

CENTRO UNIVERSITARIO TECNOLÓGICO

CEUTEC

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE GRADUACIÓN

**SIMULACIÓN DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL A PARTIR DEL DISEÑO
DESARROLLADO POR LA UNIVERSIDAD POLITECNICA DE CHIMBORAZO
EN ECUADOR, DETALLANDO DE SUS ASPECTOS FUNDAMENTALES,
SISTEMAS QUE LO COMPONEN Y EL CONTROL DE SU FUNCIONAMIENTO
PARA SU FUTURA ELABORACIÓN EN HONDURAS.**

SUSTENTADO POR

SAMUEL ISAI SILVA WAH LUNG, 31941247

**PREVIA INVESTIDURA AL TITULO DE LICENCIATURA EN INGENIERÍA EN
ELECTRÓNICA**

TEGUCIGALPA

HONDURAS, C.A.

MARTES 11 DE ENERO DE 2022

DERECHOS DE AUTOR

© Copyright 2021

SAMUEL ISAI SILVA WAH LUNG

Todos los derechos son reservados.

RESUMEN EJECUTIVO

Los respiradores en la actualidad representan una alternativa eficaz para el tratamiento de pacientes infectados por COVID-19 en estado crítico, este al ser un dispositivo de apoyo al sistema respiratorio, ha permitido preservar la vida de muchas personas a lo largo de esta pandemia convirtiéndose así en una herramienta vital y necesaria.

Este informe tiene como propósito principal presentar un diseño de respirador artificial el cual se pondrá a prueba experimentalmente a través de una simulación haciendo uso del programa de ingeniería LabView, esto se hará presentando los sistemas que lo compondrán explicando la forma en la que funcionan; mostrando de igual forma los parámetros que son necesarios para su funcionamiento y como se controlan, y por último, se explicará como estas variables al ser manipuladas y trabajadas reflejan en los diferentes indicadores las magnitudes que se están aplicando a los pacientes.

ABSTRACT

Respirators currently represent an effective alternative for the treatment of patients infected by COVID-19 in critical condition, this being a device to support the respiratory system, it has allowed to preserve the lives of many people throughout this pandemic, thus becoming in a vital and necessary tool.

The main purpose of this report is to present an artificial respirator design which will be experimentally approved through a simulation using the LabView engineering program. This will be done by presenting the systems that will compose it, explaining how they work; showing in the same way the parameters that are necessary for its operation and how they are controlled, and finally, it will be explained how these variables, when manipulated and worked, reflect the magnitudes that are being applied to the patients in the different indicators.

INDICE GENERAL

DERECHOS DE AUTOR	ii
AUTORIZACIÓN	I
RESUMEN EJECUTIVO	II
ABSTRACT	III
GLOSARIO	1
I. INTRODUCCIÓN	2
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
2.1. Antecedentes	3
2.2. Enunciado/Definición Del Problema	5
2.3. Preguntas De Investigación	6
2.4. Hipótesis Y/O Variables De Investigación	6
2.5. Justificación	7
III. OBJETIVOS	8
3.1. Objetivo General.....	8
3.2. Objetivos Específicos.....	8
IV. MARCO TEÓRICO.....	9
4.0. Respiradores artificiales	9
4.0.1 Definición	9
4.0.2. Evolución de los respiradores artificiales	13
4.1 Funciones y conceptos	15
4.1.1. Conceptos preliminares	15
4.2 Sistemas.....	15
4.2.1. Sistema de control.....	16
4.2.2. Sistema de provisión de gases	16
4.2.3. Sistema de monitoreo interno	20
4.2.4. Interfaz operador-respirador.....	23
4.2.5. Funciones de la Interfaz paciente-respirador (Circuito paciente).....	23
4.2.6. Sistema de seguridad y alarmas	25
4.2.7. Sistemas de alimentación	26
4.3 Consideraciones prácticas para el control del funcionamiento	26
4.3.1. Inspección visual.....	26
4.3.2. Control de funcionamiento.....	26
4.4 Diseño del respirador artificial.	27

Pruebas en transductores y actuadores.	34
Prueba del sensor de flujo:	34
Prueba del sensor de presión:	35
Prueba electroválvulas proporcionales:.....	35
V. METODOLOGÍA / PROCESO	39
Simulación	39
VI. RESULTADOS Y ANÁLISIS	41
VII. CONCLUSIONES	46
VIII. RECOMENDACIONES.....	47
IX. BIBLIOGRAFÍA	48
ANEXOS	50

