



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**“Control, sensores y visualización de flujo en la
modalidad de volumen control para un prototipo
didáctico de ventilación mecánica”**

T E S I S

Que presenta

ING. BRENDA ARAE GONZÁLEZ JUAREZ

Para obtener el Grado de

MAESTRA EN CIENCIAS

**EN LA ESPECIALIDAD DE
INGENIERÍA ELÉCTRICA**

Director de la Tesis: Dr. Ernesto Suaste Gomez

Ciudad de México

Junio 2022

Contenido

1. INTRODUCCIÓN	9
1.1 Introducción.....	9
1.2 Planteamiento del problema.....	10
1.3 Solución propuesta	10
1.4 Objetivos.....	11
1.4.1 Objetivo general.....	11
1.4.1 Objetivos específicos.....	11
2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	12
2.1 Respiración	12
2.2.1 Aparato respiratorio.....	13
2.2.2 Ventilación con presión negativa	15
2.2 Ventilador mecánico.	16
2.2.1 Ventilación con presión positiva	16
2.2.2 Objetivos de la VM	17
2.2.3 Algoritmos de control.....	17
2.3 Señales del ventilador	18
2.3.1 Señal de flujo	18
2.3.1.1 Sensor de flujo.....	19
2.3.1.2 Sensor de fluoruro de polivinilideno (PVDF).....	20
2.3.2 Gráficos de las señales.....	21
2.3.2.1 Curva de flujo.....	21
2.3.2.1 Curva de volumen	22
2.4 Parámetros de ventilación	23
2.5 Modalidades ventilatorias.....	28
2.5.1 Ventilación controlada por volumen	28
2.5.2 Ventilación controlada por presión	28

2.5.3 Ventilación mandatoria	29
2.5.4 Ventilación asistida.....	29
2.5.3 Ventilación espontanea	30
2.5.2 Ventilación asistida controlada	30
2.5.2 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada SIMV	30
2.6 Alarmas.....	31
2.6.1 Alarmas en la ventilación controlada por volumen.....	32
3 METODOLOGÍA.....	34
3.1 Modelo en MATLAB para la obtención de la señal de volumen.....	34
3.2 Sensores de flujo.....	36
3.2.1 Caracterización de los sensores de flujo.....	38
3.2.2 Obtención de señal de flujo.....	44
3.2.3 Sensor de flujo definitivo.....	48
3.3 Circuito de administración y sensado	51
3.3.1 Regulación de presión y mezcla de gases	53
3.3.2 Control de válvulas inspiratorias.	54
3.3.3 Sensado y espiración	57
3.4 Programación de microcontrolador.....	58
3.4.1 Tiempos de respiración	59
3.4.2 Definición de volumen y flujo	61
3.5 Interfaz gráfica	63
3.5.1 Entradas.....	64
3.5.2 Gráficas.....	67
3.5.3 Salida	68
3.6 Programa de interfaz gráfica	70
3.6.1 Conexión serial, entras y salidas	70
3.6.2 Ciclo inspiratorio y ciclo espiratorio	72
4 RESULTADOS.....	77

4.1 Definición de tiempos de inspiración y espiración.....	79
4.2 Definición de tiempos de pausa inspiratoria	90
4.3 Definición de Volumen tidal.....	92
4.4 Funcionamiento de alarma de flujo.....	94
5 DISCUSIÓN.....	96
6 CONCLUSIONES.....	99
Referencias	102

DEDICATORIA

A Guillermina Cristina Juárez Torrejón y
Nicolas González Rodríguez, gracias por enseñarme a luchar.

A Ariel Misael González Juárez, mi cómplice de travesuras.

Y a Félix Daniel, mi compañero de aventuras.

AGRADECIMIENTOS

Siempre voy a agradecer a mi familia por su apoyo incondicional a lo largo de mi vida, tanto emocional como económico, por enseñarme a luchar por mis sueños siguiendo el camino correcto y por todo su amor y cariño. A mis papás; Guille y Nicolas, quienes son mi ejemplo a seguir, por enseñarme a ser perseverante en mis metas, a ser humilde y respetuosa y por estar siempre que los necesito. A mi hermano; Arian, por ser una gran compañía a lo largo de estos años, por escucharme, por ser un buen consejero, y por ser mi cómplice en ideas creativas. Quiero agradecer a mi compañero de vida; Félix Daniel, por alentarme en mis metas y sueños, por su cariño incondicional y por enseñarme lo bonito de la vida.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por contribuir económicamente en mi formación académica, apoyándome a descubrir lo maravilloso de la ciencia.

Quiero agradecer al Dr. Ernesto Suaste por los conocimientos compartidos durante la elaboración de este trabajo, por encender la chispa de la curiosidad y por apoyarme durante la realización del proyecto, que a pesar de las dificultades por la contingencia sanitaria, estuvo presente en todo momento para que siguiera adelante. Asimismo quiero agradecer a mi compañero del Lab.10; Rodolfo por su entusiasmo en el proyecto y por compartir sus conocimientos.

Agradezco a mis amigos de maestría: Paz, Fausto, Daniel y Elí; con quienes compartí buenas experiencias dentro y fuera de la institución, gracias por su soporte en lo académico y en lo personal, dándome buenos consejos y muchos momentos de alegría.

RESUMEN

Debido a la importancia de contar con tecnología médica puntual, actualizada y accesible, se presenta la iniciativa de desarrollar un prototipo de ventilación mecánica; un equipo considerado de soporte vital debido a su importante función en el proceso de respiración, con el fin adquirir y analizar las señales utilizadas para la ventilación controlada por volumen, haciendo énfasis en la señal de flujo. El proyecto abarca la selección y ubicación de los sensores dentro del sistema, el control de señal y de algunos parámetros auxiliares, la visualización gráfica y la seguridad del equipo, enfocada en la programación de alarmas, además se realiza un análisis de la viabilidad de implementar un sensor de flujo fabricado con polímeros.

Se presenta implementación y control del modo de ventilación de volumen control en un prototipo didáctico de ventilación, desde la fabricación y optimización del prototipo, el diseño de circuitos electrónicos, la programación del control del circuito de ventilación a través de una interfaz gráfica, hasta la proyección de parámetros y graficas necesarios para la interpretación del tratamiento. Asimismo se muestran los resultados de la obtención del proyecto final.

Se obtuvo un prototipo de ventilación funcional para estudio del desempeño de componentes, sensores y del mismo equipo de ventilación en general y para comprobar el funcionamiento del equipo se ejecutaron diversas configuraciones que desafiaron a los componentes, el sensor de flujo electo, la distribución de los materiales, el circuito electrónico y la interfaz gráfica. Las configuraciones consistieron en la modificación de parámetros de entrada como; tiempo inspiratoria, tiempo espiratorio, pausa inspiratoria y volumen tidal, simulando diversos escenarios que se pueden presentar al momento de aplicar el tratamiento de ventilación en personas que cuentan con la capacidad de realizar la ventilación por si mismos. Se obtuvieron las señales representativas de flujo y volumen de gas; a través de la interfaz gráfica desarrollada, que ingresó durante la fase inspiratoria al pulmón de prueba, a su vez se obtuvo el parámetro de frecuencia respiratoria dado por el programa de ventilación.

Además se presenta la funcionalidad de la alarma de flujo auditiva y visual que se desarrolló como elemento de seguridad.

ABSTRACT

Due to the importance of having punctual, updated, and accessible medical technology, an initiative is presented to design and develop a mechanical ventilator prototype, a device considered of life support due to the importance during de process of respiration in patients unable to breath on their own; in order to acquire and analyze the signals used for volume controlled mechanical ventilation, emphasizing in the flux signal.

The project includes the sensor selection and positioning within the system, signal and auxiliary parameters control and display and the system safety, focused in the programming of alarms; furthermore an analysis is made, focused on the implementation of a polymer based flux sensor within the system.

A functional ventilation prototype was built to study the performance of the multiple electronic components, sensores and the overall functionality of the device. To test its capabilities, various configurations were programmed and executed that pushed every piece (chosen flux sensor, material distribution, electronic circuit and graphic user interface) to its limit. The configurations consisted of changes in the entry parameters such as, inspiratory time, expiratory time, inspiratory pause, tidal volume; simulating different scenarios that could happen while applying assisted mechanical ventilation to patients that lack the ability to breath for themselves. Visual graphics that represent the cycle of flux and gas volume during ventilation with a test lung were obtained through the developed graphic user interface, and the respiratory rate was obtained via the prototype's software, which also serves as a security measure thanks to the programmed visual and auditory alarm system that activates when the measured flux is outside the programmed limits.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción

Un equipo de ventilación mecánica tiene como función sustituir el trabajo de respiración externa, específicamente la ventilación que es aquella que genera el intercambio de gases necesarios para el metabolismo celular, entre el paciente y el medio ambiente (atmósfera). El equipo se encarga de la administración de gases a pacientes que no son capaces de realizar esfuerzos ventilatorios por si mismos debido a múltiples padecimientos como insuficiencia respiratoria entre otros, dicho suministro se rige bajo condiciones de volumen, presión, flujo y tiempo, que son adquiridas y monitoreadas gracias a distintos sensores colocados en el equipo.

En los últimos años se han desarrollado equipos de ventilación microprocesados, permitiendo que la calidad y velocidad del proceso sea más óptimo dando mayor seguridad y eficacia al tratamiento de ventilación. La introducción de múltiples sensores y la creación de las modalidades ventilatorias en la programación, han sido los aspectos más importantes en los avances tecnológicos de estos equipos [1], ya que con sensores precisos se es posible tener datos más exactos para una mejor monitorización del intercambio gaseoso, asimismo los sensores deben ser accesibles debido a su demanda en la ámbito médico, y con la implementación de las modalidades se asegura un patrón de ventilación adecuado para las necesidades y tratamiento de cada paciente, así como el monitoreo adecuado para prevenir alguna anomalía durante el proceso..

El ventilador mecánico es considerado un equipo médico de soporte vital, ya que ayuda a completar una de las funciones mas importantes del organismo; la oxigenación celular, es por ello que se deben de contar con las herramientas necesarias para auxiliar en el trabajo ventilatorio de manera segura y precisa. Además es necesario que dicha herramienta sea accesible en múltiples aspectos puesto que es necesaria en cada unidad hospitalaria.

1.2 Planteamiento del problema

Los equipos de ventilación mecánica son elementos de soporte vital indispensables en las unidades de cuidados intensivos, contribuyen en el tratamiento respiratorio, cardíaco e incluso neurológico de pacientes que se encuentran en estado crítico, aunque una de sus principales funciones es reducir las complicaciones de la insuficiencia respiratoria aguda [2]. Con los recientes avances tecnológicos de los equipos microprocesados se han implementado mejoras, enfocadas a la incorporación de sensores con las características adecuadas para obtener señales fiables y en el control y programación de los modos ventilatorios para un mejor confort del paciente.

Debido a la importancia de contar con ventiladores mecánicos en las unidades hospitalarias es necesario examinar e implementar la tecnología necesaria para la elaboración del equipo médico, facilitando su distribución en los centros médicos.

En la modalidad de control volumen el flujo es la señal que dirige la actividad ventilatoria, se debe tener un estricto control desde su obtención con los sensores adecuados, la programación necesaria para obtener el volumen corriente, su sincronización con los parámetros complementarios, hasta su visualización de manera gráfica.

1.3 Solución propuesta

Se propone elaborar el control de la señal de flujo para la modalidad de control volumen, seleccionando el o los sensores adecuados para la obtención de dicha señal, así como su distribución en el esquema y circuito del equipo, la programación de los parámetros para la distribución de los gases de la modalidad mencionada, su visualización gráfica y un sistema de seguridad con alarmas en un prototipo de ventilación mecánica.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Elaborar el control del flujo y volumen en la modalidad de volumen control de un prototipo didáctico de ventilación, desde la obtención de señales hasta la proyección gráfica de los parámetros.

1.4.1 Objetivos específicos

- Seleccionar sensores fiables para la obtención de la señal de flujo.
- Desarrollar el programa del control del flujo en conjunto con los demás parámetros para la distribución de gases adecuada.
- Desarrollar el programa de la ventilación controlada por volumen.
- Diseñar una proyección de los gráficos y valores del flujo y volumen.
- Diseñar un sistema de seguridad con alarmas auditivas y visuales.

2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

El ventilador mecánico tiene como objeto proporcionar soporte ventilatorio parcial o total en pacientes con capacidad ventilatoria limitada o nula, ya sea para remplazar el trabajo ventilatorio o ayudar al paciente a realizarlo. [1]

A lo largo de los años los equipos de ventilación mecánica han sufrido diferentes modificaciones con el fin de facilitar el proceso ventilatorio en los pacientes.

La última generación de ventiladores nace entre los años 1970 y 1980, estos equipos cuentan con la tecnología de microprocesadores que da inicio a las modalidades ventilatorias

Dentro de las partes mas importantes del ventilador microprocesado se encuentran los sensores; que son los encargados de captar señales necesarias para el control de ciertas modalidades de la ventilación, y para la monitorización de diversos parámetros. El sensor de flujo se encarga de calcular la cantidad de gas que se está suministrando al paciente (inspiración) y la que es expulsada por el mismo (espiración). Además, los volúmenes de dichos gases son calculados por la misma señal de flujo.

2.1 Respiración

El proceso de respiración tiene como finalidad la distribución de oxígeno a las billones de células que constituyen al organismo, ya que el metabolismo aeróbico de estas necesita del aporte de oxígeno y de otros nutrientes que se encuentran en la atmósfera terrestre, además de la eliminación de desechos generados, como el dióxido de carbono [3].

La respiración se puede dividir en 2 procesos, de acuerdo a su interrelación, la respiración celular se refiere a la interacción intracelular del oxígeno con otras moléculas para la producción de CO_2 , H_2O y energía, mientras que la respiración

externa es el movimiento o intercambio de los gases entre la atmósfera y las células, y se subdivide en:

- Intercambio de aire entre el medio y los alveolos: Es el proceso de ventilación que consta de la inspiración; entrada del aire de la atmósfera a los pulmones y la espiración que es salida del aire hacia el medio exterior.
- Intercambio de O_2 y CO_2 entre los pulmones y la sangre
- Transporte de O_2 y CO_2 en la sangre
- Intercambio de gases entre la sangre y las células

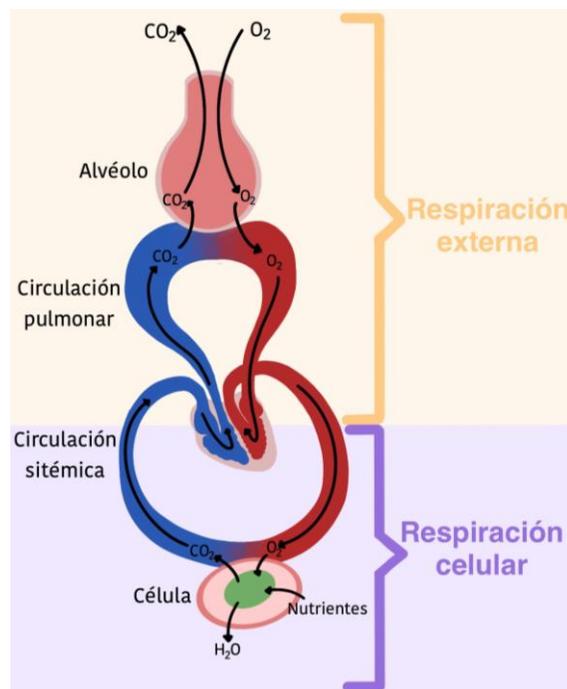


Fig 1 Esquema de la respiración externa y respiración celular

2.2.1 Aparato respiratorio

El proceso de respiración es realizado gracias al aparato respiratorio que se encarga de coordinar a las estructuras del cuerpo humano para el intercambio de los gases y sus principales funciones son:

- Ventilación pulmonar: Distribución de los gases; entrada y salida de aire, entre el medio ambiente y los alveolos pulmonares [4].

- Intercambio de gases entre la atmósfera y la sangre: El sistema respiratorio permite la entrada de oxígeno para su distribución en los tejidos y células, y desecha el dióxido de carbono resultante del metabolismo.
- Regulación homeostática del PH: El pH en los pulmones está definido a partir de las concentraciones de dióxido de carbono [3].

El aparato respiratorio se divide en 2 partes para su estudio, el tracto respiratorio superior que está conformado por la boca, la cavidad nasal, la faringe y la laringe, a esta parte también se le conoce como zona de comunicación debido a que son las estructuras que se encargan de la conducción del medio externo a la superficie de los pulmones. El tracto respiratorio es la otra subdivisión, a esta pertenecen la tráquea, los 2 bronquiolos primarios, sus ramificaciones, alveolos y los pulmones. La organización estructural se muestra en la Fig 2.

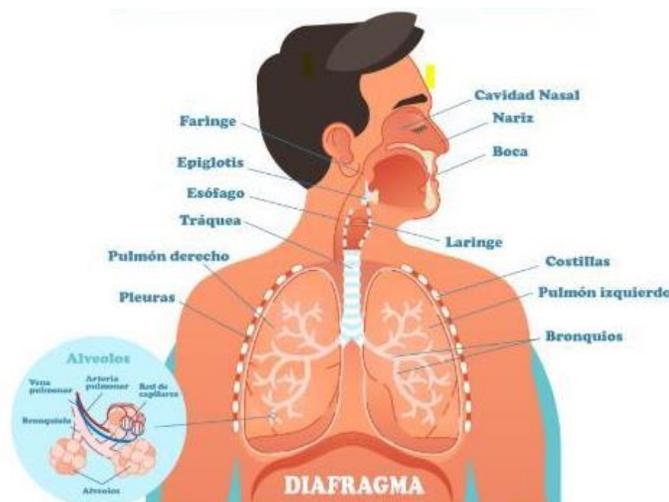


Fig 2 Organización estructural del sistema respiratorio

El aire ingresa en el tracto superior a través de la boca y de la nariz, pasa por la faringe y después fluye por la laringe hasta llegar a la tráquea que se extiende hacia los pulmones y se ramifica en 2 bronquios (primarios); uno para cada pulmón, estos se siguen ramificando formando bronquiolos hasta llegar a los alveolos, donde se realiza el intercambio de los gases [3].

Los huesos y músculos del tórax, el diafragma y el abdomen asisten el movimiento de la ventilación [3]. En la inspiración los músculos intercostales externos son los que se encargan de elevar la caja torácica, aunque también existe participación de otros músculos como los esternocleidomastoideos que elevan el esternón, los músculos serratos anteriores que elevan a algunas costillas y lo escalenos que levantan a las costillas, el diafragma se contrae moviendo los pulmones hacia abajo. Durante la espiración la caja torácica regresa a su tamaño, los músculos rectos del abdomen, mueven las costillas inferiores regresándolas a su lugar, otros músculos abdominales comprimen el diafragma, moviéndolo hacia arriba [4].

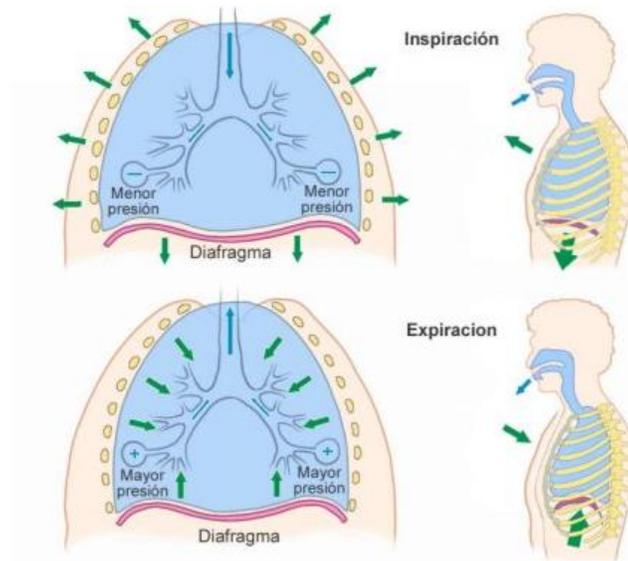


Fig 3 Movimiento de la caja torácica durante la inspiración y espiración

2.2.2 Ventilación con presión negativa

Durante la respiración se lleva a cabo una ventilación con presión negativa. Cuando se realiza la inspiración, el tórax incrementa su tamaño (volumen), generando que la presión interior disminuya y se permita la entrada de aire, por el contrario, durante la espiración el tórax disminuye de tamaño, aumentando la presión interior, expulsando el aire. Este fenómeno cumple con la ley de Boyle [5].

2.2 Ventilador mecánico.

El ventilador mecánico es un equipo médico que auxilia en el proceso de ventilación a pacientes que no son capaces de realizar esta tarea por si mismos, asegurando un adecuado intercambio de gases en los pulmones.

El ventilador se encarga de suministrar una combinación de gases a una presión suficiente que es capaz de superar las resistencias friccionales y propiedades elásticas de la vía aérea; dada por la elastancia de los tejidos pulmonares. [5] Los gases llegan al nivel de los alveolos capilares donde se realiza la hematosis, que es el intercambio de O₂ en CO₂ a nivel celular.

2.2.1 Ventilación con presión positiva

La ventilación mecánica actúa de forma contraria a la ventilación fisiológica mejor conocida como ventilación con presión negativa (Fig 4), ya que en la ventilación con presión positiva, el equipo de ventilación suministra aire y oxígeno en la vía aérea de manera directa, los gases llegan a los pulmones generando una presión positiva dentro de ellos, el gradiente de presión es supra atmosférica; es decir que la presión se encuentra por encima de la presión atmosférica, indicada en 0 cm H₂O en estudios de ventilación mecánica. La administración del gas debe ser intermitente para que se pueda generar la espiración siguiendo los gradientes de concentración en los pulmones. El uso de la ventilación con presión positiva puede presentar riesgos que se derivan en principio de la inversión de las condiciones de presión dentro del tórax [6].

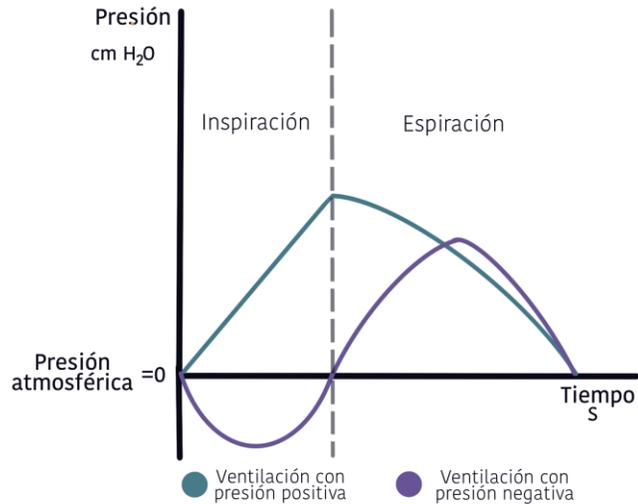


Fig 4 Ventilación con presión positiva y ventilación con presión negativa

2.2.2 Objetivos de la VM

El propósito de la ventilación es proporcionar un intercambio gaseoso adecuado y seguro, cuando no hay otras alternativas para lograrlo. Los objetivos son:

- Lograr una ventilación adecuada y poner en reposo a los músculos respiratorios para evitar fatiga.
- Corregir Hipoxemia y caída de volumen pulmonar.
- Estabilizar la pared torácica
- Mantener o restaurar el volumen pulmonar o la capacidad residual funcional.
- Mejorar la ventilación alveolar y la oxigenación tisular [7].

2.2.3 Algoritmos de control

Los ventiladores actuales pueden procesar información de las señales y parámetros, y tomar decisiones de acuerdo a las necesidades del paciente. Existen 2 esquemas:

- Bucle abierto: El operador define los valores de los parámetros necesarios para la ventilación, estos no se alteran ni se modifican hasta que el operador realice un cambio en ellos.