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema del funcionamiento básico de un respirador artificial.	9
Figura 2. Diagrama básico de bloques de un respirador artificial	16
Figura 3. Fuelle descendente.....	17
Figura 4. Sistemas de accionamiento cilindro-pistón.....	18
Figura 5. Solenoide proporcional.....	19
Figura 6. Accionamiento por válvulas de tijeras.....	19
Figura 7. Sensor de flujo por presión diferencial de orificio variable.....	20
Figura 8. Sensor de flujo por convección térmica (Hilo caliente).	21
Figura 9. Pneumotacómetro de Fleish.....	22
Figura 10. Pneumotacómetro de Hans Rudolph.....	22
Figura 11. Flujómetro de vano rotatorio (turbina).....	23
Figura 12. Interfaz Paciente-Respirador.	24
Figura 13. Sistema de control, componentes.....	29
Figura 14. Transistor bipolar TIP 122.	29
Figura 15. Optoacoplador MOC 4N35.	30
Figura 16. Arduino Due.	30
Figura 17. Sistema electroneumático.....	31
Figura 18. Prueba del sensor de flujo. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)	34
Figura 19. Grafica de calibración de electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015).....	36
Figura 20. Gráfico de concentración de oxígeno en las electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)	37

Figura 21.	Interfaz Operador-Respirador.....	39
Figura 22.	Cambio en los parámetros de control.....	41
Figura 23.	Sistema de control, presión.	42
Figura 24.	Sistema de control, volumen inspirado/espirdo.	43
Figura 25.	Sistema de control, tiempo en las fases de respiración y volumen tiempo.	43
Figura 26.	Sistema de control, gráficos de presión y volumen.	44
Figura 27.	Gráficos de presión y volumen.	45
Figura 28.	Curvas de Presión y Volumen reales medidas por un espirómetro.	45
Figura 29.	Sensor de presión diferencial, hoja técnica 1. (DigiKey, s.f.).....	51
Figura 30.	Sensor de presión diferencial, hoja técnica 2. (DigiKey, s.f.).....	51
Figura 31.	Sensor de presión diferencial, hoja técnica 3. (DigiKey, s.f.).....	52
Figura 32.	Sensor de presión diferencial, hoja técnica 4. (DigiKey, s.f.).....	53
Figura 33.	Sensor de presión absoluta, hoja técnica 1. (Newark, s.f.).....	54
Figura 34.	Sensor de presión absoluta, hoja técnica 2. (Newark, s.f.).....	55
Figura 35.	Sensor de presión absoluta, hoja técnica 3. (Newark, s.f.).....	56
Figura 36.	electroválvula de estrangulador fijo, hoja técnica (Festo, s.f.).....	57
Figura 37.	Electroválvulas hidráulicas sumergibles, hoja técnica (Saferain, s.f.).....	58

INDICE DE TABLAS

Figura 1.	Esquema del funcionamiento básico de un respirador artificial.	9
Figura 2.	Diagrama básico de bloques de un respirador artificial	16
Figura 3.	Fuelle descendente.....	17
Figura 4.	Sistemas de accionamiento cilindro-pistón.....	18
Figura 5.	Solenoides proporcionales.....	19
Figura 6.	Accionamiento por válvulas de tijeras.....	19
Figura 7.	Sensor de flujo por presión diferencial de orificio variable.....	20
Figura 8.	Sensor de flujo por convección térmica (Hilo caliente).	21
Figura 9.	Pneumotacómetro de Fleish.....	22
Figura 10.	Pneumotacómetro de Hans Rudolph.....	22
Figura 11.	Flujómetro de vano rotatorio (turbina).....	23
Figura 12.	Interfaz Paciente-Respirador.	24
Figura 13.	Sistema de control, componentes.....	29
Figura 14.	Transistor bipolar TIP 122.	29
Figura 15.	Optoacoplador MOC 4N35.	30
Figura 16.	Arduino Due.	30

Figura 17.	Sistema electroneumático.....	31
Figura 18.	Prueba del sensor de flujo. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)	34
Figura 19.	Grafica de calibración de electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015).....	36
Figura 20.	Gráfico de concentración de oxígeno en las electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)	37
Figura 21.	Interfaz Operador-Respirador.....	39
Figura 22.	Cambio en los parámetros de control.....	41
Figura 23.	Sistema de control, presión.	42
Figura 24.	Sistema de control, volumen inspirado/espirdo.	43
Figura 25.	Sistema de control, tiempo en las fases de respiración y volumen tiempo.	43
Figura 26.	Sistema de control, gráficos de presión y volumen.	44
Figura 27.	Gráficos de presión y volumen.	45
Figura 28.	Curvas de Presión y Volumen reales medidas por un espirómetro.	45

GLOSARIO

El volumen se define como el espacio que ocupa un cuerpo. La unidad básica del volumen es el metro cubico (m^3) cuya dimensión es L^3 donde L es de longitud.