- Bucle cerrado: El operador define los valores, sin embargo el ventilador cuenta con retroalimentación de la salida de los parámetros, lo que le permite procesar las señales y realizar un ajuste en los valores sin necesidad del operador [1].

2.3 Señales del ventilador

El ventilador recibe señales para utilizarlas en el monitoreo de los parámetros de la ventilación y para el control de la misma. Las señales que son necesarias para el control y monitoreo del proceso de ventilación son señal de presión y señal de flujo, ambas se obtienen de sensores específicos para cada una, distribuidos a lo largo del circuito y el equipo.

2.3.1 Señal de flujo

La señal de flujo indica la velocidad que tienen los gases en el intercambio ventilatorio; es decir, la velocidad de entrada de aire del ventilador hacia los pulmones del paciente, conocida como inspiración y la velocidad de la salida de los gases generados en el organismo al medio exterior, denominada espiración. La forma de la señal de flujo varía de acuerdo al patrón de ventilación (modalidad) que esté activo, sin embargo en todas las modalidades, la señal presenta una curva perteneciente a la inspiración con un flujo positivo y otra que represente la fase espiratoria con flujo negativo, ambas manifestadas en tiempos específicos (Fig 5).

El flujo se adquiere de manera indirecta; a partir de un atributo de dicha magnitud, sin embargo el monitoreo del flujo debe ser preciso, la media de la cantidad de los gases distribuidos en la vía respiratoria debe ser adecuada para poder evitar algunos efectos derivados de la mala ventilación, como el volutrauma; sobredistención y ruptura de estructuras pulmonares, o el barotrauma; cantidad alta de gas en la vía aérea [8].

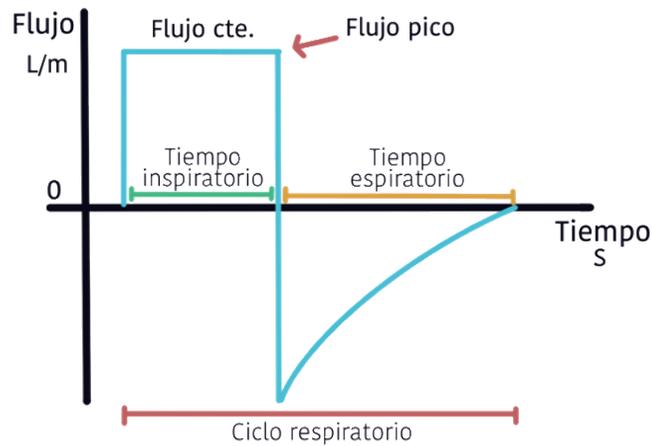


Fig 5 Señal de flujo

2.3.1.1 Sensor de flujo

Para la medida del flujo se emplean caudalímetros que se encargan de medir con precisión del flujo de gas en la rama inspiratoria, espiratoria o ambas. Posteriormente se obtendrán los valores de volumen con la integración de la señal de flujo.

Para la obtención de la señal de flujo existen varios sensores con diferentes métodos de medida:

- Anemómetro de hilo caliente: Este sensor utiliza un hilo de platino, mide el flujo de masa y se basa en intercambio de calor entre el flujo de fluido y el hilo. Suelen ser más exactos que otros sensores ya que tienen una alta sensibilidad con un corto tiempo de respuesta, sin embargo debido a su construcción son frágiles y es necesario manipularlos adecuadamente [9].
- Ultrasónicos: Contiene un par de transductores por los cuales se trasmite una señal ultrasónica, se analizan los cambios provocados por la velocidad del medio intermedio que se dan durante trayecto [10]. Su principal ventaja es que la composición y la temperatura del gas no influyen de manera significativa en la medida, sin embargo suelen ser menos precisos.

- Masa de flujo, sistema micro electromecánico (MEMS): Funciona según el principio de transferencia de calor. Consta de un microcanal por donde pasa una porción del gas, paralelo al flujo principal, en el interior se encuentran 2 resistencias sensibles a la temperatura con películas de platino y nitruro de silicio. La diferencia de temperatura del gas de entrada y el de salida del microcanal se toma como el caudal [1]. Tienen un bajo consumo de energía pero pueden tener problemas con la humedad y con algunas partículas ya que el canal es muy pequeño [11].

2.3.1.2 Sensor de fluoruro de polivinilideno (PVDF)

El fluoruro de polivinilideno (PVDF) es un polímero inteligente que entra en la rama fluoropolímero ya que está constituido por átomos de flúor. Es conocido por su estabilidad química y térmica y sus propiedades ferroeléctricas y mecánica, además es un material que presenta piezoelectricidad [12, 13]. Otras características que se han encontrado en varias investigaciones son:

- No toxico
- Material biocompatible
- Bastante flexible
- Soporta temperaturas de hasta 90 °C
- Resistente a la humedad

En varios experimentos previos se ha utilizado al fluoruro de polivinilideno para la fabricación de sensores o transductores debido a su valor piezoeléctrico, piroeléctrico y a las fotopiroeléctricas y ferroeléctricas que posee. También se han adicionado diferentes materiales al PVDF con el fin de modificar o mejorar sus propiedades, de acuerdo a la aplicación [13], un ejemplo de esto es que el fluoropolímero se puede deformar fácilmente, afectando los resultados, sin embargo puede adicionarse un material que le de estructura y resistencia [14].

En un estudio realizado previamente en el Laboratorio no. 10 de la sección de bioelectrónica se observaron cambios en la permitividad del fluoruro de polivinilideno al someterlo a cambios de temperatura, mostrando un comportamiento casi lineal. El estudio consistió en someter una prótesis de oreja fabricada con PVDF a diferentes condiciones de temperatura, desde 5 °C hasta 150 °C, sin embargo después de los 90 °C la respuesta se mantuvo sin cambios [15].

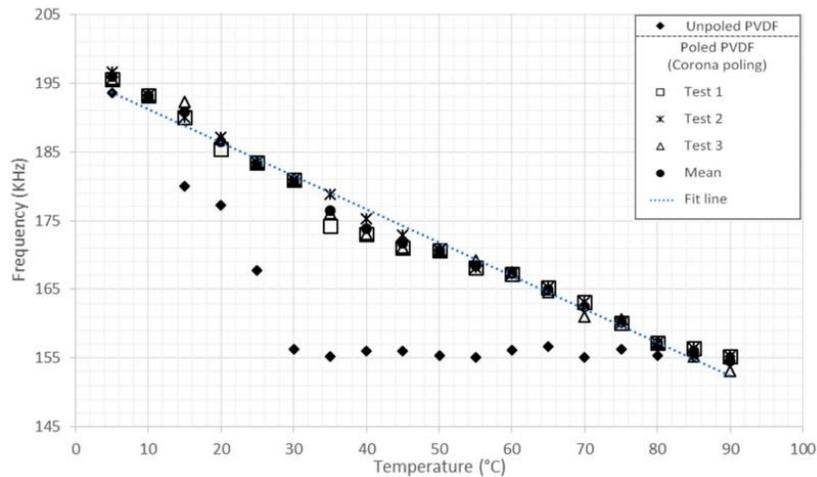


Fig 6 Resultados del experimento de una prótesis de oreja fabricada con PVDF, sometida a cambios de temperatura

Este experimento mencionado anteriormente demuestra que es posible emplear sensores que detecten cambios de temperatura, dando paso a la fabricación de un sensor de flujo con el principio de transferencia de calor. Una ventaja de utilizar sensores hechos con materiales poliméricos para la detección del flujo es su bajo costo, fácil fabricación y una buena estabilidad

2.3.2 Gráficos de las señales

2.3.2.1 Curva de flujo

Durante la fase de inspiración (administración de gases del ventilador) la señal de flujo se presenta por encima del flujo 0; valores positivos, mientras que la señal que se

encuentra por debajo de la línea 0; valores negativos, representa la fase del espiración (expulsión de gases) [16]. Si se cuenta con una pausa al termino de la inspiración, como se muestra en la Fig 7 se considera parte de la fase inspiratoria, a esta pausa se le denomina pausa inspiratoria.

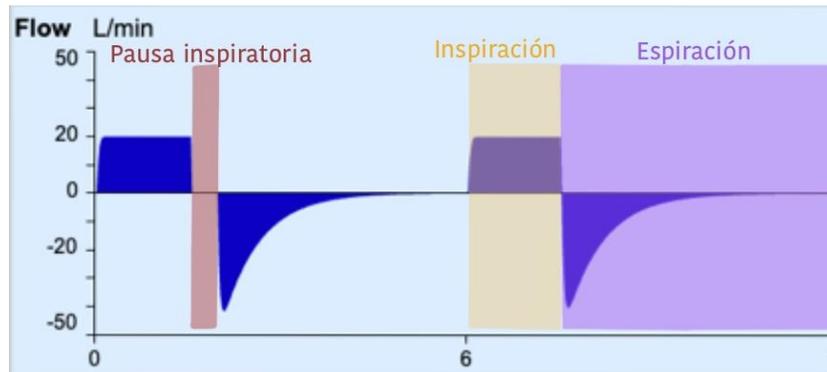
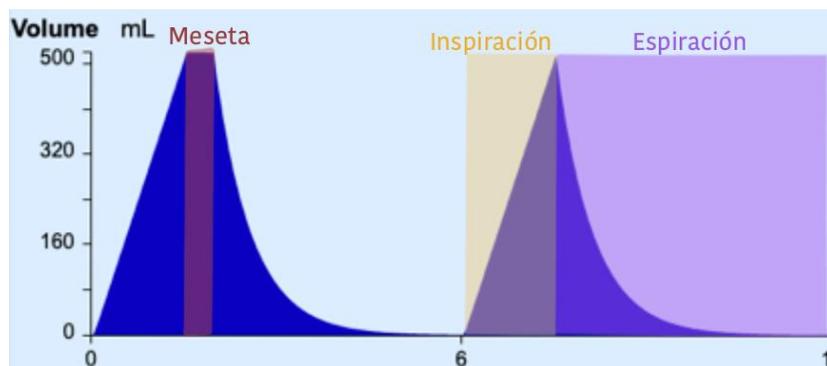


Fig 7 Curva de flujo en modalidad de volumen control

2.3.2.1 Curva de volumen

El volumen proviene de la medición del flujo, específicamente del área bajo la curva flujo-tiempo. La pendiente o curva ascendente indica el volumen inspirado por el paciente, y la pendiente descendente muestra el volumen espirado. La curva de volumen puede presentar una meseta en su punto mas alto si se tiene una pausa inspiratoria en la curva de flujo, y se considera dentro de la fase inspiratoria como se muestra en la Fig 8. El volumen inspiratorio y espiratorio pueden diferir entre si, debido a la precisión de la medición del flujo; la temperatura y humedad del gas [16].



2.4 Parámetros de ventilación

Los parámetros son aquellos con los que se pueden modular las características de la ventilación mecánica requerida de acuerdo a las necesidades del paciente. La programación de estos parámetros dependen de las modalidades ventilatorias, ya que algunos son específicos de ciertas modalidades, sin embargo existen algunos que son comunes. Es importante asegurar que los parámetros se encuentren calibrados antes de conectar el ventilador a una persona. [17] Los parámetros de ventilación son:

- Volumen corriente (V_c o V_t): La cantidad de gas o gases que es entregada por el ventilador mecánico en un ciclo de ventilación [7], generalmente es expresado en mililitros (mL) o en litros (L), dependiendo de la capacidad del paciente. Se recomienda emplear un V_t entre 5-7 mL/kg, el valor puede variar de acuerdo a las patologías existentes [18], tomando como referencia el peso ideal que se define con la ecuación (1) para pacientes femeninos y la ecuación (2) en pacientes masculinos.

$$PI = 45.5 + 0.91(Altura (cm) - 152.4) \quad (1)$$

$$PI = 50 + 0.91(Altura (cm) - 152.4) \quad (2)$$

El V_t se programa en las modalidades de control volumen y en control presión se indica dependiendo de las características de la vía aérea del paciente. Los valores de volumen tidal provienen de la integración matemática del flujo entregado en la fase inspiratoria y espiratoria (Fig 9).

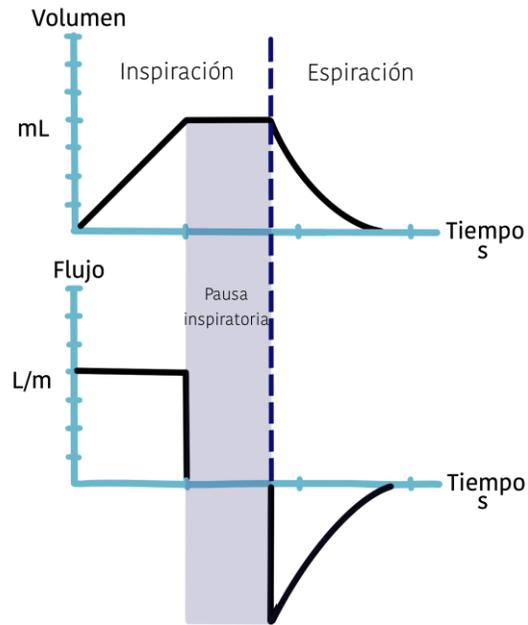


Fig 9 Señal de flujo y señal de volumen obtenida a través de integración

- Frecuencia respiratoria (FR): Es el número de respiraciones que se realizan en un minuto que se programan o realiza el paciente. Se indica en rpm o resp/min. La programación se realiza en control volumen y control presión. El número de respiraciones está inversamente relacionado con el tiempo del ciclo respiratorio, si se mantiene la relación inspiración/espriación constante y se aumenta la FR, disminuye el tiempo de inspiración [17].
- Volumen minuto (Vm): Volumen de gas entregado por el ventilador en un minuto, se indica en litros por minuto (LPM) y el valor se obtiene del producto de V_t por FR como se indica en la ecuación (3). Es programada en las modalidades de volumen y presión, sin embargo algunos ventiladores realizan el cálculo con los valores de V_t Y FR. El rango normal de la ventilación por minuto es de 5 a 7 l / min [19].

$$Vm = (Vt)(FR) \quad (3)$$

- Flujo inspiratorio: Velocidad con la que los gases ingresan en la vía aérea durante la inspiración, esta velocidad es dependiente del gradiente de presión del sistema respiratorio [7]. Se expresa en litros por minuto (L/m).

En algunos respiradores se programa en las modalidades de control volumen y control presión, mientras que en otros modelos el respirador ajusta el flujo de acuerdo a la programación del volumen y el T_i .

En ventilación control volumen, al incrementar la velocidad de flujo, el pico inspiratorio también aumenta, generando un tiempo de pausa más amplio en la gráfica de V_t [17].

- Tiempo inspiratorio (T_i): Tiempo durante el cual los gases ingresan hasta llegar a los pulmones, generando una presión positiva. Se programa o es estimada en ambas modalidades, de acuerdo a las características de fabricación.

En la ventilación control volumen, el tiempo total se divide en 2 fases: T_i donde ingresan los gases y la segunda donde no hay entrada de gas, después del ingreso existe un periodo de tiempo conocido como tiempo de pausa inspiratoria (T_p) y se considera dentro del T_i total [17], como se representa en la ecuación (4).

$$T_i \text{ total} = T_i + T_p \quad (4)$$

- Tiempo de pausa inspiratoria: Tiempo posterior al T_i dedicado a la distribución del gas en los pulmones y alveolos. Durante este periodo las válvulas inspiratoria y espiratoria se cierran, manteniendo el volumen de gas inspirado en los pulmones, permitiendo una ventilación más homogénea [7].

- Relación inspiración, espiración (I:E): Indica la relación de tiempo que existe en la inspiración y la espiración en un ciclo respiratorio [17]. Se indica en segundos, tanto para la inspiración como para la espiración (I/E).

En algunos equipos, se programa el tiempo inspiratorio (s) y en el caso de volumen control también se define el tiempo de pausa (T_p), el ventilador programa el tiempo de espiración de acuerdo al tiempo del ciclo respiratorio y a la FR. La relación I/E puede alterar los márgenes de tiempo de acuerdo a las necesidades del paciente, los tiempos pueden igualarse (1/1), invertirse de manera que el T_i sea más amplio (1.5/1, 2/1) o más corto que el tiempo espiratorio (1/2, 1/2.5) [17].

- Presión inspiración máxima (PIM o PIP): Presión que se encarga de vencer las resistencias friccionales y propiedades elásticas de los tejidos de los pulmones en la entrada de los gases. También es conocida como presión pico
- Presión positiva al final de la espiración (PEEP): Se produce por el atrapamiento de volumen dentro de los pulmones debido a un cierre parcial de la válvula de espiración, manteniendo un nivel de presión bajo dentro de los pulmones con el fin de disminuir el colapso alveolar y mejorar la oxigenación del paciente [7].

Es programada por el operador de acuerdo a las necesidades del paciente, inicialmente se determina de 0 a 2 cm H₂O, pero puede extenderse a 5 cmH₂O si se requiere. En la (Fig 10) se visualiza a la línea base sobre la presión atmosférica (0 cm H₂O).

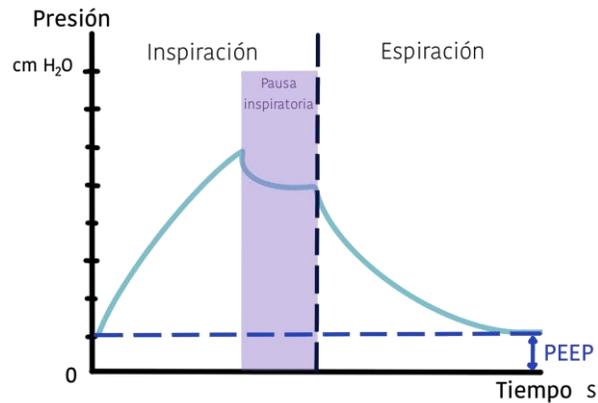


Fig 10 Señal de presión con PEEP programado

- *Trigger*. Este parámetro indica el momento en que se abre la válvula inspiratoria al detectar un esfuerzo inspiratorio realizado por el paciente.

El esfuerzo puede ser captado con un cambio en los valores del flujo o de presión, en el primer caso se detecta un flujo negativo con un sensor ubicado en la parte espiratoria del circuito, se requiere de un mínimo esfuerzo por parte del paciente para llegar al *trigger* ya que se programa un flujo de 1 a 3 L/min. En el caso de la presión, el esfuerzo inspiratorio del paciente genera una presión negativa que es captado por un sensor de presión, el *trigger* se programa de $-1,5$ a -2 cmH₂O [17].

Cuando existe esta presión positiva constante durante una ventilación con modalidad espontánea, es nombrada Presión Positiva Continua en la Vía Aérea (CPAP) [2].

- Fracción inspirada de oxígeno: Porcentaje de oxígeno que contiene el aire que es dirigido el ventilador al paciente, el porcentaje mínimo corresponde a un 21% de oxígeno y el máximo de 100% (oxígeno puro) [17]. Es programado por el usuario y depende de las necesidades del paciente.

2.5 Modalidades ventilatorias

Un modo ventilatorio es la forma en la que el ciclo de ventilación se va a desarrollar entre el paciente y el ventilador, siguiendo un patrón definido de acuerdo a las necesidades requeridas. Las modalidades se pueden de:

- **Variable de control:** El ventilador solo controla una variable para lograr la ventilación y se mantiene constante a pesar de los cambios en la mecánica ventilatoria, se puede controlar por volumen, presión o flujo. Las demás variables van a ser dependientes de las características del sistema respiratorio.
- **Secuencia respiratoria:** Es el patrón que sigue en ventilador. El ciclo ventilatorio puede ser asistido; donde el ventilador apoya en el trabajo de ventilación, mientras que el paciente indica el inicio de cada ciclo, parcial; el paciente y el ventilador trabajan en conjunto y completa; donde el trabajo es únicamente realizado por el ventilador [1].

2.5.1 Ventilación controlada por volumen

En este modo se programa el volumen y se mantiene constante, al igual que el flujo, la frecuencia respiratoria se puede programar o el paciente la puede iniciar si se tiene una secuencia asistida, mientras que la presión va a estar indicada de acuerdo a la resistencia de la vía aérea y la distensibilidad [20]. La variable de control es el flujo, ya que integrando matemáticamente este valor se obtiene el valor del volumen corriente. En los gráficos correspondientes al flujo, se pueden observar diferentes patrones, como flujo constante, ascendente, descendente o sinusoidal.

Con un volumen constante se asegura la ventilación alveolar y en el parámetro de la presión se puede identificar fácilmente los cambios de la impedancia respiratoria causados por alguna obstrucción en la vía aérea.

2.5.2 Ventilación controlada por presión

Se programa a la presión como variable independiente o de control, y este parámetro es constante en el tiempo, mientras que el volumen y el flujo se modifican de acuerdo a la presión y con los cambios de impedancia. El tiempo inspiratorio se programa en el ventilador [20]. Con una presión constante, se tiene una mejor distribución de la ventilación en los alveolos [1].

El comportamiento gráfico de la presión se caracterizan por generar curvas cuadradas mientras que las gráficas de flujo únicamente muestran un comportamiento desacelerante, a diferencia del control por volumen.

Parámetro	Control por volumen	Control presión
Volumen corriente (Vt)	Programado / Constante	Variable
Presión máxima	Variable	Programado / Constante
Flujo inspiratorio	Programado / Constante	Variable
Patrón de flujo	Onda cuadrada	Desacelerado
Tiempo inspiratorio	Programado	Programado

Tabla 1 Programación de los parámetros en las modalidades de control volumen y control presión

2.5.3 Ventilación mandatoria

En la modalidad mandatoria la ventilación total está a cargo únicamente del equipo ventilatorio, es decir que no hay participación por parte del paciente. El ventilador determina el principio y final de la inspiración, además del movimiento de los gases.

2.5.4 Ventilación asistida

Se denomina asistido ya que el trabajo ventilatorio está realizado por ambas partes, ventilador y paciente simultáneamente. El ciclo inspiratorio es iniciado con el esfuerzo

del paciente; el ventilador detecta una presión negativa o un flujo inspiratorio y genera una presión positiva para iniciar el ciclo [7]. El movimiento de los gases es hecho por el ventilador generando una asistencia ventilatoria sincronizada, en tiempo y magnitud [21].

2.5.3 Ventilación espontanea

En esta modalidad el esfuerzo proviene en su mayoría del paciente, este trabajo dependerá de las condiciones mecánicas de sus sistema respiratorio y su esfuerzo muscular [7]. El inicio y finalización del ciclo están dirigidas por el paciente pero el ventilador realiza el apoyo ventilatorio durante todo el ciclo de respiración; es decir el volumen o presión no dependen de un valor establecido, sino de la demanda del paciente.

2.5.2 Ventilación asistida controlada

Esta modalidad se emplea cuando el paciente necesita de apoyo ventilatorio total, el ciclo respiratorio es iniciado por el ventilador o por el paciente, pero la ventilación queda a cargo del equipo [22]. En el caso de que el paciente pueda respirar, al realizar un esfuerzo inspiratorio, se presenta una presión negativa (trigger) y el ventilador inicia un nuevo ciclo ventilatorio. Si el paciente presenta nulo esfuerzo inspiratorio, el ventilador va a iniciar el ciclado a partir de una frecuencia respiratoria programada por el operador. Es importante que se programe el trigger adecuado para que el equipo pueda detectar cuando se presenta un esfuerzo respiratorio por parte del paciente, evitando la fatiga del mismo. La modalidad asistida-controlada puede ser controlada por volumen o presión, de acuerdo a las necesidades del paciente [23].

2.5.2 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada SIMV

La modalidad permite que el paciente realice respiraciones espontáneas entre los ciclos mandatorios del ventilador. El quipo de ventilación tiene un periodo de espera

antes de comenzar un ciclo, sincronizando el esfuerzo inspiratorio del paciente y la insuflación del ventilador [23].

En este modo puede ser controlado por presión o volumen y se programa la frecuencia respiratoria [24]. A frecuencias altas se cubren las demandas ventilatorias del paciente, igualando a la ventilación asistida-controlada.

2.6 Alarmas

El ventilador debe contar con un sistema de alarmas para mantener la seguridad del paciente y dar aviso al usuario de las fallas que se presenten durante la ventilación facilitando que el personal realice funciones auxiliares y maniobras en la ventilación del paciente, ya sea en seguridad eléctrica o en el cambio de algún parámetro [2].

Las alarmas deben ser precisas, fáciles de interpretar y programar; en el caso de alarmas programables e idealmente audibles y/o visuales. Se pueden clasificar en activas, pasivas, programables y no programables (Tabla 2).

Activas	Pasivas
Se activan automáticamente mecanismos de seguridad	Solamente avisan de cambios importantes
No programables	Programables
Suministro eléctrico	Alta y baja presión en la vía aérea
Baja presión de aire/	Alta frecuencia
Fallo de válvula de exhalación	Alto y bajo volumen minuto (VM) exhalado
Válvula de seguridad abierta	Frecuencia respiratoria máxima
Sistema de reserva activado	Pérdida de PEEP

Apnea	*Es recomendable programarlas en 10-20% por encima y por debajo de los parámetros establecidos
-------	--

Tabla 2 Clasificación de alarmas

2.6.1 Alarmas en la ventilación controlada por volumen

Las alarmas mas importantes durante la ventilación controlada por volumen son las relacionadas con las presiones en la vía aérea. Como el flujo, el volumen y el tiempo inspiratorio con constantes, los cambios en las distensibilidad del sistema respiratorio, en la resistencia de la vía aérea y en el esfuerzo muscular del paciente se van a manifestar por alteraciones en la presión [1].

- Alarma de alta presión: Alarma activa. El nivel máximo se fija por el operador y el ventilador debe emitir la señal de alarma cuando la presión rebase dicho nivel, al mismo tiempo la válvula exhalatoria se debe abrir para finalizar la inspiración. El nivel máximo se programa alrededor de 10 a 15 cm H_2O por encima del nivel fijado.
- Alarma de baja presión: Detecta desconexión o fugas importantes con pérdida de presión base. En alguno equipos se programa alrededor de 10 a 15 cm H_2O por debajo de la presión máxima.
- Frecuencia respiratoria máxima: El valor de frecuencia a la cual el paciente puede desarrollar atrapamiento aéreo. El valor máximo se fija por el operador, no debe ser mayor de 30-35 ciclos por minuto, si se rebasa el nivel el ventilador emitirá la alarma.
- Pérdida de PEEP: Detecta pequeñas fugas de gas o mal funcionamiento de la válvula espiratoria. Debe programarse a 2-3 cm H_2O por debajo del nivel del PEEP establecido.

- Volumen minuto (VM) bajo: El VM es el parámetro que está más directamente relacionado con la ventilación y, por lo tanto, con la presión arterial de CO_2 . Se programa 10% a 15% por debajo del volumen minuto promedio. Detecta desconexiones y fallo de alimentación.

3 METODOLOGÍA

3.1 Modelo en MATLAB para la obtención de la señal de volumen.

Para obtener los valores del volumen de los gases que están siendo administrados en un tiempo determinado se aplica una integral a la señal de flujo. Una vez obteniendo los datos gráficos del flujo mediante el sensor, se calcula el área acumulada bajo la curva de la señal de flujo inspiratoria y espiratoria para determinar la cantidad (en litros) del gas administrado y del gas expulsado, empleando la ecuación (5).

$$y(t) = \int_{t_2}^t x(\tau) d\tau \quad (5)$$

El procesamiento de las señales se realizó en la plataforma de Matlab, inicialmente se probaron distintas señales de flujo simuladas; control volumen y control presión, para corroborar el correcto funcionamiento del programa. En la Fig 11 se muestra la obtención de la señal de volumen a partir de un flujo perteneciente a la modalidad de control volumen, se puede observar que cuando existe un flujo positivo el volumen va aumentando hasta llegar a un punto máximo y empieza a disminuir hasta llegar al punto 0 cuando el flujo se vuelve negativo.

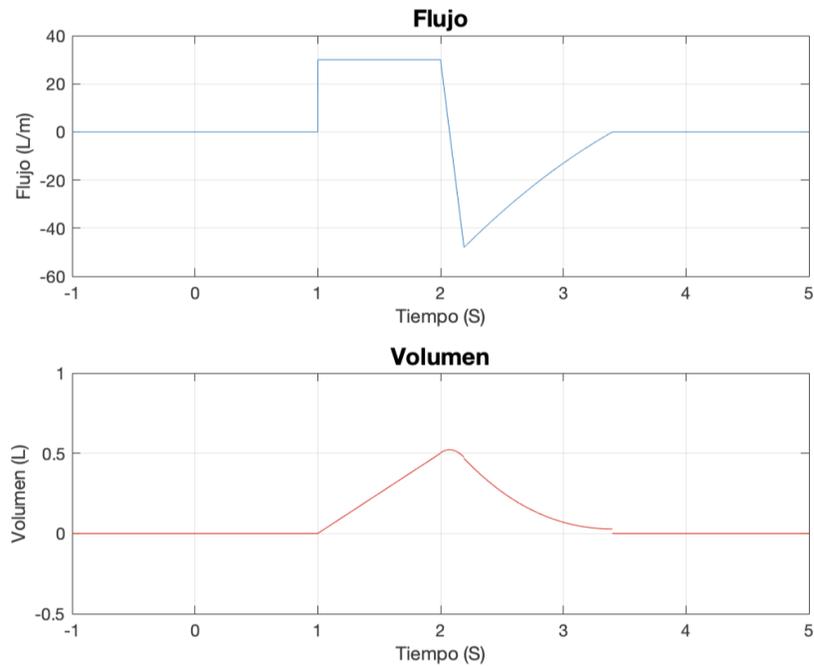


Fig 11 Señal de flujo en la modalidad de control volumen y señal volumen obtenida en el proceso de integración.

En la Fig 12 Señal de flujo en la modalidad de control presión y señal volumen obtenida en el proceso de integración se muestra la grafica de volumen obtenida a partir de una señal de flujo simulada en la modalidad de control presión, se observa que debido a que la señal de flujo inspiratoria tiene un comportamiento desacelerante, el volumen inspiratorio no es lineal, sino acelerante, con una curva ascendente. Al igual que la experimentación anterior, el volumen llega a su punto máximo (V_t) y disminuye a la par del flujo, hasta llegar al punto inicial.

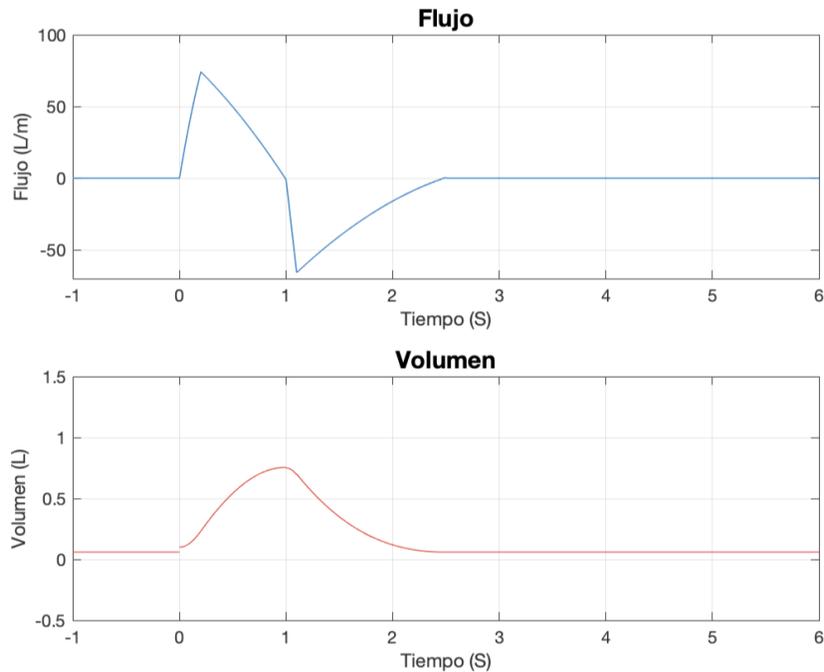


Fig 12 Señal de flujo en la modalidad de control presión y señal volumen obtenida en el proceso de integración

3.2 Sensores de flujo

Se realizaron pruebas con distintos modelos de sensores de flujo con el fin de seleccionar el componente que se adapte mejor a las necesidades del equipo y a los objetivos establecidos. Algunas de las características que influyeron en la selección de los sensores fueron el funcionamiento específico para flujo de aire y oxígeno, uso en equipos médicos, y de uso continuo; es decir, que no sean de un solo uso o desechables.

Inicialmente se seleccionaron 3 sensores de diferentes con diferentes rangos de respuesta y mecanismo de funcionamiento.

1. Sensor Honeywell Zephyr

El sensor Honeywell Zephyr, mostrado en la Fig 13, está diseñado para medir el flujo de gases no corrosivos, por lo tanto es ideal para la medición de oxígeno, aire y la mezcla de ambos, el rango de respuesta del sensor es de 50 ccm a 750 ccm (0.05 - 0.75 L/m) y funciona a una temperatura de -20 °C a 70 °C [25],

es capaz de medir el flujo es 2 direcciones y tiene un tiempo de respuesta rápido a los cambios de flujo, importante en las aplicaciones médicas.



Fig 13 Sensor Honeywell Zephyr

2. Sensor Sensirion SFM3020

Este sensor mostrado en la Fig 14, proporciona medidas de flujo altos de aire y oxígeno; con un rango de -10 slm a 240 slm que cumple con las normas nacionales establecidas para los equipo de ventilación. Mide el flujo en una dirección y es capaz de detectar reflujos, su tiempo de respuesta es rápido y se inicializa en 30ms, tiene salida analógica y el suministro de voltaje es de 5V. El flujo de respuesta de calibra de acuerdo al porcentaje de FiO₂ y funciona en temperaturas de -20°C a 85°C. [26]



Fig 14. Sensor Sensirion SFM3020

3. Sensor Honeywell AWM5101

El sensor (Fig 15) funciona con el sistema de transferencia de calor, puede medir el flujo de gases como oxígeno, nitrógeno y dióxido de carbón. El rango de flujo va de 0 slm a 5 slm, consume 8V pero es posible un suministro de 5V y su salida es analógica.



Fig 15. Sensor Honeywell AWM5101

3.2.1 Caracterización de los sensores de flujo

Debido a que los 3 sensores a estudiar tienen características diferentes entre sí, es necesario analizar el funcionamiento de cada uno de ellos, para eso, se tomaron en cuenta las especificaciones dadas por los fabricantes y operaciones adicionales necesarias para obtener los resultados de flujo en estándar litros por minuto (slm).

Posteriormente se analizaron las ecuaciones de respuesta de cada sensor con el fin de visualizar el comportamiento teórico del flujo de gases en cada uno de ellos. Se consideró un voltaje de entrada de 5V en cada sensor y voltajes de salida en un rango de 0 a 5V con cambios de 0.2V.

El sensor honeywell Zephyr mostró una respuesta lineal y es bidireccional, por lo tanto tendrá respuestas positivas y negativas, es decir, una escala de -100% a 100%,

con el punto mas alto en 1slm y el punto bajo en -1slm. Para obtener el flujo de los gases en sccm (Centímetros cúbicos estándar por minuto) se emplea la ecuación (6), posteriormente se hará la conversión a slm; medida estándar en los lineamientos de fabricación en México [27].

$$F_A = \frac{F_{FS}(V_O/V_S - 0.5)}{0.4} \quad (6)$$

En la Tabla 3 se muestran los resultados obtenidos del sensor honeywell Zephyr, donde, en la segunda columna se muestra el flujo en ccm, y en la tercera columna su equivalente a slm; unidad utilizada en el control de la ventilación. En lo datos de la tabla se puede observar que el sensor tiene un comportamiento lineal, donde el punto de 0 L/m se da a 2.5 V, debido a que el sensor es bidireccional, los valores por debajo de 2.5 V indican en flujo en una dirección, mientras que los voltajes de 2.5 a 5 V muestran que el flujo va en dirección contraria.

Vo	Fa (sccm)	Fa (L/m)
0	-937.5	-0.9375
0.2	-862.5	-0.8625
0.4	-787.5	-0.7875
0.6	-712.5	-0.7125
0.8	-637.5	-0.6375
1	-562.5	-0.5625
1.2	-487.5	-0.4875
1.4	-412.5	-0.4125
1.6	-337.5	-0.3375
1.8	-262.5	-0.2625
2	-187.5	-0.1875
2.2	-112.5	-0.1125

2.4	-37.5	-0.0375
2.6	37.5	0.0375
2.8	112.5	0.1125
3	187.5	0.1875
3.2	262.5	0.2625
3.4	337.5	0.3375
3.6	412.5	0.4125
3.8	487.5	0.4875
4	562.5	0.5625
4.2	637.5	0.6375
4.4	712.5	0.7125
4.6	787.5	0.7875
4.8	862.5	0.8625
5	937.5	0.9375

Tabla 3 Respuesta del sensor honeywell Zephyr en sccm y L/m

El sensor Sensirion SFM3020 tiene una respuesta lineal a una escala de -10% a 100%, siendo 160slm el punto mas alto, la parte negativa de la escala facilita la visualización de reflujos; paso del aire en la dirección opuesta. Para obtener el flujo de los gases en slm se emplea la ecuación (7) dada por el fabricante.

$$Flujo = 212.5 * \left(\frac{A_{out}}{5V} - 0.1 \right) - 10 \quad (7)$$

Los resultados de la ecuación del sensor SFM3020 se muestran en la Tabla 4, donde se observan valores mayormente positivos indicando la dirección predominante de flujo y algunos valores negativos correspondientes a la dirección opuesta del flujo principal, los valores del negativo son muy poco debido a la capacidad del sensor, sin embargo son muy útiles para indicar reflujos o atrapamientos. El flujo 0 o la línea base

se encuentra en 0.735V de salida. La respuesta general del sensor es lineal como se puede ver en la gráfica (Fig 16).

Vo	Fa (L/m)
0	-31.35
0.2	-22.75
0.4	-14.25
0.6	-5.75
0.8	2.75
1	11.25
1.2	19.75
1.4	28.25
1.6	36.75
1.8	45.25
2	53.75
2.2	62.25
2.4	70.75
2.6	79.25
2.8	87.75
3	96.25
3.2	104.75
3.4	113.25
3.6	121.75
3.8	130.25
4	138.75
4.2	147.25
4.4	155.75

4.6	164.25
4.8	172.75
5	181.25

Tabla 4 Respuesta del sensor SFM3020 en L/m

El sensor Honeywell AWM5101 también tiene un comportamiento lineal y una sola dirección de flujo que va de 0 a 5slm siendo esta ultima el punto más alto de respuesta, la escala de salida va de 1V como 0 % a 5V que corresponde al 100%. Debido a su respuesta lineal, se utiliza la ecuación (8) de la recta para obtener los valores de flujo en slm

$$y - y_1 = m (x - x_1) \quad (8)$$

Para determinar la ecuación del sensor, se tomo en cuenta el valor mas bajo de salida en voltaje y el mas alto; 1V y 5V respectivamente, y posteriormente obtener los resultados en los valores de flujo, la ecuación (9) es la resultante.

$$Flujo = \frac{5(V_s) - 5}{4} \quad (9)$$

El flujo teórico dado por el sensor AWM5101 se muestra en la segunda columna de la Tabla 5, Los resultados del flujo son positivos en su mayoría y se encuentran entre los valores de salida de 1V a 5V, como lo indican las especificaciones, sin embargo, se pueden observar valores negativos de flujo en voltajes de salida menores a 1V, debido a que el sensor no trabaja con voltajes bajos de salida. La línea base o el valor de 0slm es a 1V de salida.

Vo	Fa (L/m)
0	-1.25

0.2	-1
0.4	-0.75
0.6	-0.5
0.8	-0.25
1	0
1.2	0.25
1.4	0.5
1.6	0.75
1.8	1
2	1.25
2.2	1.5
2.4	1.75
2.6	2
2.8	2.25
3	2.5
3.2	2.75
3.4	3
3.6	3.25
3.8	3.5
4	3.75
4.2	4
4.4	4.25
4.6	4.5
4.8	4.75
5	5

Tabla 5 Respuesta del sensor AWM5101 en L/m

Finalmente se compararon las 3 respuestas de los sensores con el fin de analizar el comportamiento teórico de todos los sensores y dar pie a la elección del componente adecuado para el proyecto. En la gráfica (Fig 16) se muestra una

comparación de la respuesta de los 3 sensores, los modelos de honeywell; Zephyr y AWM5101 tienen un comportamiento similar en valores de respuesta y no superan un flujo de 10slm, por otro lado el modelo Sensirion SFM3020 tiene una respuesta mas amplia con respecto a los 2 anteriores.

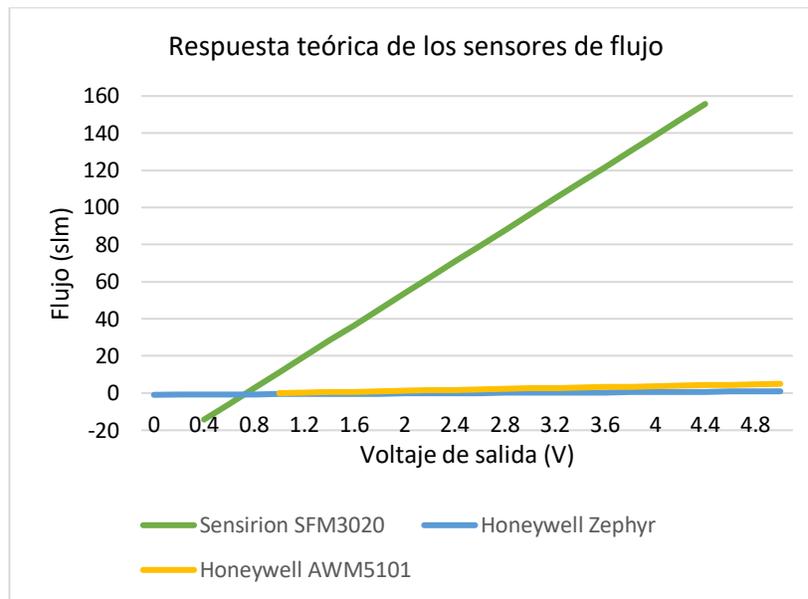


Fig 16 Señales de respuesta de los sensores AWM5101, SFM3020, Honeywell Zephyr.

3.2.2 Obtención de señal de flujo

Las primeras pruebas físicas para la obtención del flujo, se realizaron con una bomba de aire que aportaba disparos con flujo de 0 a 30 L/m y tiempos menores a 1s, que simula la parte inspiratoria de la respiración y en algunos puntos la parte espiratoria o los reflujos. La prueba se realizó con el fin de examinar el comportamiento real del sensor y verificar sus respuestas con el análisis teórico realizado previamente.

A cada sensor se le aplicaron disparos de flujo con diferente intensidad y duración; en milisegundos, para observar su repuesta con distintas condiciones de flujo.

En la Fig 17 se muestran las curvas correspondientes a la señal de flujo obtenida en la experimentación del sensor Honeywell Zephyr, al que se le aplicaron los disparos

de flujo en intervalos de tiempo de 0.5s. Se puede observar el comportamiento del flujo de aire en ambas direcciones, con el paso del aire en la dirección principal el sensor da una respuesta de voltaje por encima de 2.5 V y al regresar el aire la respuesta es un voltaje menor a 2.5 V, confirmando que el punto 0 es a 2.5 V como se había mostrado anteriormente con la ecuación (6) .

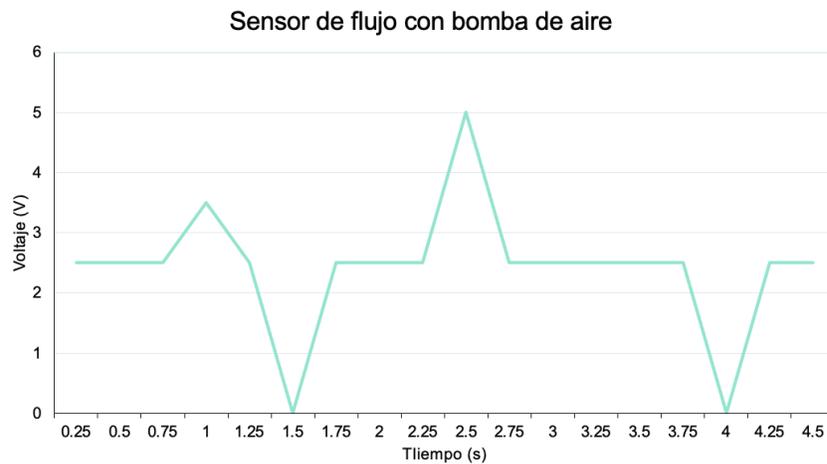


Fig 17 Señal resultante del sensor Honeywell Zephyr.

La curva de flujo resultante con el sensor Sensirion SFM3020 se muestra en la Fig 18 , donde se pueden observar las curvas de respuesta del flujo aplicado con la bomba, cada curva indica el paso de aire por el sensor en un tiempo de 2ms aproximadamente. Los valores de voltaje de salida obtenidos por cada disparo de aire se encuentran entre 1.3V y 1V.

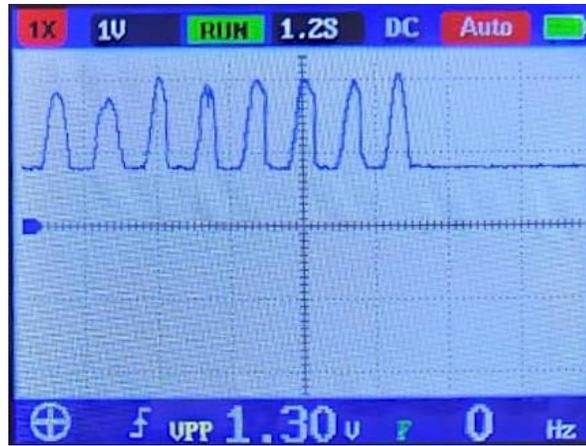


Fig 18 Señal de respuesta del Sensor SFM3020.

Con la ecuación (7) se determinó el valor del flujo aproximado resultante de acuerdo al voltaje de salida que se obtuvo en la experimentación con la bomba, y se tomó en cuenta el valor de voltaje mas alto que fue de 1.3V y el mas pequeño de 1V. Para el voltaje de salida de 1.3V se obtuvo un flujo de 24 slm y para 1V el flujo resultante fue de 11.25 slm.

De acuerdo a las especificaciones del fabricante, este sensor debe ajustarse al porcentaje de oxígeno que se encuentra en aire o los gases utilizados en este componente [26]. Usando la ecuación (10) y la ecuación (11) es posible ajustar la calibración de flujo de acuerdo al FiO_2 [17]; Fracción o porcentaje inspirado de oxígeno, necesario y obtener datos más precisos. De acuerdo a los datos de flujo obtenidos anteriormente y considerando que el aire atmosférico cuenta con un 21% de oxígeno [28], el flujo resultante final para una salida de 1.3V es de 23.61slm y para 1V, el flujo es 11.07slm.

$$Q_{O_2} = Q_{O_2}^{SFM} - \Delta Q \quad (10)$$

$$\Delta Q = 7 * 10^{-5} \times (Q_{O_2}^{SFM}) + 0.0144 \times Q_{O_2}^{SFM} \quad (11)$$

La señal de flujo obtenida durante la experimentación con el sensor Honeywell AWM5101 se muestra en la Fig 19, en ella se pueden observar los impulsos de aire en cada curva que indican el flujo de aire al pasa por el sensor, este flujo solo se ve en una dirección y cada pulso tiene una duración de 1ms a 2ms. Los valores de voltaje obtenidos por cada disparo de aire se encuentran entre 1.7V y 1.75V.