El flujo se define como la velocidad a la que el volumen de un fluido pasa por un área de sección transversal. La dimensión del flujo es $\frac{L^3}{T}$ donde L representa la longitud y T representa el tiempo.

La presión se define como proyección de la fuerza en sentido perpendicular sobre una superficie por unidad de área. La dimensión de la presión es $\frac{M \cdot L}{T^2}$, donde el numerador representa los valores de fuerza y el denominador representa el área a la que se aplicará la fuerza.

Mixer, es cual es un mezclador de aire medicinal. Este permite variar la concentración de oxígeno que se le puede suministrar a un paciente en un intervalo del 21 % al 100 % en el gas inspirado.

I. INTRODUCCIÓN

La medicina se ha visto beneficiada a lo largo de los años por desarrollos tecnológicos que han sido implementados en forma de sistemas electrónicos, neumáticos e hidráulicos en sus instrumentos eléctricos, permitiendo apreciar grandes y satisfactorios resultados en la aplicación de estos en sus pacientes.

Los respiradores funcionan a partir de principios físicos, que, a través de componentes electrónicas y técnicas informáticas, permiten la manipulación de los elementos de control, para que, de esta forma, la asistencia a los pacientes sea de acuerdo a lo establecido por el operador y al estado de salud de la persona intervenida.

Los respiradores cuentan con al menos 7 sistemas fundamentales que son: Operador-Respirador, Paciente-Respirador, sistema de monitoreo, sistema de alarmas, sistema de control, sistema de alimentación y el sistema de provisión de gases.

El diseño abordado en este texto detalla los componentes que se utilizan en cada uno de los sistemas para su implementación y adecuado funcionamiento, mostrando, además, como las fases de inhalación y exhalación trabajan a través de la configuración previa de los parámetros de frecuencia y presión establecidos para el paciente, tomando en cuenta la concentración de oxígeno requerida.

En el desarrollo de la simulación se utilizará la aplicación LabView, en la cual los elementos de control, indicadores, ciclos While y herramientas de generación de funciones, serán la parte fundamental de los sistemas básicos para mostrar el funcionamiento de un respirador. Permitirá al igual que en el diseño físico, controlar la frecuencia, presión y la concentración de oxígeno que se desea aplicar. Las mediciones y variaciones serán observadas a través de los indicadores gráficos de presión, respiración y volumen que reflejarán los valores que se controlaron a partir de los datos ingresados por el operador.

Los detalles de cada una de los tópicos mencionados recientemente se abordarán a lo largo de este texto.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1. Antecedentes

Desde su desarrollo en el año de 1950 hasta la actualidad, el incremento en las mejoras del funcionamiento de los respiradores artificiales ha sido de mucho interés, introduciendo cada vez más y mejores sistemas electrónicos que permitan obtener un alto desempeño en la atención de pacientes. Los estudios acerca de estos dispositivos, recientemente se han incrementado debido a la situación producida por el SARS-CoV-2 (COVID-19), dando lugar a nuevas investigaciones, desarrollo y fabricación de nuevos modelos económicos capaces de emplearse para el tratamiento rápido y eficaz en pacientes que requieren de atención inmediata.

Para la realización de este estudio se tomaron en consideración diferentes estudios que, por sus características, sirvieron como guía para su elaboración.

Concerniente a los orígenes y evolución de los respiradores artificiales, se tomó información basada en, “una revisión histórica de la ventilación mecánica que remarca los principales avances en este campo y mostrando las principales complicaciones en los pacientes sometidos a ventilación mecánica invasiva y, como esta constituye una importante fuente de morbilidad y mortalidad” (Casabona, Santos, & Lillo, 2017).