Aplicando la ecuación (9) para el voltaje mínimo y máximo de salida; 1.7V y 1.75V respectivamente, el flujo resultante en L/m, es de 0.875 slm para el valor menor y 0.9375 slm para el mayor. A diferencia de otros sensores este no se calibra de acuerdo al porcentaje de oxígeno en el aire.

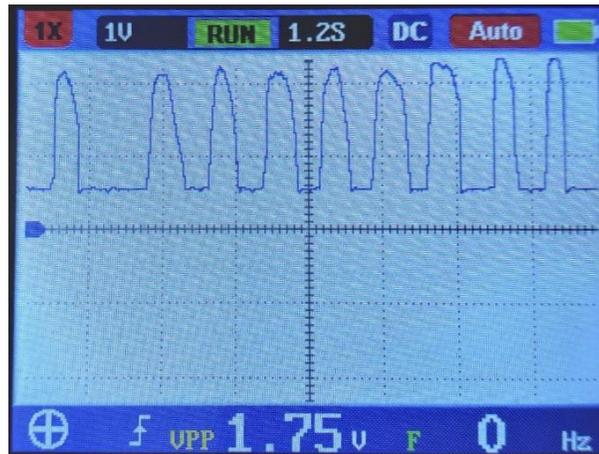


Fig 19 Señal de respuesta del sensor Honeywell AWM5101

De acuerdo a las necesidades del prototipo de ventilación, el sensor que cuenta con las características necesarias para el funcionamiento del proyecto es el modelo Sensirion SFM3020. Su respuesta es amplia y cumple con los lineamientos expuestos por el COFEPRIS para la fabricación y distribución de ventiladores mecánicos en la región; correspondientes a flujo de 0 a 150 L/m [27].

La respuesta del sensor se puede calibrar de acuerdo a la fracción de oxígeno presente en el aire atmosférico, dando una respuesta mas certera que se adapta a los valores de FIO2 programados por el personal médico. Además su estructura es ideal

para la manufactura del circuito interno de ventilación ya que cuenta con las medidas para el ensamble de los ductos de aire.

3.2.3 Sensor de flujo definitivo

Al terminar las experimentaciones con los 3 sensores Los criterios que se consideraron para la selección del sensor fueron:

- Respuesta de salida lineal y analógica.
- Voltaje de entrada a 5V.
- Rango de operación superior a 150 slm.
- Operación en un sentido de flujo o ambos.
- Tamaño de caudal superior a ½ pulgada.
- Respuesta ajustable al porcentaje de oxígeno presente en el aire

El sensor que cumple con todos los criterios establecidos es el modelo SFM3020 de la marca Sensirion, por lo tanto, es el seleccionado para probar en el prototipo y continuar con los siguientes experimentos.

Para verificar la los resultados teóricos del sensor SFM3020, se realizó un ensayo para comprobar los datos obtenidos que consistió en comparar la señal de flujo del sensor con un flujometro hospitalario (Fig 20), presente en las tomas de oxígeno de pared de las unidades hospitalarias, el cual muestra el flujo en L/m.



Fig 20 Flujo metro

El experimento consistió en la aplicación de un flujo de aire constante de 6 L/m al sensor de flujo y el flujometro hospitalario. Se realizó una conexión con mangueras entre el flujometro hospitalario y el sensor SFM3020 (Fig 21), para que el flujo de aire de entrada sea el mismo para ambos.



Fig 21 Conexión de flujometro hospitalario con el sensor de flujo

Inicialmente al aplicar el voltaje de entrada correspondiente; 5V, al sensor la señal de salida; mostrada en la Fig 22 , fue de 805mV correspondiente a 2.965 L/m, flujo cercano a línea base 0, este flujo resultante se debe a la falta de calibración del sensor y a las pequeñas corrientes de aire que llegan al sensor, por no estar completamente aislado..

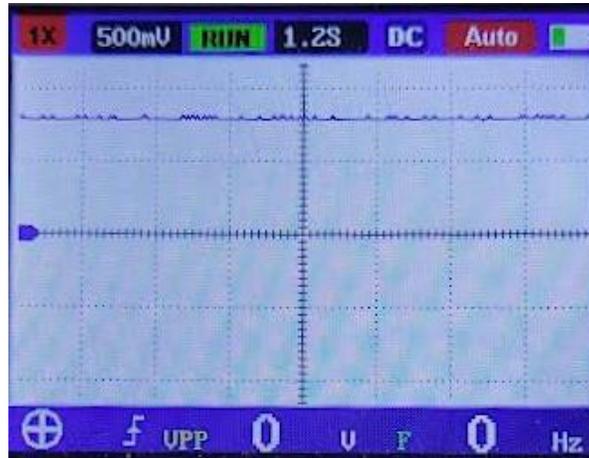


Fig 22 Señal de respuesta del sensor SFM3020 sin flujo de aire

Posteriormente, al aplicar el flujo de aire de 7.8 L/m con la bomba, la señal de salida aumento en voltaje, como se observa en la Fig 23. El voltaje aumentó 187mV respecto del voltaje previamente adquirido de 805mV, por lo tanto la señal final de salida corresponde a 992mV, indicando un flujo de 10.91mV. Se analizaron y compararon los resultados dados por el sensor y el flujometro. Finalmente, con la aplicación de la ecuación (12) se obtuvo un error porcentual de 1.92%, el cual indica que tan defesados se encuentran los datos recolectados por el sensor de flujo respecto de los valores ideales.

$$\% Error = \frac{|V_A - V_E|}{V_E} (100\%) \quad (12)$$

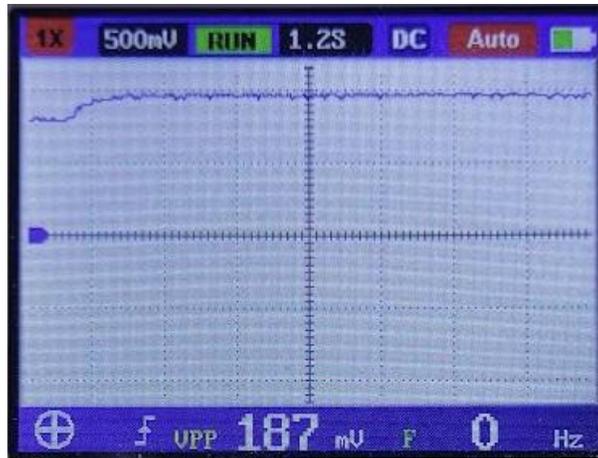


Fig 23 Señal resultante del sensor SFM3020 al aplicar el flujo de aire

3.3 Circuito de administración y sensado

Para la administración adecuada de gases al sistema respiratorio del paciente, es necesario tener un control de las cantidades, flujo y presión del aire y oxígeno que ingresan a las vías respiratorias. Por ello se propuso un diagrama de bloques en donde se controla el flujo de aire a través de diferentes componentes, dicho circuito se divide en 3 partes en las cuales se regulan las características del aire.

Los materiales y componentes utilizados para la construcción del prototipo de ventilación se documentan en la Tabla 6.

Material	Descripción	Imagen
Válvula de control para gas	Válvula para gases fabricada con latón con un sistema de accionamiento de 1/4 de vuelta y conexiones de salida de 3/8" y 1/2"	

Electroválvula	Válvula solenoide monoestable para gases y/o vapor, de corriente directa y voltaje de 24V, con caudal de 3/8" y	
Servomotor MG995	Dispositivo electrónico con sistema de regulación para posición, ángulo de hasta 180° y velocidad de 0.2s / 60°, con par de funcionamiento de 15kg. Voltaje de operación de 5.7V y corriente de 100mA.	

Tabla 6 Materiales utilizados en el circuito de ventilación

En la Fig 24 se muestra el esquema por bloques utilizado en la fabricación del prototipo de ventilación que consta de 3 fases. La primera fase corresponde a la entrada de la entrada de los gases al circuito que proviene desde una compresora de aire y llega la rama inspiratoria, la segunda fase abarca el control de las válvulas en la rama inspiratoria y finalmente donde se definen características del flujo y la tercera fase de sensado del gas con una retroalimentación hacía la rama inspiratoria para el control del paso de aire y oxígeno.

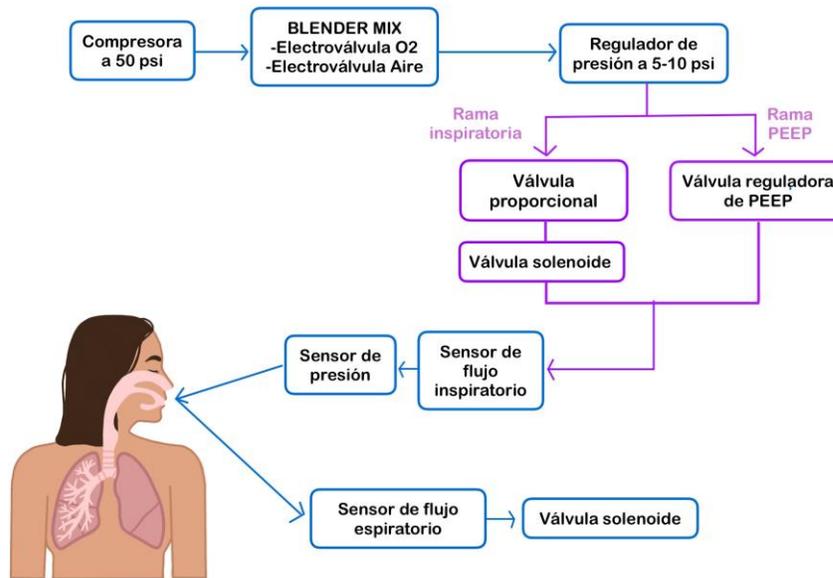


Fig 24 Esquema del circuito de ventilación

3.3.1 Regulación de presión y mezcla de gases

La primera fase se enfoca en la regulación de la presión y mezcla de los gases de entrada, debido a que las tomas murales hospitalarias aportan los gases con presiones altas; aproximadamente de 50 a 55 PSI [29], es necesario bajar la presión del aire para que pueda ser administrado a las vías respiratorias. Además, se debe realizar una mezcla de gases por parte del equipo, ya que el aire y el oxígeno son suministrados de manera individual, con el fin de poder controlar la FiO₂ que sea requerido, por lo tanto dicha mezcla debe adaptarse a los porcentajes de aire y oxígeno dados por el operador.



Fig 25 Diagrama de la primera fase de ventilación

En la Fig 25 se muestran los bloques correspondientes a la primera fase de administración. En el primer bloque se encuentra una compresora de aire que trabaja

con presiones de hasta 150 PSI, sin embargo esta se reguló a una presión de salida de 50 psi que simula la toma mural de aire presente en las unidades hospitalarias. El segundo bloque corresponde a la mezcla de aire y oxígeno que se pretende realizar con un serpentín, en donde se dé el ingreso de aire y oxígeno de forma independiente con una presión controlada y al pasar por el tubo enrollado se mezclen los gases. Finalmente, el último bloque es una válvula reguladora de presión, de acuerdo a los lineamientos de la cofepris la presión con la que debe ser administrado el aire al cuerpo humano es de 0 a 45 cmH₂O [27], equivalente a 0.64005 PSI, sin embargo en esta fase se mantiene una presión de 10 PSI como primer regulador, posteriormente el suministro de aire pasa a la rama inspiratoria y del PEEP.

3.3.2 Control de válvulas inspiratorias.

La segunda fase del prototipo (Fig 26) de ventilación está compuesta por la rama inspiratoria y la rama PEEP, donde se definen las características de los gases que van a ingresar a los pulmones; como duración y velocidad, estas ramas constan de 3 bloques, cada uno de ellos representado por una válvula de aire que se encargará de la modificación de cada propiedad del flujo, además se integra una tercera válvula donde se controla en flujo final.

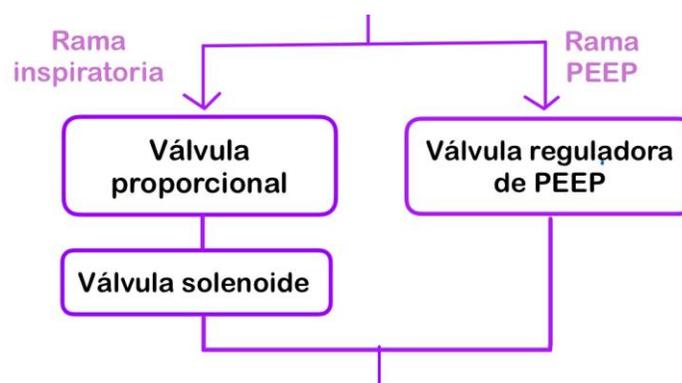


Fig 26 Diagrama de la segunda fase de ventilación

El primer bloque consta de una válvula de gas proporcional que modera el paso del aire de acuerdo a las especificaciones de flujo necesarias, esta válvula tiene la

finalidad de proporcionar el flujo específico de aire que va a ser entregado al circuito y posteriormente a las vías respiratorias de acuerdo a los parámetros que sean establecidos en el programa por el operador.

La válvula se puede regular manualmente, sin embargo, para realizar el control se acondicionó un servomotor en el sistema de accionamiento de dicha válvula con el fin de regular el porcentaje de apertura a través del control del ángulo del mismo (Fig 27).

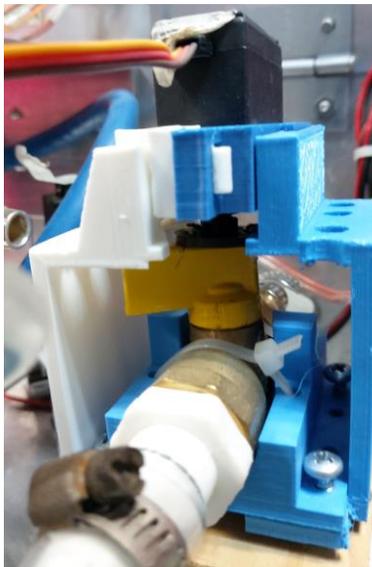


Fig 27 Válvula con Servomotor

El segundo bloque se conforma de otra válvula de aire regulable con la que se controla la PEEP, dicha presión se establece a $5 \text{ cmH}_2\text{O}$ que es el nivel máximo al que se puede establecer. A diferencia de otras válvulas esta no cuenta con un control automático sino manual y los valores de presión quedan fijo según sea necesario, este flujo de aire se distribuirá de manera uniforme sin importar los cambios del tiempo inspiratorio y espiratorio. En el circuito se identifica como válvula reguladora de PEEP, el flujo de aire que pasa por esta válvula va a ser constante durante todo el ciclo de inspiración

Finalmente el tercer bloque está compuesto por una electroválvula de todo o nada, de un solo solenoide o monoestable; es decir, que necesita un estímulo externo para modificar el émbolo [30] (Fig 28) y su estado es normalmente cerrado, por lo que un impulso de voltaje hará que la válvula abra para dar el paso al gas. En este bloque se define el tiempo de inspiración y espiración.

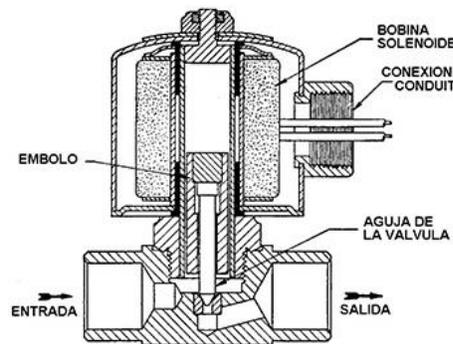


Fig 28 Esquema de electroválvula

Esta electroválvula controla la apertura y cierre del paso del gas, simulando la inspiración y espiración; es decir, mientras la válvula se encuentre en estado activo se dará el paso o entrada de los gases al circuito y posteriormente al sistema respiratorio como sucede durante la inspiración, y cuando la electroválvula se encuentre en estado 0, se cierra el paso del aire, permitiendo que por gradiente de presión [6] el aire salga de los pulmones hacia la rama espiratoria. El tiempo de apertura y cierre (T_i y T_e) serán controlados con programación y tarjetas electrónicas.

La válvula que se utilizó para las pruebas de funcionamiento se encuentra descrita en la Tabla 6. La primera prueba consistió en enviar el voltaje requerido; de 24V a la válvula con una fuente externa y mandar un flujo de aire a través del ducto para comprobar el paso de este, dicho ensayo fue exitoso al verificar la salida del aire por el canal cuando se aplicaba el voltaje necesario.

Posteriormente se implementó un circuito electrónico que estaba compuesto por un circuito integrado 555 para simular los tiempos de inspiración y espiración y un relevador para el control de los cambios de voltaje que recibía la válvula. La apertura

y cierre de la válvula coincidieron con el tiempo establecido en el circuito electrónico, por lo que se procedió a integrar el control electrónico con un microcontrolador a través de programación.

3.3.3 Sensado y espiración

En la última fase del circuito se encuentra la parte de sensado, donde se verifica el flujo que es entregado a las vías respiratoria y se monitorean los cambios que se puedan presentar en el prototipo.

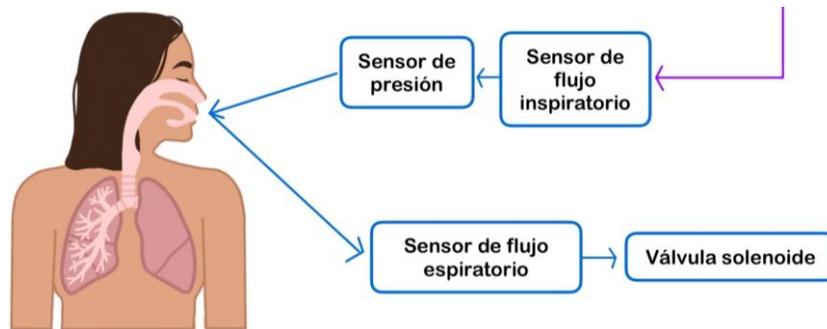


Fig 29 Diagrama de la tercera fase de ventilación

El sensado de flujo se da en 2 puntos claves, uno de ellos se encuentra en la parte inspiratoria para conocer el flujo y volumen de gases que está ingresado a los pulmones y el otro punto se ubica en la rama espiratoria para tener registro del aire que sale al ambiente. Debido a que el sensor utilizado solo puede medir el flujo en un sentido, su ubicación tiene que ser en cada una de las ramas, en el circuito del prototipo el primer sitio se encuentra al final del ajuste de los gases, antes de que el aire entre a las vías respiratorias (Fig 29) y el segundo sitio se encuentra en la rama espiratoria.

Adicionalmente se agregó una electroválvula; con las características mencionadas se encuentran en la Tabla 6, en la rama espiratoria, al final del circuito como reforzamiento de la espiración para lograr que los gases puedan salir de los pulmones en el tiempo establecido por el operador y no exista un atrapamiento de aire.

3.4 Programación de microcontrolador

El control automático del comportamiento de las válvulas utilizados en el circuito, el sensado del flujo y la activación de la alarma se realizó a través de la programación de microcontroladores, marca Arduino, modelo MEGA. Dicho microcontrolador recibe las instrucciones de control a través de una interfaz grafica; desarrollada mas adelante.

La selección de estas tarjetas se basó en el rendimiento de las mismas y en la compatibilidad que tienen con el programa App designer de la plataforma MATLAB con el que se dará la implementación de la interfaz gráfica y las intrucciones de acción

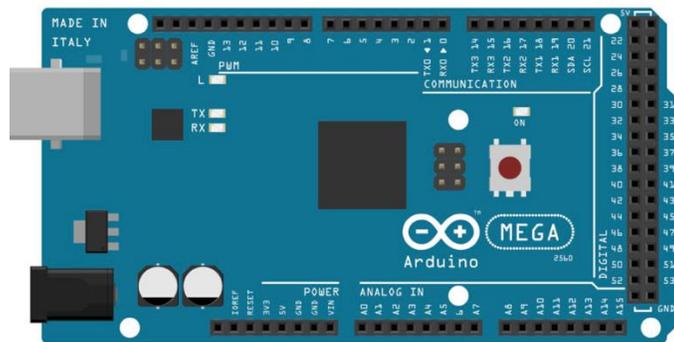


Fig 30 Tarjeta arduino MEGA

El programa se dividió en varios módulos para tener mayor rendimiento de los microcontroladores y del prototipo debido a que se pretende mantener la mayor precisión en los tiempos de ejecución y en la recopilación de datos, evitando retardos. Los módulos se establecieron de acuerdo a los componentes que se tienen para definir las características del flujo.

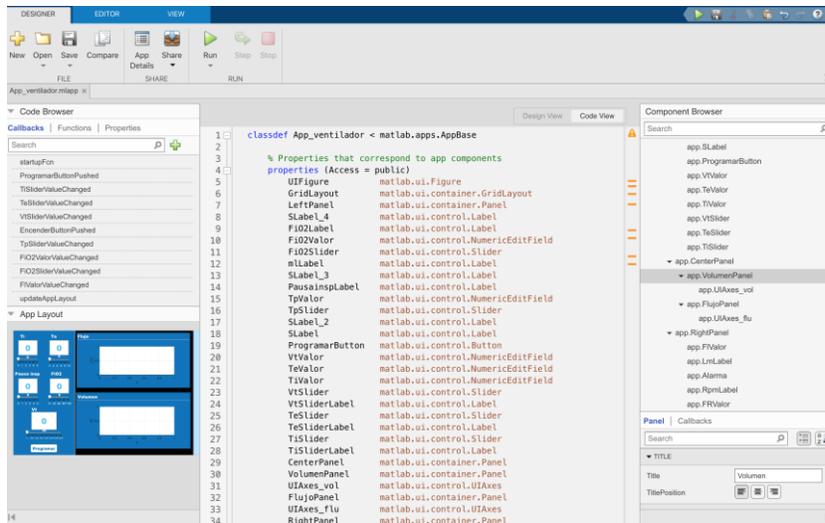


Fig 31 Ventana principal de App Designer MATLAB

3.4.1 Tiempos de respiración

El primer módulo se enfoca en el control de los tiempos de inspiración y de espiración donde el operador debe establecer el tiempo en el que el flujo estará entrando a los pulmones, y a su vez, el tiempo que este debe salir al ambiente. Las electroválvulas deben actuar; cerrar y abrir conforme a los parámetros de tiempo establecidos, por lo tanto que los elementos que se encuentran dentro de este módulo son; la válvula reguladora de la rama inspiratoria y la válvula reguladora que se encuentra al final del circuito, en la rama espiratoria. A cada válvula se le agregó un modulo de relevadores (Fig 32) para controlar las subidas y bajadas de voltaje, evitando que las válvulas tengan retardo en el tiempo de carga y descarga al momento de realizar los intervalos de inspiración y espiración. Los relevadores tienen voltaje de entrada: 5 V, voltaje de control: 3.3 ~ 9 V, voltaje de salida: 250 VCA o 30 VDC y corriente a la salida: 10 A



Fig 32 Modulo de relevadores

En el programa se definieron las entradas y salidas de la tarjeta, así como los valores que se utilizaron en toda la programación, posteriormente se estableció una comunicación serial de 9600 baudios para poder crear la conexión con el programa de Matlab para la interfaz gráfica de donde se tomaran los valores para el control de los parámetros y el funcionamiento de las válvulas. La conexión de los elementos a la tarjeta se muestran en la Fig 33.

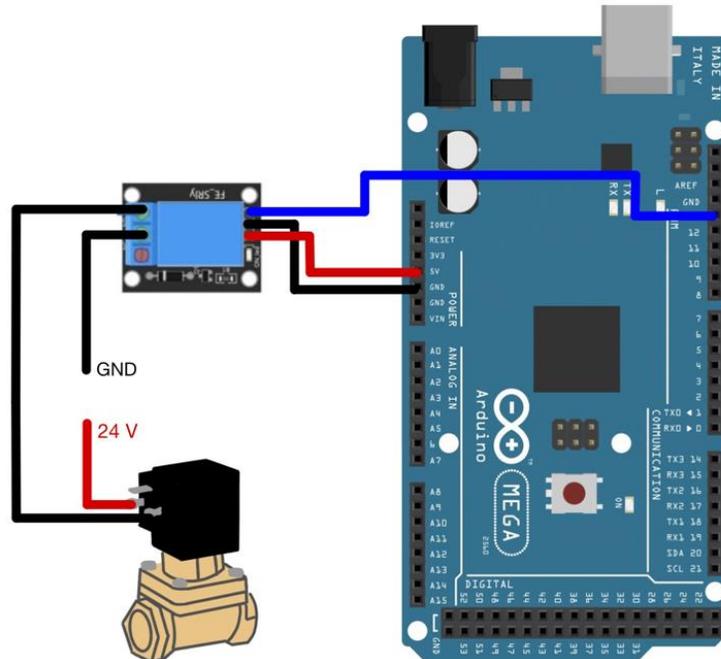


Fig 33 Circuito electrónico de electroválvulas

Las entradas digitales provienen de la interfaz e indican el tiempo inspiratorio y espiratorio en segundos, y las salidas son las señales que son enviadas a las válvulas solenoides y controlan la apertura y cierre de las mismas a través de un código binario, donde 0 es estado cerrado y 1 estado abierto.

Cuando inicia el tiempo de inspiración el arduino recibe un estado en alto (1) de la interfaz, el código envía el mismo estado en alto a la válvula solenoide de la rama inspiratoria que abre el paso del flujo de aire hacia los pulmones, al mismo tiempo la válvula solenoide de la rama espiratoria cierra el paso del flujo de gases, logrando que el aire se contenga en los pulmones hasta que termine el tiempo de inspiración y/o pausa inspiratoria. Por el contrario, cuando inicia el tiempo espiratorio el estado que envía la interfaz es bajo (0), generando que la válvula de la rama inspiratoria se cierre para detener el paso del aire, mientras que la válvula espiratoria se abre para permitir que el aire salga de los pulmones al medio ambiente cumpliendo con el ejercicio de espiración.

3.4.2 Definición de volumen y flujo

El segundo módulo controla la apertura de la válvula proporcional en la rama inspiratoria de acuerdo al nivel de volumen de aire en los pulmones que se requiera o que establezca el operador, además en este módulo se anexa la alarma de flujo para indicar si existe algún cambio.

Al igual que el primer módulo se definieron las entradas y salidas de la tarjeta, así como los valores que se utilizaron en toda la programación, y se estableció una comunicación serial de 9600 baudios. Una de las entradas es la señal proveniente del sensor de flujo y la segunda es la señal que manda la interfaz para definir la apertura de la válvula proporcional de acuerdo al volumen requerido, una salida pertenece a la señal que se envía al servomotor para definir el torque o el porcentaje de abertura de la válvula proporcional, la segunda salida es la alarma de flujo, en caso de que se presente un valor mayor o menor a lo establecido.

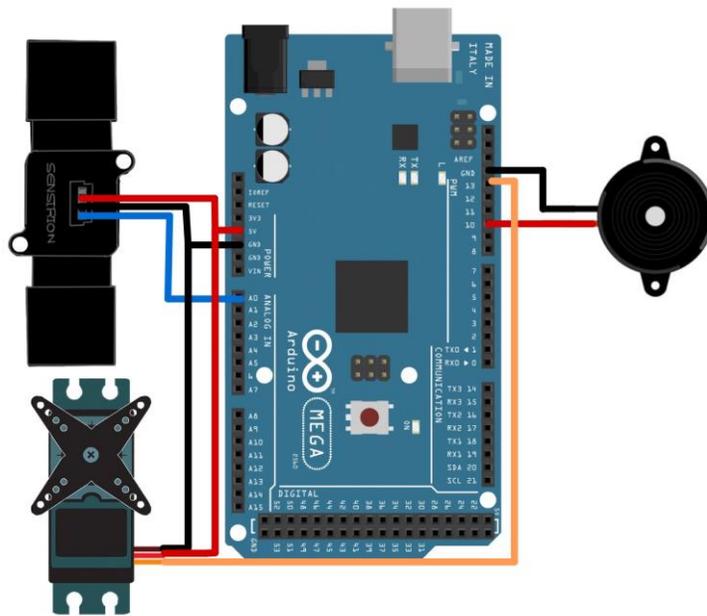


Fig 34 Circuito electrónico de control de flujo y alarma

Inicialmente en el programa se definieron los valores 0 y el máximo del torque, que pertenecen a 0° para válvula completamente cerrada y 90° para caudal completamente abierto respectivamente, los ángulos se obtuvieron a partir de las especificaciones de la válvula.

Después, a través de la comunicación serial con la interfaz, se obtuvo el valor del flujo en L/m para tener control del volumen total que se está siendo administrado en cada ciclo de respiración. En el programa se toma el valor del flujo dado por el sensor en el tiempo inspiratorio y el tiempo espiratorio, sin embargo; para graficar el flujo en la interfaz gráfica se hace la adición de ambos valores teniendo como resultado la señal del flujo bidireccional como se muestra en la ecuación (13).

$$Flu \text{ bidireccional} = Flujo \text{ inspiratorio} + Fulo \text{ espiratorio} \quad (13)$$

En este módulo también se procesó la señal proveniente del sensor de flujo y debido a que este tiene una salida analógica primero se hizo la conversión a digital de

acuerdo a las especificaciones de la tarjeta y utilizando la ecuación (14), para obtener el valor de voltaje de salida del sensor, posteriormente, este valor se utilizó la ecuación (15) para obtener el valor del flujo sensado en L/m en cada fracción del tiempo de respiración, finalmente se obtiene el valor bidireccional del flujo para mandar la información a la interfaz por medio del puerto serial, para poder graficarla y procesarla de acuerdo a los valores establecidos por el operador.

$$Voltaje = \frac{(Valor\ digital)\ (5)}{1023} \quad (14)$$

$$Flujo = (212.5) \left(\frac{Voltaje}{5} - 0.1 \right) - 12 \quad (15)$$

Adicionalmente, se integró una alarma sonora con diferentes frecuencias que indica los cambios de flujo que puedan ser detectados por el sensor. Debido a que el programa está diseñado para volumen control, el valor de flujo entregado por el prototipo durante la inspiración es fijo, por lo tanto, si se detecta un valor superior o menor a lo requerido se activará la alarma. Se definió el sonido de la alarma con varias frecuencias y pausas de 2ms, hasta lograr un tono que pudiera ser llamativo para el operador pero sin ser molesto. Durante toda la ejecución el programa recibe el valor de flujo en ml/s que debe mantenerse durante el ciclo respiratorio, si el sensor detecta una subida o bajada de flujo en más de un ciclo respiratorio o con una duración de mas de 2 segundos, la alarma sonora se activará para alertar al usuario, además la una lampara en la interfaz gráfica se encenderá con un tono rojo.

3.5 Interfaz gráfica

Para la interfaz gráfica se usó el módulo de App Designer perteneciente al programa de MATLAB, versión 2020b. Dicha interfaz genera códigos orientados a objetos que especifica el diseño de la aplicación y las vistas de diseño y código se encuentran estrechamente vinculadas de forma que, si se realiza un cambio en alguna de las 2 afectara de manera directa a la otra. Se eligió esta aplicación debido a su

diversidad de gráficos y diseños, tratando de crear una interfaz clara y amigable para el usuario debido al tipo de aplicación.

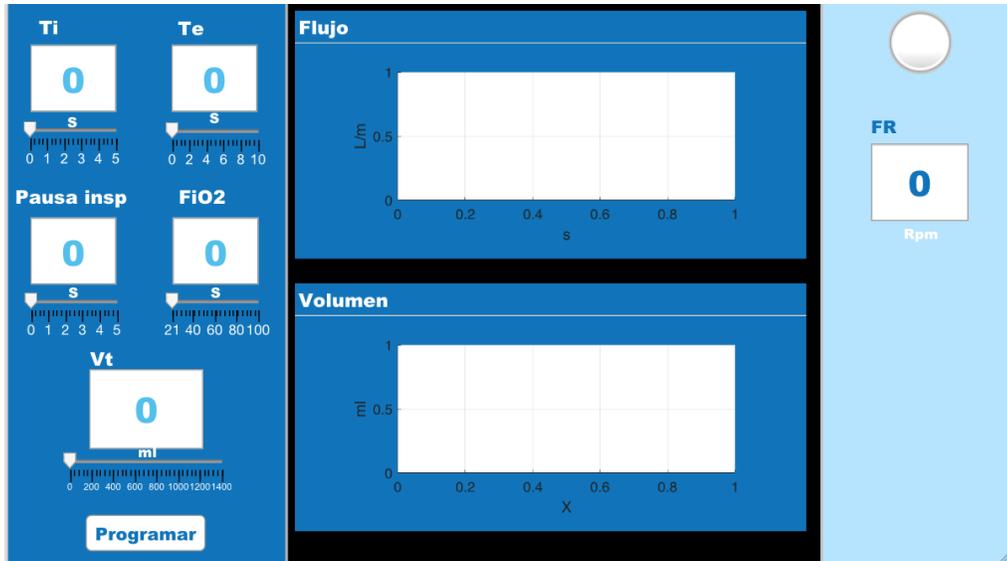


Fig 35 Panel de interfaz gráfica

La interfaz se conforma de 3 bloques (Fig 35), cada uno de ellos dedicado al tipo de gráfico; en la primera parte se encuentran los gráficos editables o entradas, en el segundo se presentan las gráficas donde se mostraran las señales de flujo y volumen, por último, en la tercera sección se muestran los datos de salida; es decir los que son dados por el mismo programa de la interfaz y no son editables.

3.5.1 Entradas

En el primer bloque se encuentran las entradas o los valores que son editables por el usuario para la definición de las características de la ventilación como:

1. Tiempo inspiratorio
2. Tiempo espiratorio
3. Pausa inspiratoria
4. FiO2
5. Volumen total

El tiempo inspiratorio define la duración de la entrada de flujo de gases a los pulmones, este valor es establecido por el operador de acuerdo a las características de la ventilación y las necesidades de los pacientes. En la interfaz se agregó la entrada para T_i como un campo editable por el operador (Fig 36), en el panel se encuentra una barra deslizante que contiene la referencia de tiempo de segundos en un rango de 0 a 5s en donde el usuario puede seleccionar el valor de tiempo inspiratorio deseado, en el mismo panel, se encuentra un recuadro donde su puede visualizar el valor seleccionado en la barra y debido a que es un valor importante este tiene un color llamativo, además de que su tamaño es grande.

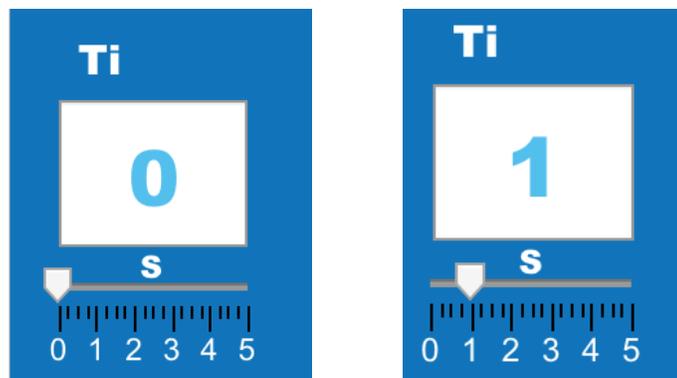


Fig 36 Entrada de tiempo inspiratorio

El tiempo espiratorio establece la duración de la salida de aire de los pulmones hacia el medio ambiente, al igual que T_i , también es definido por el operador de acuerdo a los requerimientos necesarios de la ventilación. En la interfaz se agregó un panel donde se encuentra la entrada de T_e (Fig 37), está la define el usuario seleccionando el valor correspondiente en la barra deslizante que contiene los valores en segundos, el rango de la barra es de 0 a 10s, después de la selección el valor de tiempo se muestra en recuadro con fondo blanco para tener mejor visualización del dato seleccionado que es de color azul.

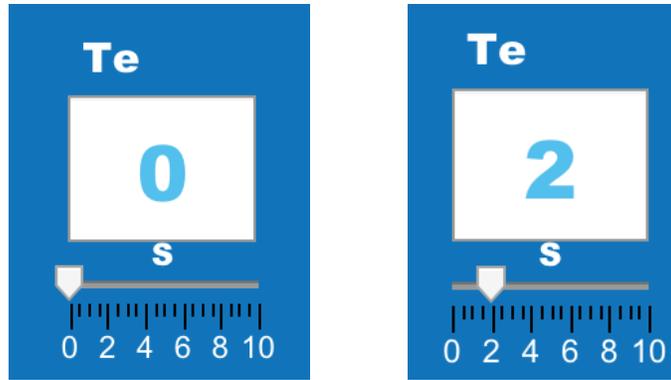


Fig 37 Entrada de tiempo espiratorio

La pausa inspiratoria indica el tiempo en el aire permanece dentro de los pulmones antes de la espiración, este valor puede establecerse por el operador o se puede dejar en valor 0 si no es necesario considerar una pausa inspiratoria en la ventilación. Al igual que los valores anteriores en la interfaz se integra un panel para la entrada (Fig 38) de este valor que contiene una barra con la que se indica el tiempo de pausa; en segundos, con un rango de 0 a 5, también se muestra el valor seleccionado en un recuadro blanco para que el usuario tenga presente el tiempo de pausa.

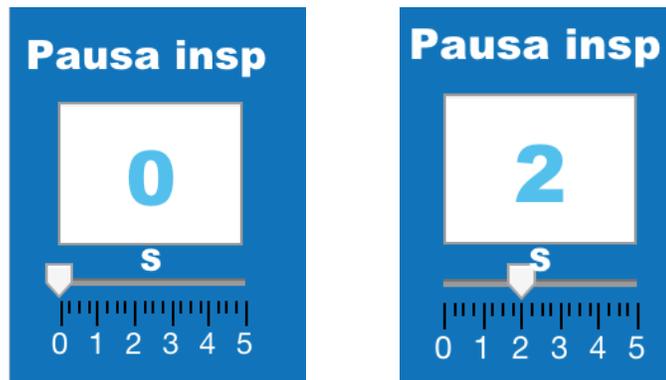


Fig 38 Entrada de pausa inspiratoria

En la fracción inspirada de oxígeno define el porcentaje de oxígeno que va a ser ingresado al circuito de ventilación, mientras que el porcentaje sobrante se compensa con aire dado por el mismo programa de la interfaz. La selección del porcentaje es establecido por el usuario de acuerdo a la oxigenación necesaria en la interfaz con la

selección del valor en la barra deslizante que tiene un rango de 20 a 100 unidades, al igual que las demás entradas, el valor se muestra en un recuadro dentro del panel de FiO2 (Fig 39).

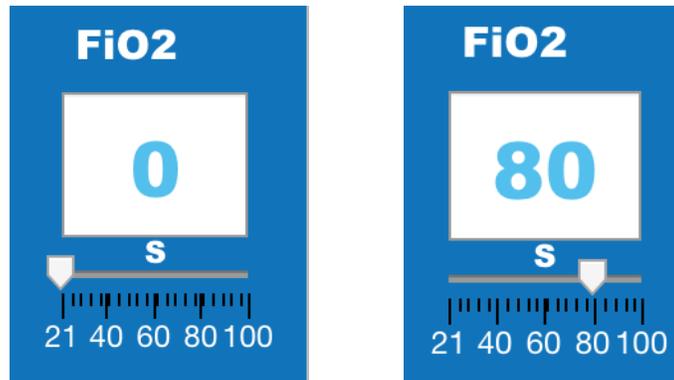


Fig 39 Entrada de fracción inspirada de oxígeno

El último valor dentro del primer bloque; correspondiente a las entradas, es el volumen total de gases que va a ingresar a los pulmones durante cada ciclo respiratorio, específicamente durante el tiempo inspiratorio. En la interfaz se encuentra un control deslizante para que el usuario pueda seleccionar el valor de volumen deseado en ml, tiene un rango de 0 a 1400ml, también muestra el valor seleccionado en un recuadro para mayor visualización (Fig 40).

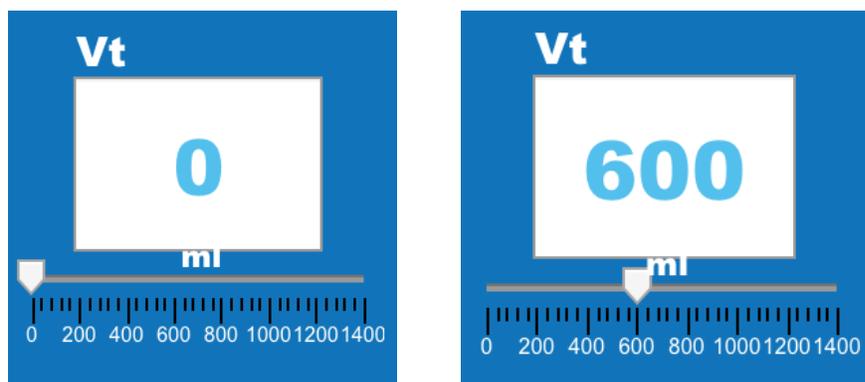


Fig 40 Entrada de Volumen tidal

3.5.2 Gráficas

En el segundo bloque se encuentran las gráficas de las señales de salida pertenecientes a flujo y volumen (Fig 41), que son los principales valores en el monitoreo de la ventilación controlada por volumen. Cada señal se mostrará en una gráfica de manera independiente para poder revisarlas a detalle al momento de la ejecución del programa de ventilación, los ejes de amplitud y duración se ajustaran de acuerdo a las especificaciones que se definan en el programa de la interfaz.

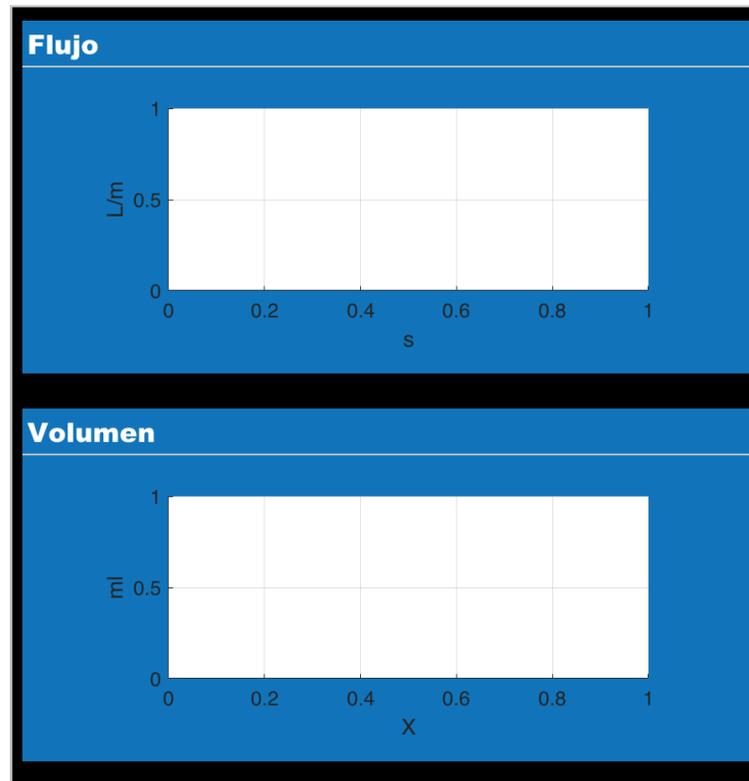


Fig 41 Gráficas de Flujo y Volumen

En el caso de la señal de volumen la amplitud de la señal indica las cantidades de gases que son administrados a los pulmones en mililitros, mientras que la amplitud de la señal de flujo determina la velocidad de circulación de aire y oxígeno que pasa a través del circuito respiratorio, en litros por minuto. Para ambos casos la línea de referencia de tiempo (eje x) está indicada en segundos.

3.5.3 Salida

En el tercer y último bloque se encuentra un valor calculado por el programa que es la frecuencia respiratoria, este valor es necesario para la interpretación de la ventilación ya que muestra los ciclos respiratorios que se ejecutan en un minuto. En la interfaz se encuentra el panel de FR únicamente de salida; es decir, que no es editable por el usuario y se muestra en valor con caracteres de color azul dentro de un recuadro blanco. Dentro del mismo bloque se encuentra una lámpara que funciona como indicador de alarma cuando el valor de flujo fijo rebasa el límite de la velocidad del aire por más de 2 segundos o en 2 ciclos respiratorios.

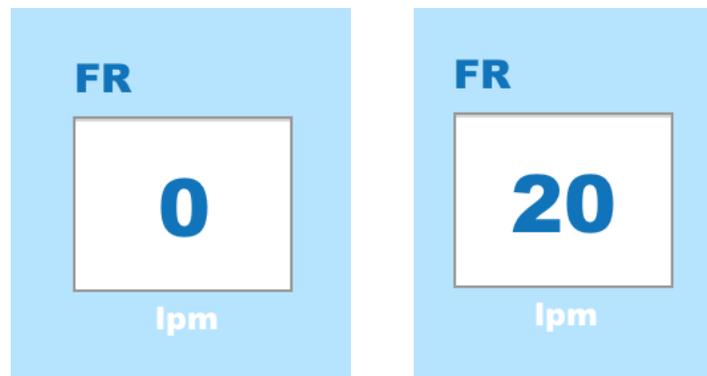


Fig 42 Salida de frecuencia respiratoria

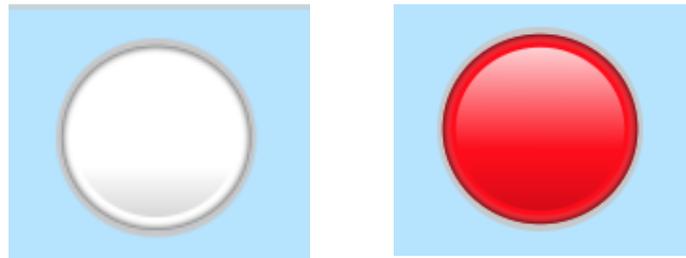


Fig 43 Lámpara de alarma de flujo

Para la determinación de la frecuencia respiratoria, el programa emplea la ecuación (16) donde necesita del valor del tiempo inspiratorio y del tiempo espiratorio en segundos.

$$Frecuencia\ respiratoria = \frac{60}{(Ti)(Te)} \quad (16)$$

3.6 Programa de interfaz gráfica.

El programa de la interfaz gráfica recibe los valores que son especificados por el usuario de acuerdo a las propiedades del tratamiento de ventilación al que va a ser expuesto el paciente. Dichas propiedades dependerán de las características del paciente; como peso y talla, y también de las necesidades del sistema respiratorio de acuerdo a la patología que esté presente. Después de la recepción de los valores, el programa procesa dicha información empleando varias ecuaciones; que serán descritas en esta sección, para controlar los componentes que se encuentran en el circuito de respiración (prototipo), como las válvulas y sensores descritos en la sección anterior.