En cuanto a la construcción de respiradores artificiales se cuenta con textos como *Ensamble Y Programación De Un Prototipo De Respirador Artificial De Bajo Costo Con Tres Modos De Operación* (tesis), cuya orientación está dirigida a la “implementación de un sistema de funcionamiento autónomo con el objetivo de ampliar el rango de operación a niños y neonatos a partir de una bolsa de resucitación para adultos e incrementar su versatilidad habilitando el uso del equipo tanto en casas de salud como en lugares particulares”. (Díaz Rivadeneira, 2015). Otro texto de interés para esta investigación es *Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación*, que está basado en la economía ecuatoriana, tiene como finalidad mostrar el “desarrollo y construcción de ventiladores emergentes, especificando el diseño de un prototipo funcional con reducción de costos” (Padilla, Israel, Solano, & Javier, 2021).

Para referirse al funcionamiento de los respiradores artificiales se tiene algunas investigaciones con información que puede ser provechosa para este estudio. Una de ellas es *Diseño De Procedimientos Para La Calibración De Ventiladores Pulmonares* (sección de

libro), que tiene, como su nombre lo indica, la orientación al “procedimiento de calibración de ventiladores pulmonares, cuyo procedimiento no está normalizado, pero que, el Laboratorio de Metrología – Variables Eléctricas, diseñó para implementarlo en la prestación de servicios de calibración en el área de equipo electromédico” (Galvis T., Meza Contreras, & Botero Arbelaez, 2009). La siguiente referencia es un libro que lleva como título *Electromedicina, Equipos de diagnóstico y cuidados intensivos*, está enfocado principalmente en “servir como herramienta de trabajo y consulta, para quienes desempeñen actividades vinculadas con la reparación y el mantenimiento del equipamiento y las instalaciones electromédicas” (Daneri, 2007). Uno de los artículos de interés para este trabajo es uno llamado *Respiración artificial quirúrgica* (artículo), cuya información permitirá conocer los aspectos que se deben considerar para la utilización de los respiradores artificiales al momento de emplearse en una sala de operaciones, tomando en cuenta el tipo de respirador a utilizar, cuidados postoperatorios, signos que ventilatorios que dictaminan el estado del paciente, cálculo de la ventilación de acuerdo al tipo de paciente al que se le va a aplicar este dispositivo, entre otros factores. (Salvado, s.f.) Por último, se consideró la revista *Ventilación Mecánica Asistida: Hacia una mejor adaptación del respirador a las necesidades del paciente*, como una fuente importante para apreciar algunos otros “aspectos generales del funcionamiento y las limitaciones de los modos de Ventilación Mecánica asistida tradicionales y el potencial interés de algunos nuevos modos promisorios” (Rodríguez & Brochard, Córdoba).

Otro tema de relevancia en esta investigación es el uso adecuado que se debe tener para el uso de los respiradores artificiales. Para esto, en el texto *Procedimientos En VMNI: Respiradores, Vías De Acceso Y Técnicas De La Ventilación* (artículo), se encontró “las principales características y modos de funcionamiento de los respiradores diseñados para la aplicación de ventilación no invasiva, las vías de acceso, interfases y equipamiento necesario, así como las técnicas básicas para el inicio de la ventilación” (Rodríguez Portal, Lopez Campos, & Barrot Cortes, s.f.).

Como último punto en este texto, se hace mención de algunas consideraciones de seguridad para el uso de los respiradores artificiales. Para referirnos a este tema, se hizo uso del informe *Ventiladores mecánicos y otros dispositivos sanitarios para la crisis de la COVID-19: iniciativas, regulación y recomendaciones*, que posee un enfoque en “la seguridad de los productos/materiales sanitarios, para garantizar el cumplimiento de los requisitos esenciales que se prevén en la directiva europea actual sobre productos sanitarios en la elaboración de respiradores artificiales”

(AQuAS_(Agencia_de_Calidad_y_Evaluación_Sanitarias_de_Cataluña), 2020). Otra de las fuentes consultadas es *Información Sobre Prototipos De Respiradores. Pruebas De Seguridad Y Requisitos De Investigación Clínica*, muestra “como ayudar a conocer los requerimientos de diseño y fabricación necesarios para la distribución de equipo de salud que no comprometa a los pacientes a los cuales se les aplicaran estos dispositivos” (Desconocido, Información sobre prototipos de respiradores. Pruebas de seguridad y requisitos de investigación clínica, 2020). Finalmente, se tomó la literatura *Banco de Pruebas para Respiradores Artificiales (Simposio)*, que tiene como fin “presentar la arquitectura de un banco de pruebas automatizadas para respiradores artificiales, mostrando los beneficios que se obtienen cuando la automatización se adopta en el proceso de control de calidad y exponiendo una reseña de la adopción de prácticas ágiles en la verificación de sistemas críticos siendo estas aplicadas por un equipo de ingeniería con orientación a la electromedicina”. (Hames & Nicolas, 2020)

Se puede decir finalmente que, cada uno de estos textos, proporcionará información relevante de puntos específicos de trabajo que se abordaran a lo largo de este trabajo, con la finalidad de, acotar y gozar de diferentes perspectivas para conocer la adecuada aplicación de los respiradores artificiales.