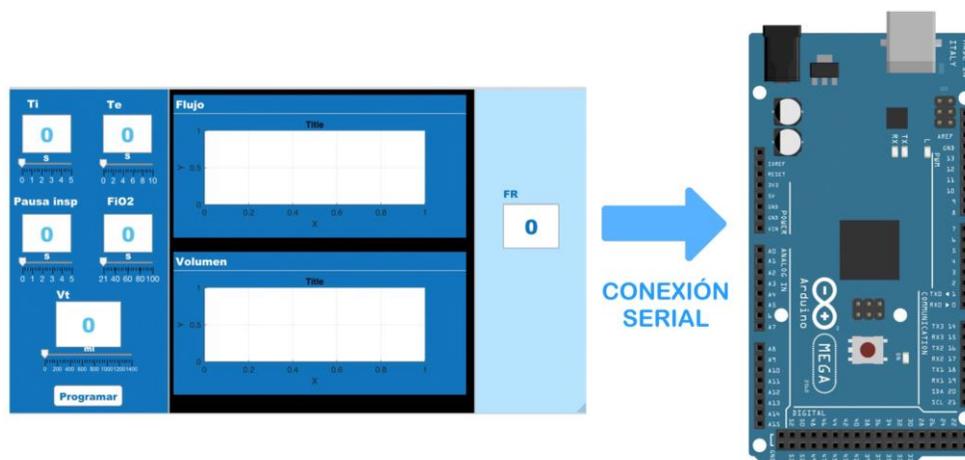


Fig 44 Transferencia de datos entre Interfaz gráfica y tarjeta Arduino

3.6.1 Conexión serial, entradas y salidas

Al inicio del programa se estableció la conexión con las tarjetas Arduino MEGA mediante la comunicación serial, donde se definió el puerto de entrada y la velocidad de transferencia de datos que es de 9600 baudios; misma velocidad declarada en el programa de Arduino, con el fin de enviar las instrucciones de control al arduino y recibir la información de los sensores para el monitoreo.

Después se definen los datos de entrada que van a ser fijados por el operador en el primer bloque de la interfaz grafica, que son: tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio, pausa inspiratoria, fracción inspirada de oxígeno y volumen total. El programa toma el valor seleccionado en el slider o barra deslizadora y lo guarda en una variable específica para su procesamiento. Al mismo tiempo de ejecución se muestran los valores seleccionados en los recuadros blancos específicos para cada unidad.

$$Referencia = \frac{60}{Tti} \quad (17)$$

$$Flujo\ fijo = (Vt) \left(\frac{Referencia}{1000} \right) \quad (18)$$

Al obtener los datos de entrada, el programa procesa los datos para adquirir los valores que van a estas fijos durante toda la ejecución de ventilación; como la frecuencia respiratoria, el porcentaje de apertura de la válvula proporcional y la apertura de la válvula solenoide considerando el tiempo de la pausa inspiratoria. En el tercer bloque de la interfaz gráfica se muestra el valor de la frecuencia respiratoria utilizando los valores de t_i y t_e en la ecuación (16). Para obtener el porcentaje de apertura de la válvula proporcional, primero se adquiere el valor del flujo fijo usando la ecuación (18) con el valor de V_t ; dado por el operador, y un valor de referencia que se obtiene de la ecuación (17) usando T_i , finalmente, se utiliza la ecuación (19), obteniendo el porcentaje que será enviado al Arduino mediante comunicación serial.

$$Apertura\ de\ válvula = \frac{(Flujo\ fijo) (90)}{50} \quad (19)$$

Para obtener el tiempo de apertura de la válvula solenoide inspiratoria, considerando el tiempo inspiratorio y la pausa inspiratoria se utiliza la ecuación (20), donde T_{ti} es el tiempo en que la válvula va a permanecer abierta para luego cerrarse y T_p el tiempo de la pausa inspiratoria, a pesar de que el tiempo inspiratorio sea más

grande, debido a que en la pausa inspiratoria, ninguna válvula debe estar abierta para contener el aire dentro de los pulmones y este se riegue de manera adecuada a los alveolos.

$$T_{ti} = T_i - T_p \quad (20)$$

3.6.2 Ciclo inspiratorio y ciclo espiratorio

Después de establecer las entradas y los valores fijos, inicia el programa del ciclo de tiempo, donde se estarán enviando y recibiendo datos entre la interfaz y el controlador Arduino para la ejecución y monitoreo de la ventilación. Se estableció un ciclo general donde no se tiene un tiempo determinado de ejecución; es decir, que se va a estar ejecutando de manera indefinida o hasta que el operador cierre el programa. Dentro de este ciclo se definieron todas las variables que se estarán usando en el control de los tiempos de ventilación, algunas de ellas son el valor del flujo, volumen y los tiempos de inspiración y espiración. Después, en este mismo ciclo se crearon 2 ciclos más correspondientes a la ejecución de:

- Tiempo inspiratorio
- Tiempo espiratorio.

Antes de comenzar el ciclo inspiratorio se establecieron variables que funcionan como referencias de tiempo para poder realizar la ventilación en tiempo real, dichas referencias indican el tiempo de ejecución del ciclo general en milisegundos y el tiempo transcurrido en cada ciclo en milisegundos.

El ciclo de tiempo inspiratorio se va a ejecutar mientras el contador de tiempo del ciclo general sea menor que el tiempo inspiratorio fijado en el primer panel de la interfaz gráfica. Al principio de este ciclo se inicia un contador de tiempo en milisegundos para tener control de la duración del mismo, además de una diferencia de tiempo con el contador la duración total del ciclo de ventilación para establecer el inicio y final de este ciclo.

Después se establecieron las condiciones para definir la pausa inspiratoria dentro del ciclo inspiratorio, en este proceso primero se toma el valor del tiempo de la pausa inspiratoria proveniente de la interfaz gráfica que es dado por el operador, después se añadieron dos condiciones para determinar el tiempo de apertura de la válvula solenoide inspiratoria. La primera condición indica que si el tiempo transcurrido durante el ciclo inspiratorio es menor al tiempo total inspiratorio obtenido en la ecuación (20), el código de la interfaz mandara una señal en alto por el puerto serial a la tarjeta para que la válvula se mantenga abierta y pueda pasar el flujo de aire hacia los pulmones. En la segunda condición se estableció que si el tiempo transcurrido en el ciclo es mayor a la pausa inspiratoria, entonces la señal que va de la interfaz a la tarjeta será un bit bajo o 0 para que la válvula pueda cerrar el paso del flujo de gases.

Mientras se está ejecutando el ciclo inspiratorio, la válvula solenoide espiratoria permanece cerrada, cumpliendo con la distribución de flujo únicamente hacia los pulmones durante la fase inspiratoria. Además, la válvula espiratoria permanece cerrada incluso cuando la válvula inspiratoria se encuentre en estado 0 (cerrada) a causa de la ejecución de la pausa inspiratoria durante el tiempo inspiratorio ya que se pretende mantener al aire dentro de los pulmones por un tiempo definido, sin que exista entrada o salida del flujo en dicha pausa.

Posteriormente, para la obtención de las gráficas de flujo y volumen de los gases, se adquieren los datos dados por el sensor del flujo en la tarjeta Arduino, mediante la comunicación serial con la interfaz gráfica. En el código de la interfaz se estableció la adquisición del valor del flujo bidireccional; en el tiempo inspiratorio y espiratorio, en L/m a una frecuencia de 5Hz, mediante la comunicación serial.

También, se fijaron 2 variables para establecer el eje de tiempo (eje x) utilizando un contador y una referencia de tiempo, acorde a la frecuencia de adquisición de datos del sensor de flujo por parte del Arduino y la interfaz gráfica.

Se generó el código para graficar los datos de flujo en el primer recuadro del segundo bloque de la interfaz durante la fase inspiratoria, los datos de flujo se obtuvieron del sensor de acuerdo a la frecuencia establecida de 5Hz; es decir un dato por cada 200ms. Posteriormente se estableció el eje del tiempo, tomando en cuenta la frecuencia de muestreo y la duración del programa para mostrar la señal de flujo de forma gráfica en tiempo real y poder monitorear dicha variable. En la Fig 45 se muestra la grafica de flujo, el eje Y corresponde a la velocidad de los gases en L/m, mientras que el eje X indica el tiempo transcurrido de la ejecución del programa en segundos, este eje se fijo a 50s para poder visualizar los gráficos en un tiempo mayor.

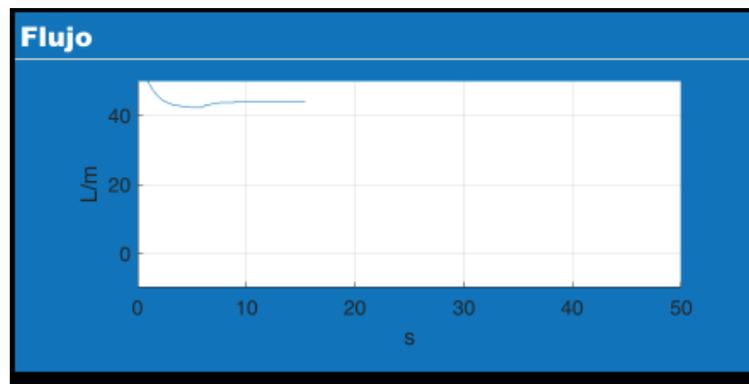


Fig 45 Grafica de señal de flujo

Para la obtención de la grafica de volumen se utilizaron los datos de flujo recabados por el sensor Sensirion SFM3020, dichos datos fueron sustituidos en la ecuación para obtener el valor de flujo en mililitros por segundo para después ajustarlo al tiempo de adquisición de datos de 5Hz. Por último para poder graficar la señal de flujo los valores del de este se estarán acumulando para obtener el valor del volumen en el tiempo requerido (inspiratorio o espiratorio); es decir, en el primer instante se tendrá un valor de flujo x, después en el segundo instante se obtendrá un valor adicional de flujo x, al cual se le adicionara el valor del anterior hasta terminar con el tiempo de ejecución.

Para mostrar la señal de volumen de manera gráfica en la interfaz y en tiempo real se utilizó la misma variable de tiempo que se empleo para generar la gráfica de flujo, tomando en cuenta la frecuencia de muestreo. En la Fig 46 se muestra la gráfica

de la señal de volumen, el eje Y corresponde a volumen de gases que se encuentra en los pulmones, se muestra en mililitros, mientras que el eje X indica el tiempo transcurrido de la ejecución del programa en segundos, al igual que la gráfica de flujo este eje se fija a 50s.

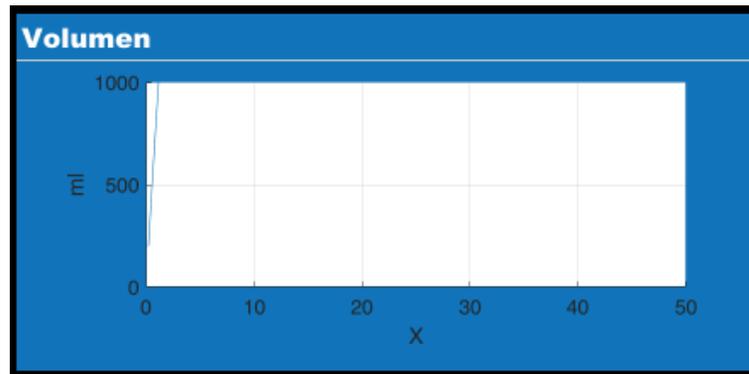


Fig 46 Gráfica de señal de volumen

En la sección del programa correspondiente al tiempo espiratorio se utilizó un método similar al del tiempo inspiratorio, sin embargo, la programación difiere por el control de la válvula solenoide espiratoria y el tiempo del programa. Antes de comenzar con el ciclo se establecieron dos variables, un contador de tiempo y otra referenciar el tiempo total transcurrido del programa, esto con el fin de correr el programa en tiempo real.

Primero, para que la ejecución del tiempo espiratorio comience, se estableció una condición que indica que el ciclo espiratorio iniciará cuando termine el ciclo inspiratorio y terminará hasta que la referencia total de tiempo sea igual al tiempo de espiración definido en el panel editable de la interfaz gráfica. Al iniciar con el ciclo el programa enviará a la tarjeta Arduino, por medio de comunicación serial, los estados en alto y bajo para la apertura y cierra de las válvulas solenoides; en el caso de la válvula inspiratoria, el programa enviara un estado 0 para que esta se cierre durante la ejecución del ciclo, mientras que para la válvula espiratoria el programa mandara un estado en alto para que esta permanezca abierta y pueda salir el aire de los pulmones hacia en ambiente por gradiente de presión [6].

Al igual que en el ciclo inspiratorio, la interfaz tomará el valor de flujo dado por el sensor mediante la conexión serial de la tarjeta Arduino y se graficarán los valores de flujo de acuerdo a la referencia de tiempo descrita en el ciclo anterior. Finalmente, para obtener el valor volumen de gases en los pulmones durante la espiración se emplea la ecuación para posteriormente graficar la acumulación de aire en el pulmón en tiempo real.

$$Volumen = \text{Flujos} - Volumen \quad (21)$$

4 RESULTADOS

El prototipo de ventilación que fue diseñado y ensamblado en el Lab. 10 (Fig 47), contiene 3 módulos de operación: Regulación de presión, control de inspiración, sensado y espiración. En la Fig 48 se encuentra el diagrama de bloques por los cuales está constituido el prototipo. Se tienen 3 módulos de distribución los cuales consisten en:

- Regulación de presión: En este módulo se regula la presión de los gases que proviene de una toma mural hospitalaria, donde la presión se encuentra a 50 psi (representada con un compresor de aire) y baja a 10 psi para la distribución del aire en el ventilador.
- Control de inspiración: En el segundo módulo se encuentra la distribución de válvulas necesarias para la definición de flujo volumen y los tiempo de inspiración, además de la regulación de la PEEP.
- Sensado y espiración: En este módulo se encuentra el sensado de las características de flujo, como lo son: flujo, presión y volumen, también se controla el tiempo de espiración.

En la Fig 48, los bloques de color azul son los intervenidos por el programa de control desarrollado en el presente trabajo, pertenecientes a volumen control.

Dicho prototipo de ventilación se encarga de la distribución de aire hacia un pulmón artificial; también diseñado y fabricado dentro del laboratorio, que simula el comportamiento de un pulmón de un adulto de 1L de capacidad. Dicha administración se realiza con el algoritmo mencionado en la metodología. El prototipo cuenta con diferentes etapas en las cuales se definen las características del aire, como la presión y flujo, de acuerdo a los rangos establecidos por el operador que se basan en el tratamiento de ventilación necesario para el bienestar de los pacientes, en el caso de este ensayo, se establecieron diferentes rangos de operación para mostrar el comportamiento de dicho prototipo.

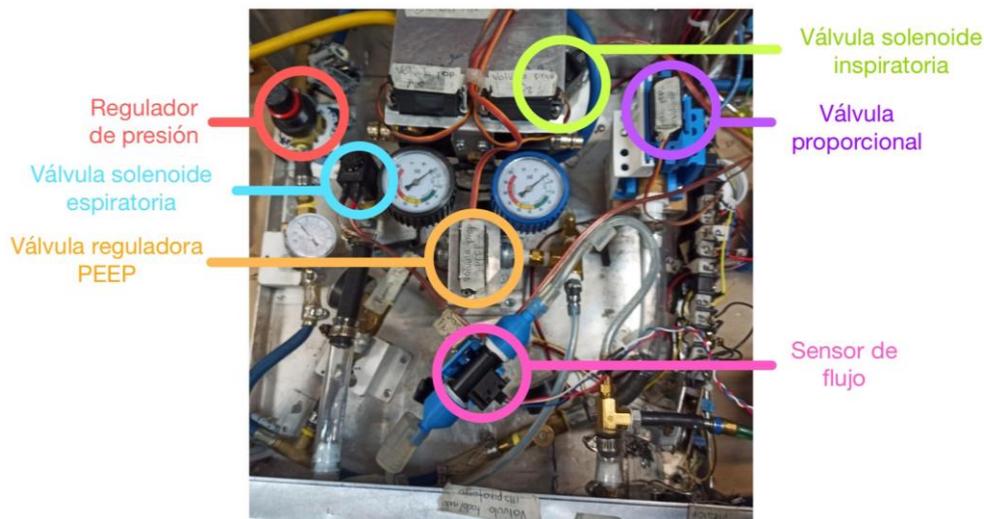


Fig 47 Prototipo de ventilación

La ventilación inicia con la distribución de aire al prototipo de ventilación por medio de una compresor que suministra el aire a una presión de 50psi; equivalente $3515.35 \text{ cmH}_2\text{O}$, el aire llega a la primera etapa y la presión baja a 50 psi con el regulador de presión a 10 psi o $703.07 \text{ cmH}_2\text{O}$, después, el aire se divide en 2 ramales; rama inspiratorio y rama PEEP, donde se encuentran las válvulas reguladoras que establecen las características del aire, luego el flujo se dirige a una válvula solenoide que establece el tiempo de inspiración y espiración, dicho flujo se aire se vuelve a unir por medio de tuberías y, finalmente, el aire pasa por el sensor del flujo antes de dirigirse al pulmón de prueba, el cual representa la resistencia y compilanza de un pulmón adulto, para terminar, el aire sale por la rama espiratoria donde se encuentra otra válvula solenoide.

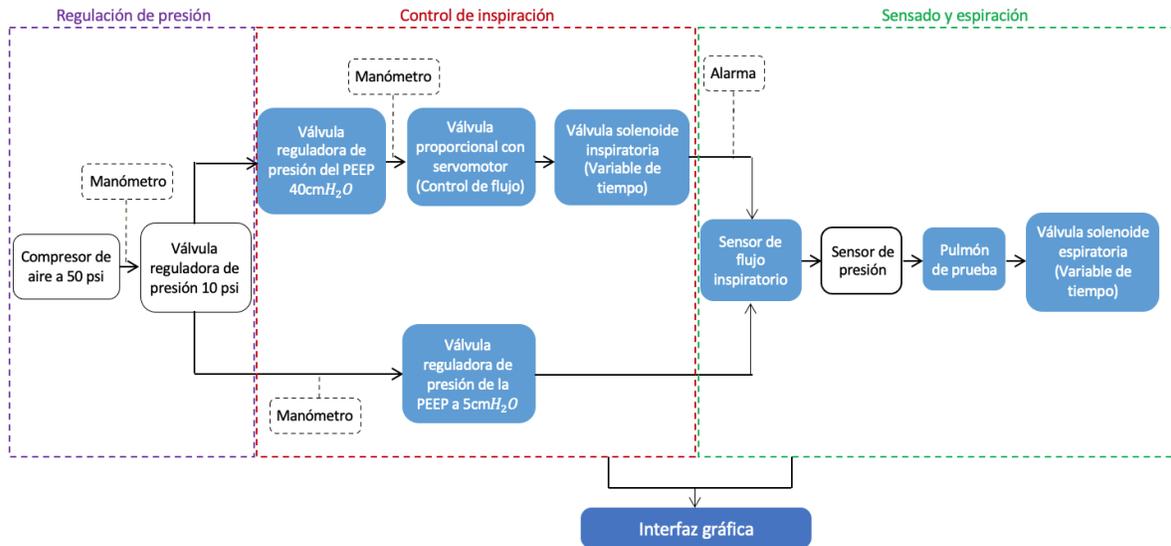


Fig 48 Esquema de prototipo de ventilación

Debido a que no se contaba con un sensor alternativo, el flujo de aire solo se sensó en la parte inspiratoria del circuito; obteniendo únicamente los datos y graficas del flujo inspiratorio, además del volumen inspiratorio.

4.1 Definición de tiempos de inspiración y espiración

Para un primer ensayo se establecieron los siguientes valores en la interfaz gráfica:

- Tiempo inspiratorio: 1 s
- Tiempo espiratorio: 2 s
- Pausa inspiratoria: 0 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 600 ml

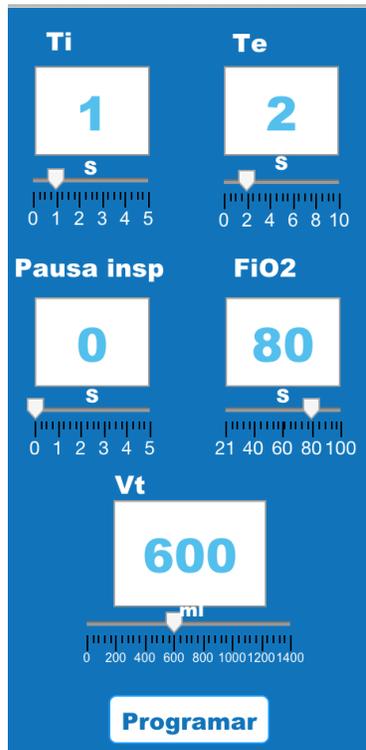


Fig 49 Panel de entradas con configuración de 1s de Tiempo inspiratorio y 2s de Tiempo espiratorio

La válvula reguladora de PEEP se fijó manualmente a 5 cmH₂O y se estableció un tiempo de ejecución de 50 segundos, además se utilizó el pulmón de prueba que fabricado en el Laboratorio no. 10 con capacidad de 1L de aire. El programa de ventilación ajustó la apertura de la válvula proporcional y el programa comenzó con la ejecución de acuerdo a los parámetros establecidos inicialmente.

Los valores resultantes de la configuración fueron:

- Frecuencia respiratoria: 20 rpm
- Flujo fijo: 36 L/m

Al principio de ejecución del ciclo de ventilación, el equipo tardó aproximadamente 10 segundos en comenzar con la apertura y cierre de las válvulas solenoides correspondientes a la inspiración y espiración, en la Fig 50 se muestra la gráfica de flujo obtenida durante la ejecución del ciclo, donde se puede observar un primer estado en alto que representa el paso del flujo durante los 10 segundos que

tardó en arrancar el programa de ventilación, además, en la Fig 51 se muestra la gráfica de volumen donde se observa que el volumen aumentó proporcionalmente al flujo durante el primer paso de aire por el circuito de ventilación.

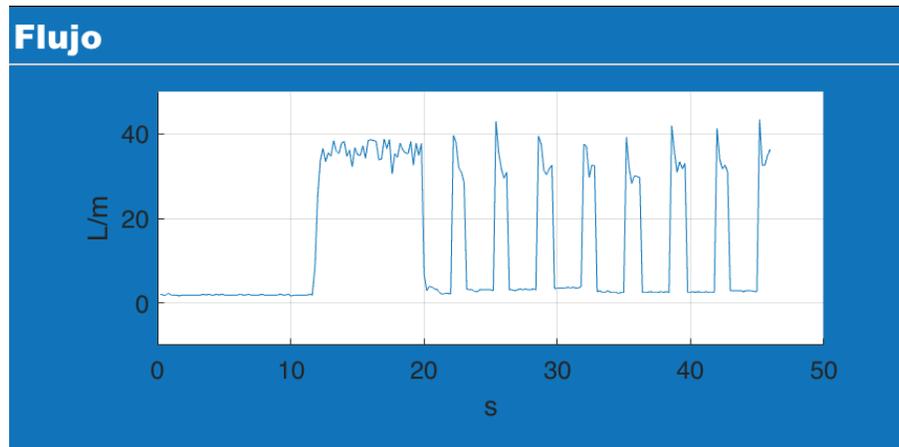


Fig 50 Señal de flujo resultante de la primera configuración

Al segundo 20, el programa de ventilación comenzó con los ciclos de inspiración y espiración, en la Fig 50 se pueden observar los gráficos representativos al paso de flujo de aire; los picos en alto indican el paso del flujo por el sensor durante la fase inspiratoria, tienen una duración de 1 segundo aproximadamente; de acuerdo a lo establecido en la interfaz gráfica su valor máximo es de aproximadamente 36 L/m pero varía durante la duración de la fase inspiratoria y en cada uno de los pulsos de aire. La señal cercana a 0 representa la fase espiratoria debido a que no se cuenta con un sensor que pueda adquirir los datos del flujo espiratoria, sin embargo, la duración de los estados e bajo es aproximadamente de 2 segundos, como lo indica en la interfaz gráfica.

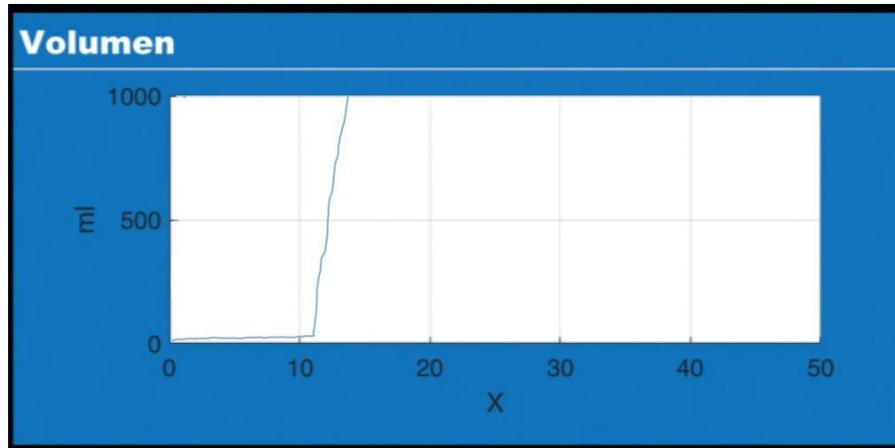


Fig 51 Señal de volumen resultante de la primera configuración

En la gráfica de volumen se muestra el incremento de volumen durante los primeros nueve segundos en los que entra el flujo de aire al pulmón que dura el tiempo, debido a que no se tienen datos de medida durante la espiración, el flujo continua incrementado hasta terminar los 50 segundos de ventilación, es por ellos que el flujo solo incrementa y no se observa el volumen de aire durante la ejecución de los demás ciclos respiratorios

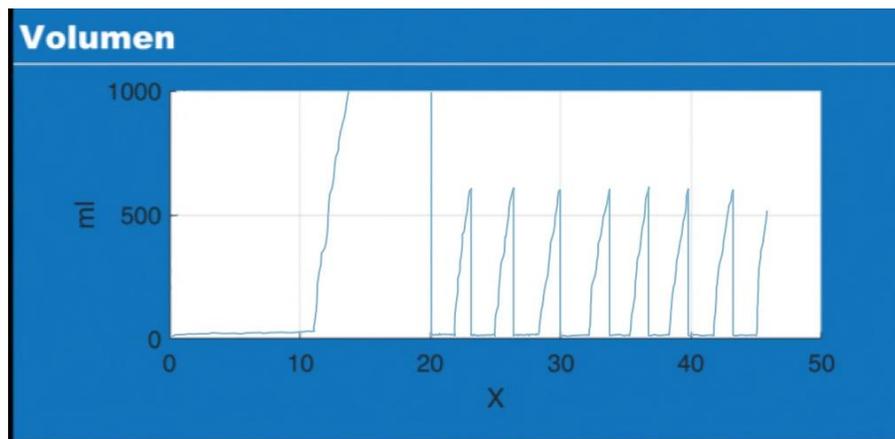


Fig 52 Señal de volumen resultante de la primera configuración con corrección de espiración

Para poder observar el comportamiento del volumen únicamente durante el tiempo de inspiración, al comenzar y durante todo el tiempo de espiración el valor de volumen se restableció a 0. En la Fig 52 se muestra el comportamiento del volumen durante el mismo ejercicio pero con el cambio en el valor de volumen durante la fase

espiratoria, donde se observa solo el incremento de volumen durante el tiempo de inspiración que indica el volumen de aire que ingresa en el pulmón de prueba. Los picos de los pulsos de volumen se acercan al valor de 600ml, valor indicado en la interfaz gráfica. El comportamiento del pulmón de prueba durante el ciclo respiratorio se muestra en la Fig 53, donde se puede observar el pulmón durante el tiempo de inspiración y de espiración.

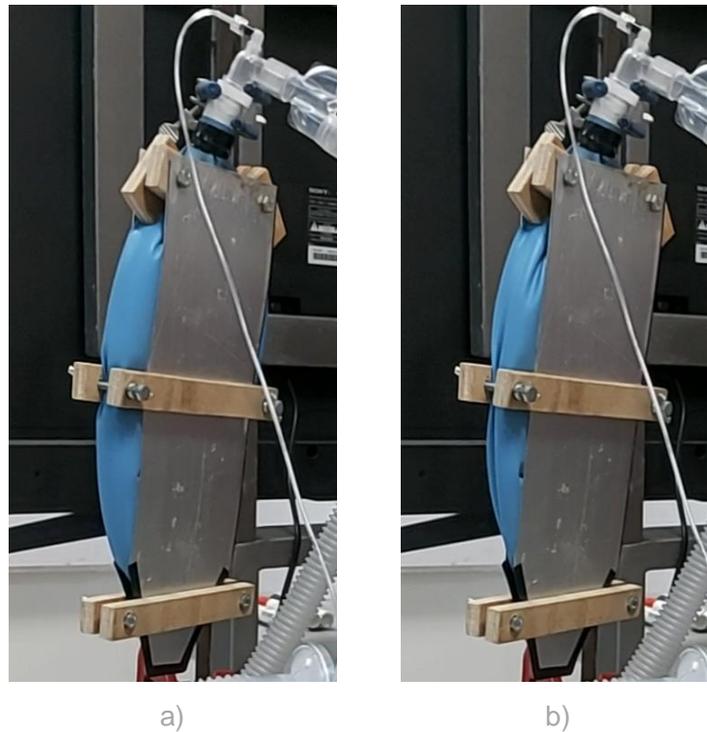


Fig 53 Comportamiento del pulmón de prueba, a)Pulmón en la inspiración, b) Pulmón en la espiración

Se realizó un segundo ensayo para mostrar el comportamiento del prototipo de ventilación con diferentes valores de tiempo. Se establecieron los siguientes valores en la interfaz gráfica (Fig 54):

- Tiempo inspiratorio: 2 s
- Tiempo espiratorio: 4 s
- Pausa inspiratoria: 0 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 600 ml

Los valores resultantes de la configuración fueron:

- Frecuencia respiratoria: 10 rpm
- Flujo fijo: 18 L/m



Fig 54 Interfaz gráfica con segunda configuración

La válvula reguladora de PEEP se mantuvo fija en $5 \text{ cmH}_2\text{O}$, se estableció un tiempo de ejecución de 50 segundos, y también se utilizó el mismo pulmón de prueba.

En la Fig 55 se muestra el flujo de aire que ingresó al pulmón de prueba, se puede observar al principio de la gráfica el primer pulso de aire que da el ventilador antes de comenzar con los ciclos respiratorios debido a la configuración del mismo, al terminar dicho impulso el ventilador comenzó con la ejecución de los ciclos programados en la interfaz, se pueden observar 3 impulsos positivos de aproximadamente 18 L/m correspondientes al flujo inspiratorio que tienen duración de aproximadamente 2 segundos de duración, después de cada flujo inspiratorio, se presenta una línea base correspondiente al flujo espiratorio con duración de 4 segundos, respetando los valores establecidos en la interfaz.

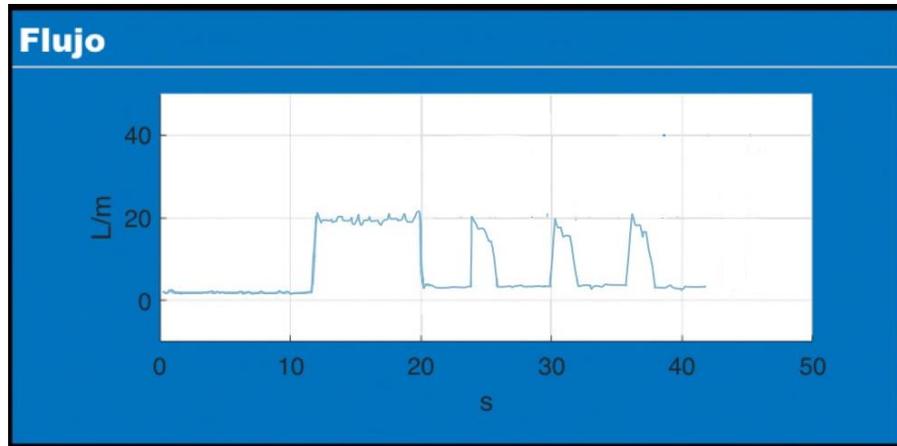


Fig 55 Señal de flujo resultante de la segunda configuración

Mientras que el comportamiento de la señal de volumen se muestra en la Fig 56, donde se puede observar el primer impulso correspondiente al flujo previo a la la ejecución de la ventilación, también se muestran 3 impulsos correspondientes a los ciclos de respiración que ejecutó el programa, dichos impulsos comienzan a la par de los impulsos en la señal de flujo y representan el volumen que se encuentra dentro del pulmón de prueba que es de aproximadamente 600 ml de aire. Al igual que en flujo la fase espiratorio también se representa con una línea base. Los tiempos de inspiración y espiración corresponden a lo programado en la interfaz.

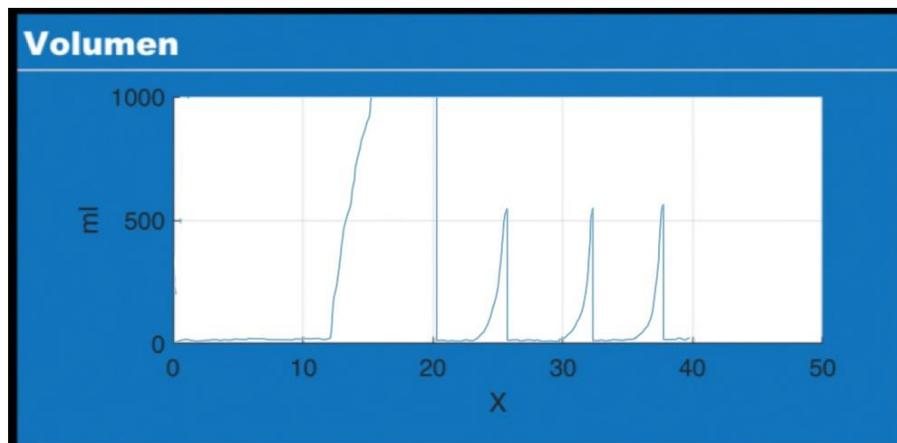


Fig 56 Señal de volumen resultante de la segunda configuración

Para la tercera prueba se modificó la apertura y cierre inicial de las válvulas para evitar que se presente el primer flujo, la válvula solenoide inspiratoria permanecerá cerrada al iniciar la ventilación hasta que comiencen los ciclos respiratorios. Los valores de la interfaz gráfica (Fig 57) se establecieron de la siguiente manera:

- Tiempo inspiratorio: 1 s
- Tiempo espiratorio: 2 s
- Pausa inspiratoria: 0 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 600 ml

Los valores resultantes de la configuración fueron:

- Frecuencia respiratoria: 20 rpm
- Flujo fijo: 36 L/m

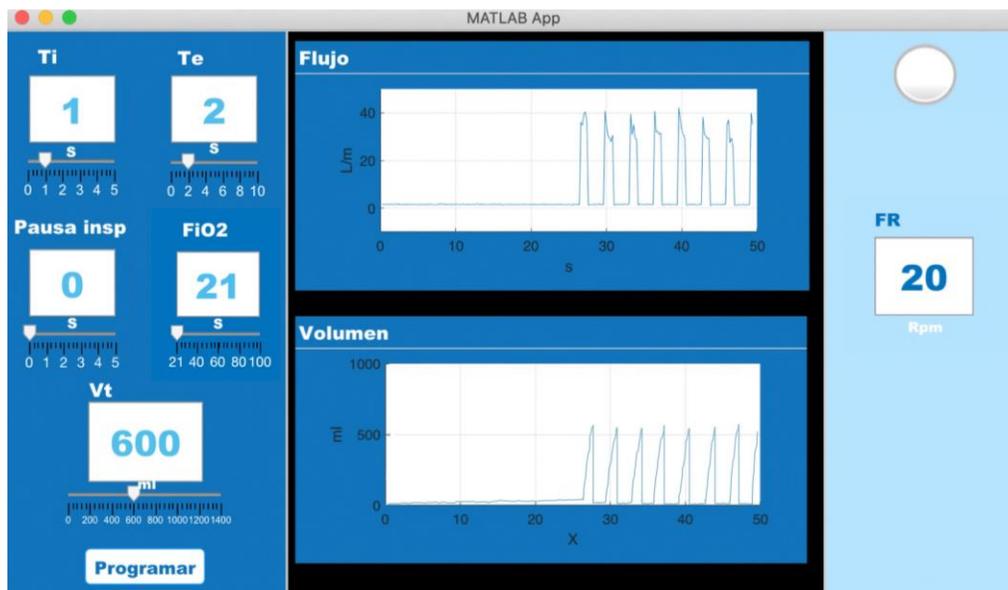


Fig 57 Interfaz gráfica de la tercera configuración.

En la grafica de flujo, mostrada en la Fig 58, se puede observar que en los primeros segundos de ventilación; antes de que se presente el primer ciclo respiratorio, solo se presenta una línea base que indica que no hay paso de flujo de aire previo a los impulsos programados. En el segundo 27 inician los ciclos respiratorios, cala

impulso de inspiración tiene una duración de 1 segundo y la línea basal correspondiente a la espiración tiene una duración de 2 segundos como se estableció en la interfaz gráfica.

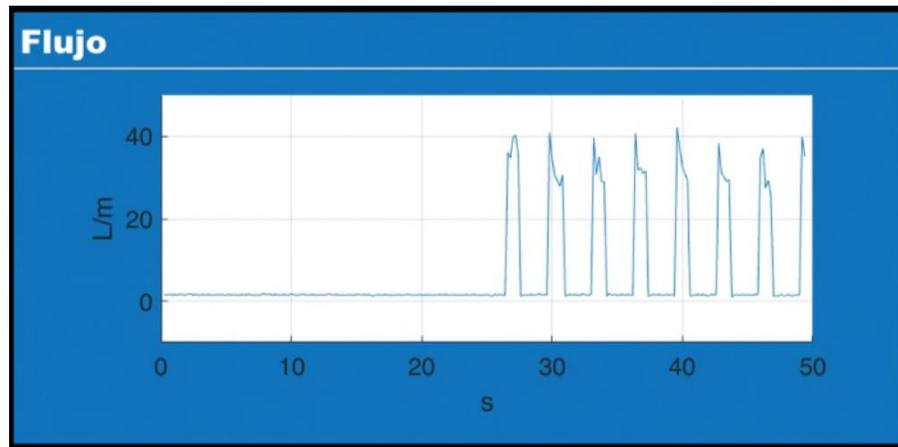


Fig 58 Señal de flujo resultante de la tercera configuración

En la Fig 59 se muestra la grafica de la señal de volumen obtenida durante la ventilación, en ella se puede observar que al igual que en la señal de flujo, tampoco se presenta el primer impulso de volumen y solo se muestra una línea base que indica que no existe incremento de aire. Después se presentan los incrementos de volumen correspondientes al paso de flujo en cada ciclo respiratorio.

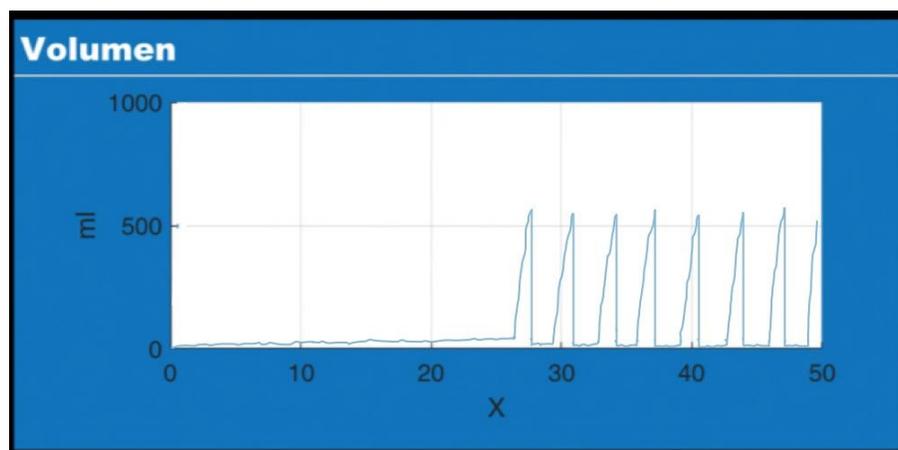


Fig 59 Señal de volumen resultante de la tercera configuración

En la siguiente ensayo de ventilación se probó el cambio de tiempos de inspiración y espiración mientras estaba siendo ejecutado el proceso de ventilación. Al inicio de la ventilación se establecieron los siguientes valores en la interfaz gráfica (Fig 60):

- Tiempo inspiratorio: 1 s
- Tiempo espiratorio: 2 s
- Pausa inspiratoria: 0 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 600 ml

Los valores resultantes de la configuración durante la primera etapa de tiempo fueron son:

- Frecuencia respiratoria: 20 rpm
- Flujo fijo: 36 L/m

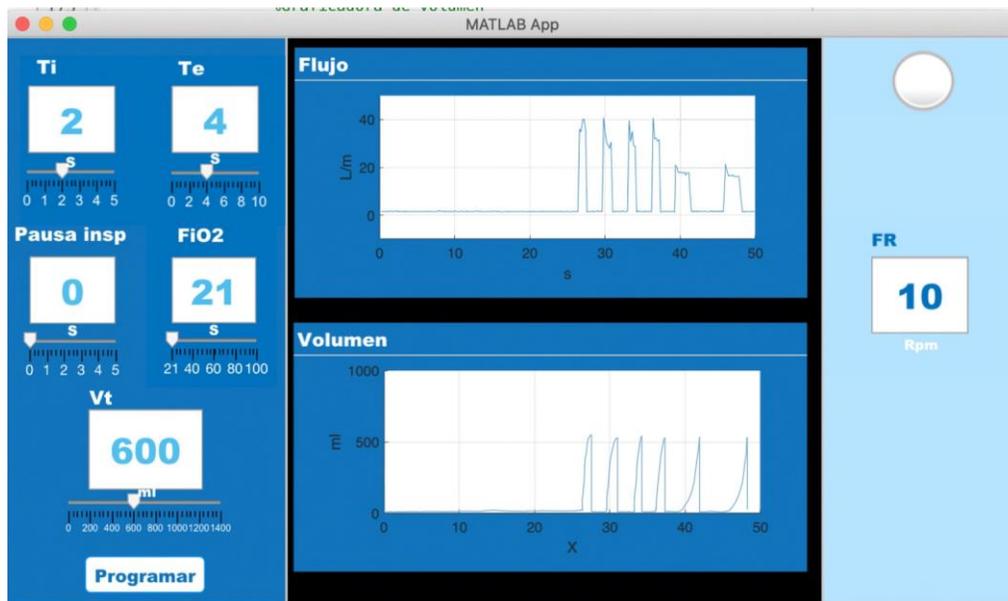


Fig 60 Interfaz gráfica se la cuarta configuración, cambio de tiempo inspiratorio y espiratorio

Al pasar 36 segundos del proceso de ventilación, se modificaron únicamente los tiempos de inspiración y espiración (Fig 60), con los siguientes valores:

- Tiempo inspiratorio: 1 s
- Tiempo espiratorio: 2 s

Los valores resultantes de la configuración durante la primera etapa de tiempo fueron son:

- Frecuencia respiratoria: 10 rpm
- Flujo fijo: 18 L/m

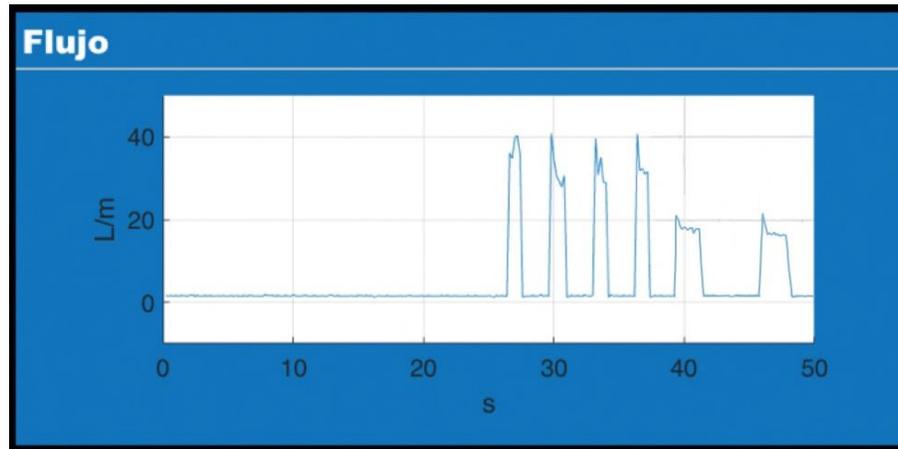


Fig 61 Señal de flujo resultante de la cuarta configuración

La grafica de flujo obtenida de muestra en la Fig 61 donde se pueden observar los primeros 3 impulsos de aire, correspondientes a la primera configuración en la interfaz, ya que tienen una duración de 1 segundo para la fase inspiratorio y 2 segundos en la fase espiratoria, al pasar 39 segundos, la ventilación comienza con la segunda configuración y muestra 2 impulsos con duración de 2 segundos para el tiempo inspiratorio y 4 segundos para el espiratorio. Como es esperado, la amplitud de ambos impulsos de flujo es diferente, los primeros llegan hasta un valor próximo a 40 L/m, mientras que los últimos llegan a 18 L/m debido a que en un tiempo menor se necesita de mayor flujo para llegar a un volumen de 600 ml y en un tiempo mayor, la velocidad tiene que ser menor para cumplir con el volumen establecido.

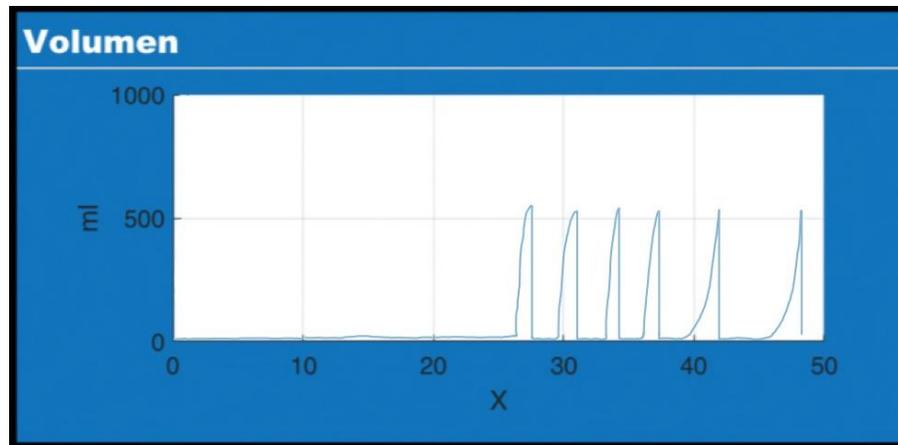


Fig 62 Señal de volumen resultante de la cuarta configuración

En la grafica de volumen (Fig 62) se puede observar un comportamiento similar a la señal de flujo, en los primeros 3 ciclos respiratorios, el volumen va incrementando hasta llegar a un valor próximo a 600 ml cada pulso concuerda con el primer tiempo de inspiración de 1 s. Al cambiar de configuración, el volumen incrementa mas lento en comparación a la configuración anterior, hasta llegar al volumen tidal; de 600 ml, debido a que el tiempo inspiratorio es de 2 s.