2.2. Enunciado/Definición Del Problema

Los respiradores artificiales son dispositivos vitales para el tratamiento de pacientes que poseen complicaciones tales como enfermedades y/o lesiones, que les impide la capacidad de respirar por sí mismos. En los últimos años, la demanda de respiradores artificiales para el tratamiento de pacientes internos en la sala de cuidados intensivos de los diferentes hospitales del país y el mundo, ha crecido debido a la actual crisis sanitaria que se enfrenta producto del COVID-19, debido al alto nivel de contagiosidad de esta enfermedad.

Las principales empresas dedicadas a la elaboración de respiradores artificiales en Europa y Estados Unidos (Medtronic (Irlanda, USA), Dräger (Alemania), Getinge (Suecia) y Hamilton Medical (Suiza) General Electric (USA)), tenían una capacidad de producción de apenas 10 mil unidades al año. Al plantearse la posibilidad de aumentar su producción, encontraron algunos problemas para esto, debido a que, para la fabricación de este dispositivo, se requiere de suministros que se obtienen de diferentes partes del mundo, por ende, dependen de que los proveedores estas piezas las envíen rápidamente para comenzar a elaborarlos.

Otro aspecto de vital importancia es que, a pesar de que empresas públicas y privadas dejen sus actividades para enfocarse en la producción de respiradores artificiales, no todos los

proyectos son aceptados, esto porque, para su elaboración y distribución, requieren de la homologación necesaria y, aportación de documentación y los respectivos exámenes que demuestren que su funcionamiento es el requerido.

Por otro lado, la demanda de respiradores artificiales, la escasez de estos, cantidad de atrasos en su elaboración, la necesidad de contratar más personal para aumentar la productividad, etc. Han producido que los precios para la adquisición de estos dispositivos aumenten.

De acuerdo a lo mencionado anteriormente, se deja en claro la necesidad de desarrollar el diseño de un respirador artificial capaz de cumplir cada uno de los requisitos para su distribución de manera adecuada y consciente, además de resultar económico y de rápida producción.

2.3. Preguntas De Investigación

1. De los sistemas que componen un respirador ¿cuáles de estos son necesarios para comprender su funcionamiento a través de un entorno virtual?
2. ¿De qué forma funcionará, y que parámetros serán necesarios para la simulación de este respirador?
3. ¿Se podrá obtener como resultado de la simulación valores aproximadamente iguales a los reales?

2.4. Hipótesis Y/O Variables De Investigación

- H_{1i} = Los resultados obtenidos de la simulación realizada mostraran en cada gráfico los valores ideales para cada variable controlada.
- H_{2i} = Para la simulación del respirador se requiere únicamente de la presencia de los sistemas Operador-Respirador y de control para mostrar su funcionamiento.
- H_{3i} = Las variaciones realizadas en los parámetros del respirador permitirán observar que este puede adaptarse a los cambios establecidos por el operador en el modo encendido.

2.5. Justificación

La necesidad de una investigación basada en el diseño de un respirador económico, de producción rápida y fácil de utilizar se ha convertido en un punto importante en nuestro tiempo debido a la creciente demanda de estos aparatos por la crisis que se enfrenta producto del COVID-19 y, su capacidad para dañar el sistema respiratorio del ser humano. Estos dispositivos electromecánicos deben cumplir diferentes requerimientos poder distribuirse, esto orilló a que grandes naciones de Norte América, Europa y Asia duplicaran sus esfuerzos para elevar los niveles de producción e incluso, en el caso de USA, invocó la ley de “producción y defensa”, cuya finalidad es reunir al sector privado y obligarlo a producir estos suministros médicos. Esta situación dio lugar a que diferentes modelos de respiradores artificiales fuesen desarrollados por estudiantes universitarios que van desde capacidades básicas hasta sistemas más completos y complejos, proveyendo así una amplia gama de textos con información detallada del funcionamiento y construcción de estas máquinas, permitiendo estudiarlos un poco más a fondo y plantear un diseño acoplado a las necesidades de nuestro país.