4.2 Definición de tiempos de pausa inspiratoria

En el siguiente ensayo se estableció un valor a la pausa inspiratoria para observar su comportamiento durante la ventilación. Todos los valores tuvieron la siguiente configuración en la interfaz gráfica (Fig 63):

- Tiempo inspiratorio: 2 s
- Tiempo espiratorio: 4 s
- Pausa inspiratoria: 1 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 600 ml

Los valores resultantes de la configuración fueron:

- Frecuencia respiratoria: 10 rpm

- Flujo fijo: 36 L/m

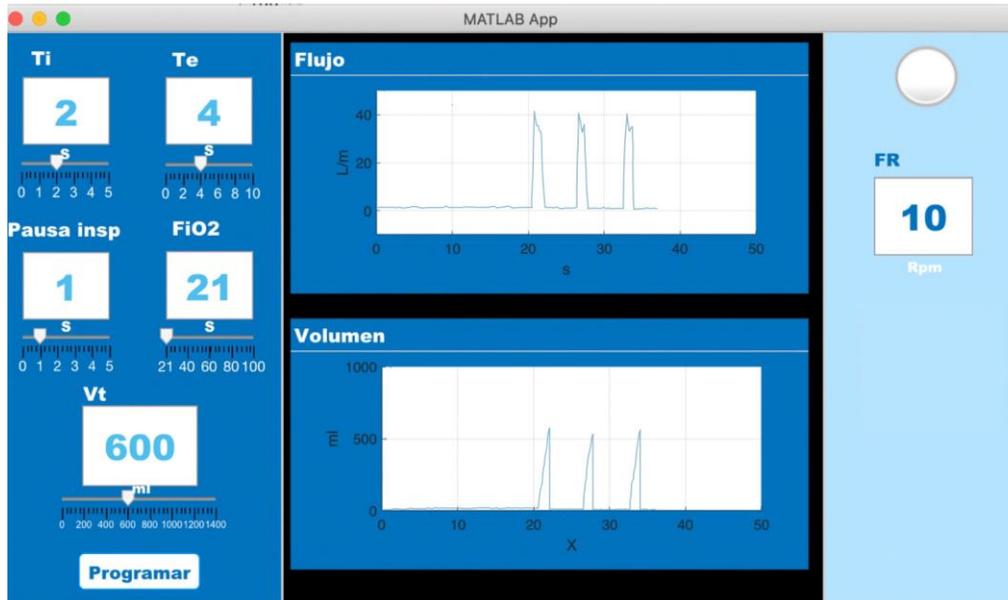


Fig 63 Intergaz gráfica de la configuración de pausa inspiratoria

El comportamiento de la señal de flujo se muestra en la Fig 64, en la gráfica de flujo se pueden observar los flujos correspondientes al tiempo inspiratorio, cada impulso tiene una duración de 1 segundo y un valor de 36 L/m, mientras que el valor espiratorio tiene una duración de 5 segundos, esto debido a que durante la pausa inspiratoria se define la entrada y salida de flujo del pulmón, reteniendo el flujo durante 1 segundo, por lo tanto, la línea base es la suma del tiempo espiratorio y el tiempo de la pausa de inspiración.

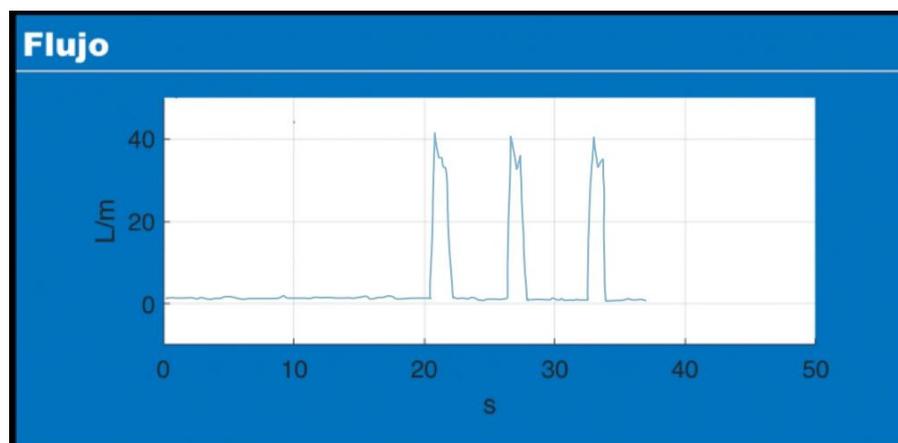


Fig 64 Señal de flujo resultante de la configuración de pausa inspiratoria

En la señal de volumen (Fig 65) se observa el aumento gradual de volumen en el pulmón a medida que el flujo ingresa al pulmón, debido a que se cuenta con una pausa inspiratoria de 1 segundo, el volumen de 600 ml, ingresa en 1 segundo y la señal regresa al estado basal por la misma razón, descrita en el párrafo anterior.

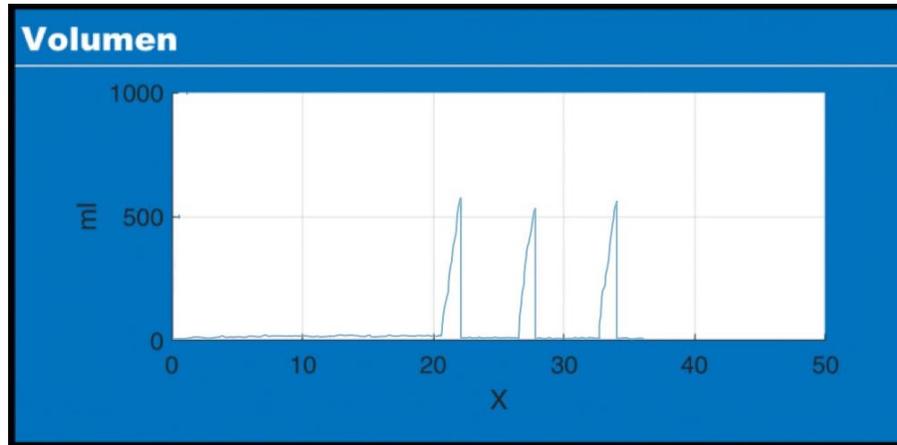


Fig 65 Señal de volumen resultante de la configuración de pausa inspiratoria

4.3 Definición de Volumen tidal

Para visualizar los cambios de volumen se realizó un siguiente ensayo en donde el principal cambio es el valor de volumen tidal dado por el operador en la interfaz gráfica. Todos los valores tuvieron la siguiente configuración en la interfaz ():

- Tiempo inspiratorio: 1 s
- Tiempo espiratorio: 1 s
- Pausa inspiratoria: 0 s
- FiO₂: 21%
- Volumen Total: 300 ml

Los valores resultantes de la configuración fueron:

- Frecuencia respiratoria: 20 rpm
- Flujo fijo: 18 L/m



Fig 66 Intergaz gráfica de la configuración de volumen tidal

La señal de flujo obtenida se muestra en la , donde se pueden observar que los impulsos de aire durante el tiempo inspiratorio tienen una duración de 1 segundo y un valor próximo a 18 L/m, el correspondiente al valor de volumen tidal de 300 ml dado en la interfaz gráfica. El tiempo espiratorio tiene una duración de 2 segundos.

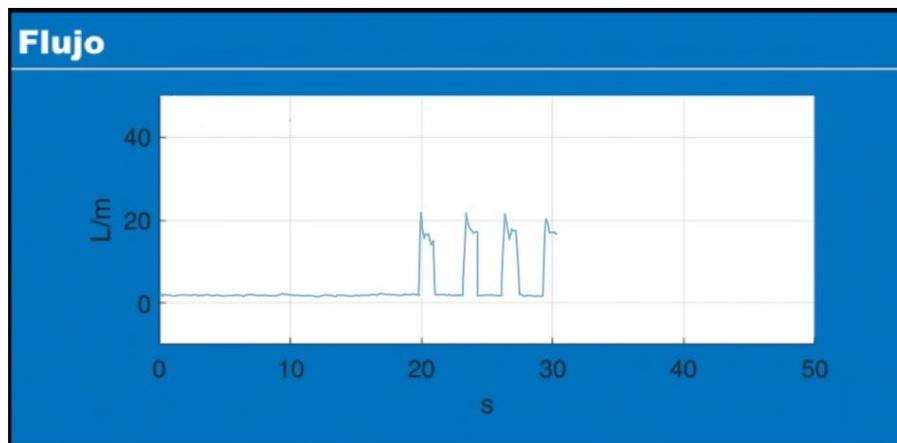


Fig 67 Señal de flujo resultante de la configuración de volumen tidal

En la gráfica de volumen se puede observar que el volumen llega al valor de 300ml durante la fase inspiratoria, como se estableció en el panel de entrada. Por lo tanto el ventilador respondió de acuerdo a lo establecido en la interfaz gráfica.

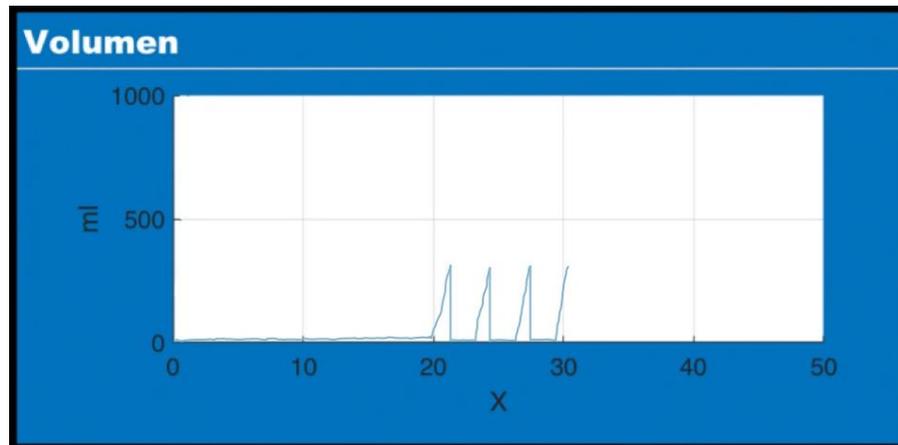


Fig 68 Señal de volumen resultante de la configuración de volumen tidal

4.4 Funcionamiento de alarma de flujo

Para revisar el correcto funcionamiento de la alarma de flujo; tanto visible como sonora, se simuló un escenario de atrapamiento de aire en el pulmón, en ejercicio consistió en modificar la anatomía del pulmón de prueba, aplastándolo ligeramente para generar resistencia e impedir que el flujo de aire entrara al mismo.

Debido a esta acción, el flujo de aire quedo atrapado en el circuito de ventilación acumulándose dentro de las tuberías y por ende en el los componentes y sensores, en la se muestra la respuesta del sensor de flujo donde se nota una mayor velocidad del gas debido que este no contaba con una salida adecuada. Como la respuesta de flujo es mayor a la requerida para llegar al volumen de aire definido por el operador de 600 ml, la alarma se activó, generando una alerta sonora y encendiendo la lámpara del interfaz como se puede observar en la



Fig 69 Interfaz gráfica en configuración de alarma de flujo

5 DISCUSIÓN

Se realizaron pruebas con 7 diferentes configuraciones y/o escenarios finales, en las cuales se modificó el tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio, volumen tidal y pausa inspiratoria de la configuración del control de ventilación, a su vez se experimentó con la condición del pulmón de prueba. Los puntos mencionados anteriormente se llevaron a cabo con el fin de observar la respuesta del prototipo de ventilación que incluye el circuito mecánico y circuito electrónico con los componentes seleccionados para un óptimo funcionamiento del mismo.



Fig 70 Prototipo de ventilación

El prototipo funcionó correctamente durante la ejecución de todas las pruebas de control y condición, adaptándose a las parámetros establecidos por el operador,

gracias a la correcta elección de componentes tanto mecánicos como electrónicos y a la distribución apropiada de cada uno de ellos dentro del circuito de ventilación.

Uno de los componentes con mayor importancia para la ejecución de la ventilación por volumen control y monitoreo de la misma es el sensor de flujo, es por ello que inicialmente se realizó un estudio comparativo de varios sensores para seleccionar el componente que más se adecuara al prototipo, además, de que cumpliera con las condiciones establecidas por la COFEPRIS para el desarrollo de prototipos de ventilación [27]. Durante la selección se observó que los sensores de flujo que se encuentran actualmente en el mercado tienen un costo alto y son componentes difíciles de conseguir debido a que su fabricación y ensamble se realiza fuera del país; México. Además existen opciones limitadas que se adapten al uso dentro los tratamientos de ventilación.

En el circuito mecánico se encuentran las válvulas, electroválvulas, manómetros y conexiones necesarias para la distribución del flujo de gas, sin embargo, en este mismo circuito se integra el sensor de flujo y los servomotores que se encargan de la automatización. Mientras que el circuito electrónico está compuesto de la tarjeta Arduino y componentes electrónicos como relevadores, el buzzer que alerta de la alarma de flujo y conexiones que unen ambos circuitos.

La interfaz gráfica también fue un elemento clave durante el desarrollo del prototipo, debido a que es necesario que se cuente con la conexión entre el operador y el equipo, para el. El diseño de la interfaz es fácil interpretación para el operador por el tipo y tamaño de gráficos, la distribución de los mismos y por el diseño uniforme de toda la interfaz.

El prototipo que se presenta en el trabajo se considera de nivel básico, debido a que cumple con algunos de los lineamientos para la fabricación de ventiladores establecidos por la COFEPRIS y funciona de forma correcta, sin embargo, el equipo cuenta con algunas propiedades faltantes que se pretende agregar en un futuro como

la adición del sensor de flujo espiratorio para monitorear dicho parámetro durante la toda la ventilación, la adición de sensores complementarios para el monitoreo del flujo en cada fase del ventilador y la mejora de las conexiones para evitar atrapamientos y remolinos de aire.

6 CONCLUSIONES

El diseño y control del prototipo de ventilación se realizó de acuerdo a los objetivos establecidos al inicio del proyecto y a los lineamientos para la fabricación de sistemas de ventilación descritos en la literatura.

Debido a que unos de los principales objetos de estudio son los sensores, al inició se analizaron diversos sensores de flujo para poder encontrar al componente que cumpliera con las características necesarias para la fabricación del equipo de ventilación. Se selecciono un sensor que contara con la características descritas en los lineamientos de la COFEPRIS, que se adaptara al tipo de conexiones con los demás componentes y que tuviera una adecuada respuesta comparada con otros objetos de medición como el flujómetro hospitalario. El sensor de flujo que fue seleccionado es marca Sensirion, modelo SFM3020 y estuvo presente en circuito de ventilación durante todas las pruebas del sistema. Debido a que únicamente se contaba con un sensor de este tipo solo se pudieron obtener datos durante la fase de inspiración, sin embargo en estudios posteriores se pretende contar con una mayor distribución de sensores para un mejor control y monitoreo. De igual forma se pretende fabricar sensores de flujo con materiales fabricados en el Lab. 10, teniendo como referencia los datos obtenidos en el presente trabajo.

El circuito general se construyó por etapas siguiendo lo descrito en la literatura y tomando como referencia algunos sistemas existentes. Dichas etapas son: regulación de presión y mezcla de gases, control de válvulas inspiratorias, y sensado y espiración, las cuales definen las características de flujo que llegará al pulmón de prueba.

Para el control de las etapas se establecieron 2 circuitos; circuitos mecánico y electronicos, se eligieron componentes fiables y accesibles en el mercado ya que se pretende que el sistema tenga un costo bajo de producción y construcción. Se realizo

la conexión de ambos circuitos de manera que ambos pudieran ser compatibles entre si, formando un equipo de ventilación funcional.

También se implementó una interfaz gráfica que contara con gráficos de fácil interpretación, sin saturar de información pero a su vez, sin omitir algún valor importante, esta interfaz establece la comunicación entre el operador y el equipo de ventilación ,teniendo control de los parámetros, y la ejecución del programa.

Al unir las etapas, el circuito de ventilación, el control y la interfaz gráfica, se obtuvo el prototipo didáctico de ventilación final, en el cual se ejecutaron varios ciclos de ventilación, ajustando los componentes del sistema y la programación del mismo, hasta obtener resultados fiables a la literatura existente.

El prototipo funcionó adecuadamente al realizar las experimentaciones del prototipo, donde se establecieron diferentes configuraciones en la interfaz gráfica, alternando los valores de los parámetros, cumpliendo con lo fijado en la interfaz; generando circuitos de ventilación con tiempos de inspiración y espiración adecuados, respetando el volumen tidal establecido en la interfaz y ejecutando las alarmas cuando el flujo salió del rango de ejecución.

El programa de ventilación está enfocado en la modalidad de volumen control ya que el operador fija el volumen necesario que se requiera tener en los pulmones del paciente de acuerdo a las características del tratamiento. Sin embargo, se pretende contar con un sistema que cuente con diferentes modalidades de control, para ampliar el tratamiento de ventilación

La interfaz gráfica mostró las señales de flujo y volumen; indispensables en el modo de volumen control, en graficas que cuentan con las características necesarias para que pueden ser interpretadas de forma adecuada por el operador y monitorear el proceso de la ventilación en la etapa de inspiración. Las señales y graficas aun presentan algunas incidencias respecto de las señales de referencia; mostradas en los antecedentes, a las que se pretende llegar, por lo que no se pueden considerar para

tratamientos generales de ventilación, sino únicamente para la investigación del equipo y componentes descritos en el trabajo

El sistema cuenta con una alarma de seguridad en caso de que el flujo de los gases se encuentre alterado; rebasando o disminuyendo el rango de operación establecido por el operador. La alarma es visible y sonora con el fin de llamar la atención del operador y pueda dar atención inmediata a la urgencia.

Los resultados obtenidos cumplen con los objetivos establecidos al inicio del presente trabajo, sin embargo, dichos resultados solamente son usados en la investigación debido a que el equipo únicamente es un prototipo y se encuentra dentro de las primeras etapas de desarrollo.

El prototipo de ventilación realizado en el presente trabajo es el principio de diversas investigaciones y estudios que podrían desarrollarse a lo largo del tiempo, enfocándose en objetos de estudio específicos como sensores de flujo y presión, válvulas, circuitos mecánicos, circuitos electrónicos, interfaz gráfica para equipos de ventilación mecánica, o incluso estudios enfocados en sistemas completos que satisfagan las necesidades del sector salud, fabricando sistemas con costos accesibles, materiales mas resistentes, amigables con el medio ambiente, tecnología avanzada etc.

REFERENCIAS

- [1] G. Chiappero, Ventilación Mecánica, Buenos Aires: Panamericana, 2018.
- [2] F. Gutierrez Muñoz , «Ventilación mecánica,» *Acta médica peruana* , vol. 28, nº 2, pp. 5-17, 2011.
- [3] D. U. Silverthorn, Fisiología humana, Buenos Aires : Médica panamericana , 2013.
- [4] J. E. Hall y A. C. Guyton, Tratado de fisiología médica, Barcelona: Elsevier , 2016.
- [5] C. Dueñas, Ventilación mecánica, aplicación en el paciente crítico, Bogotá: Distribuna LTDA, 2009.
- [6] I. M. Urrutia Illera y W. Cristancho Gómez, «Ventilación mecánica,» *Rev. Fac. Cienc. Salud Univ. Cauca*, vol. 8, nº 3, pp. 35-48, 2006.
- [7] D. Arellano, «VENTILACION MECANICA: Generalidades y Modalidades Tradicionales,» *Kinesiología* , vol. 25, nº 4, pp. 17-25, 2006.
- [8] F. Gordo Vidal, C. Delgado Arnaiz y E. Calvo Herranz, «Lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica,» *Medicina intensiva* , vol. 31, nº 1, pp. 18-26, 2007.
- [9] E. Schena, C. Massaroni, P. Saccomandi y S. Cecchini, «Flow measurement in mechanical ventilation: A review,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 37, nº 3, pp. 257-264, 2015.
- [10] G. A. L. A. e. al., «Ultrasonic Anemometer for the Measurement of Respiratory Flow in the Forced Oscillation Technique,» *EEE International Workshop on Medical Measurement and Applications*, pp. 1-4, 2007.
- [11] F. Hedrich, k. Kliche, M. Storz, S. Billat, M. Ashauer y R. Zengerle, «Thermal flow sensors for MEMS spirometric devices,» *Sensors and actuators* , vol. 162, nº 2, pp. 373-378, 2010.
- [12] D. Hernández-Rivera, G. Rodríguez-Roldán, R. Mora-Martínez y E. Suaste-Gómez, «A Capacitive Humidity Sensor Based on an Electrospun PVDF/Graphene Membrane,» *Sensors*, vol. 17, nº 5, 2017.

- [13] G. Rodríguez-Roldán, D. Hernández-Rivera y E. Suaste-Gómez, «FABRICATION AND CHARACTERIZATION OF ELECTROSPUN PVDF, PVDF/PLA, AND PVDF/G MEMBRANES,» *Nanotechnology Research Journal* , vol. 10, nº 3, pp. 449-470, 2017..
- [14] G. Lara Hernandez, A. Cruz Orea, H. Suaste Gomez y J. J. Flores Cuautle, «Comparative Performance of PLZT and PVDF Pyroelectric Sensors Used to the Thermal Characterization of Liquid Samples,» *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2013, 2013.
- [15] E. Suaste Gómez, G. Rodríguez Roldán, H. Reyes Cruz y O. Terán Jiménez, «Developing an Ear Prosthesis Fabricated in Polyvinylidene Fluoride by a 3D Printer with Sensory Intrinsic Properties of Pressure and Temperature,» *Sensors*, vol. 16, nº 3, 2016.
- [16] M. A. Jean , *Monitoring mechanical ventilation using ventilator waveforms*, Cham: Springer International Publishing, 2018.
- [17] A. Carrillo Álvarez y J. López-Herce Cid, «Programación de la ventilación mecánica,» *Anales de pediatría* , vol. 59, nº 1, pp. 67-74, 2003.
- [18] G. Ferrero, «Modos ventilatorios en ventilación no invasiva,» *Revista chilena de enfermedades respiratorias* , vol. 24, nº 3, pp. 240-250, 2008.
- [19] C. A. Hagberg, *Benumof and Hagberg's airway management*, Philadelphia: Elsevier , 2013.
- [20] L. A. Ramos Gomez y S. Benito Valdes , *Fundamentos de la ventilación mcánica*, Barcelona : Marge medica books, 2012.
- [21] F. Suarez-Sipmann, «Nuevos modos de ventilación asistida,» *Medicina intensiva* , vol. 38, nº 4, pp. 249-260, 2014.
- [22] R. Ferragut, «Ventilación mecánica controlada y asistida-controlada,» *Anales de Pediatría*, vol. 59, nº 1, pp. 82-85, 2003.
- [23] M. Subirana y P. Bazan, «Modalidades de ventilación mecánica,» *Enfermería Intensiva*, vol. 11, nº 1, pp. 23-32, 2000.

- [24] R. Rangasamy , «Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation and Pressure Support: To Sync or Not to Sync? Pressure Support or No Pressure Support?,» *Journal of perinatology*, vol. 25, pp. 23-25, 2005.
- [25] Honeywell, «Honeywell Zephyr™ Digital Airflow Sensors,» 2015.
- [26] Sensirion, «Preliminary Datasheet SFM3020 series Analog Mass Flow Meter,» 2020.
- [27] COFEPRIS, «Gobierno de México,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.gob.mx/cofepris/articulos/disposiciones-para-la-adquisicion-y-fabricacion-de-ventiladores-durante-la-emergencia-de-salud-publica-por-coronavirus-2019-covid-19>. [Último acceso: 2021].
- [28] J. Naranjo, Santalla A y P. Manonelles, Valoración del Rendimiento del Deportista en el Laboratorio, Madrid: FEMEDE, 2013.
- [29] E. Godofredo, «Sistema de gases médicos: una guía práctica para el diseño,» *Ing-novación*, nº 3, pp. 5-26, 2011.
- [30] C. Sole, Neumática e hidráulica, Barcelona : Alfaomega, 2014.

Dr. Daniel Lorias Espinoza
Miembro del jurado

Dr. Arturo Minor Martinez
Miembro del jurado