III. OBJETIVOS

3.1. Objetivo General

- Realizar la simulación de un respirador artificial a partir del diseño desarrollado por la universidad politécnica de Chimborazo en Ecuador, haciendo mención de sus aspectos fundamentales, sistemas que lo componen y el control de su funcionamiento para su futura elaboración en Honduras.

3.2. Objetivos Específicos

- Simular el funcionamiento de un respirador artificial en el programa LabView.
- Describir la composición del modo de operación, los parámetros de la interfaz Operador-Respirador y el sistema de control de este ventilador.
- Comparar los gráficos obtenidos mediante la simulación con los gráficos reales

IV. MARCO TEÓRICO

4.0. Respiradores artificiales

4.0.1 Definición

Un respirador es una máquina de accionamiento eléctrico y de control electrónico que tiene como finalidad, asistir mecánicamente las deficiencias en las funciones respiratorias o cardíacas de un paciente de forma parcial o completa, producidas por una limitación en sus capacidades de forma leve, aguda o crónica, que impide la respiración adecuada para un estilo de vida normal. A esta estrategia de intervención terapéutica se le conoce como ventilación mecánica.

4.0.1.1 Funcionamiento de un respirador

El funcionamiento de un respirador consiste básicamente en, proveer de un flujo de aire requerido por el paciente, a través de una turbina encargada de suministrarlo. Para esto, se requiere de una mezcla de gases en el interior del respirador, para lo cual se necesita que esté conectado a una toma de oxígeno y a otra toma de aire, que, mediante un mixer realiza la mezcla necesaria que dependerá del paciente y del personal médico. Esta mezcla pasará por la válvula inspiratoria que regula el paso de la mezcla al paciente y, para la espiración, a través de la válvula espiradora se controla las fases respiratorias y la presión positiva.

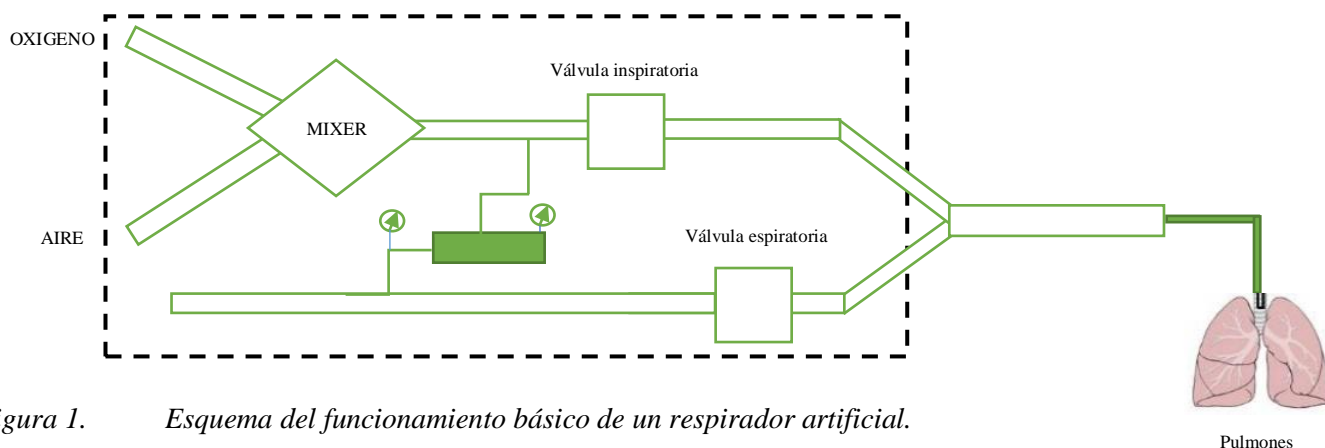


Figura 1. Esquema del funcionamiento básico de un respirador artificial.

4.0.1.2 Funciones de los respiradores y las principales razones para su uso.

- Proveer gas al paciente de acuerdo a determinadas condiciones de volumen, presión, flujo y/o tiempo.
- Acondicionar el gas que se entrega al paciente, filtrándolo y modificando su temperatura y humedad.
- Monitorear la ventilación al paciente y su mecánica respiratoria

- Proveer sistemas de seguridad para ventilar al paciente en caso que se presenten situaciones anormales y avisar esto al operador a través de un sistema de alarmas audiovisuales.
- Entregar medicación que se incorpora por vía inhalatoria.
- Proveer funciones adicionales al personal tratante que lo ayuden en la realización de determinadas maniobras vinculadas con la ventilación mecánica del paciente.
- Procesar la información que adquiere el equipo, para luego mostrarla de manera adecuada al operador o enviarla a otros equipos, tales como otros sistemas periféricos de impresión o servidores conectados en red.

Las principales razones por las cuales se conecta a un paciente a un respirador son:

- Para llevar oxígeno a los pulmones y al organismo.
- Para ayudar a los pulmones a deshacerse del dióxido de carbono.
- Para facilitar la respiración en pacientes que pueden respirar, pero les resulta muy difícil.
- Para pacientes que no respiran debido a una lesión o daño cerebral (un coma) o una lesión en la medula espinal o debilidad muscular extrema
- Para algunas cirugías en las cuales se requiere anestesia total.

Comúnmente estas máquinas se utilizan para periodos cortos de tiempo, desde algunas horas hasta un par de semanas, pero, existen casos graves en donde se requiere la implementación de estos por meses o años.

4.0.1.3 Tipos de ventilación mecánica

- **Ventilación asistida (VA):** Permite que los parámetros de volumen y presión puedan ser modificados por una persona autorizada para esto, según el paciente tenga la necesidad de una regulación.
- **Ventilación controlada (VC):** En este tipo de ventilación, el respirador suministra al paciente la presión y flujo de aire necesarios para este sin que se intervenga de forma activa, es decir, se programan las especificaciones para el paciente en el procesador del respirador, y así suministre las cantidades establecidas.
- **Ventilación espontánea:** Este tipo de ventilación se basa en los parámetros que requiere el paciente, es decir, el volumen, flujo y presión serán determinados en el momento de la inspiración en la cantidad que sea necesaria.

4.0.1.4 Clasificación de los respiradores

Existen importantes diferencias técnicas entre los distintos modelos de respiradores, pudiendo agruparse de acuerdo al tipo de aplicación de la siguiente manera:

- ***De cuidado crítico para pacientes neonatales:*** Las unidades neonatales conmutan de la fase inspiratoria a la espiratoria (ciclado) por tiempo, fijan un límite de presión y utilizan un sistema de flujo continuo que reduce el tiempo de respuesta del respirador. La incorporación de monitoreo de volumen y otro tipo de parámetros habituales en otras aplicaciones es reciente en este tipo de equipos.
- ***De anestesia:*** son unidades muy sencillas y a menudo forman parte de un equipo de anestesia. No poseen muchas alarmas debido a que el médico que opera estos equipos está presente durante todo el proceso de la anestesia respiratoria y se realiza un minucioso monitoreo del paciente mediante otros equipos. Estas unidades se utilizan durante cortos períodos, lo que no requiere de aquellos modos ventilatorios diseñados para restituir al paciente luego de varias horas o días de utilizar ventilación mecánica asistida (proceso de destete). En cambio, algunas unidades incluyen presión de soporte y EMMV como instrumentos que facilitan la recuperación del paciente luego de un proceso anestésico.
- ***De transporte:*** se subdividen en aquellos utilizados para traslados cortos, ya sea en situaciones de emergencia o uso intrahospitalario, y aquéllos para traslados prolongados. Los primeros son, por lo general, puramente neumáticos, de pequeños tamaños, livianos y muy sencillos de operar. Su capacidad de monitoreo es sumamente limitada y su funcionamiento es dependiente de la provisión de aire y/u oxígeno a alta presión desde una fuente externa.

Los de transporte de uso prolongado, a diferencia de los interiores, son equipos accionados eléctricamente a través de baterías incorporadas a la unidad o bien mediante fuentes externas. Su funcionamiento no depende de una fuente de aire comprimido adicional. Poseen pequeños compresores eléctricos integrados a la unidad. Disponen de monitores de presiones y sistemas de alarmas que los hacen muy seguros. Poseen además sistemas de aire-oxígeno y diversos modos ventilatorios que permiten un uso flexible.

- ***De uso domiciliario:*** son similares a los utilizados en transportes prolongados, pero más simples de operar, ya que, no existe la presencia continua de un usuario especializado. No incorporan sistemas de enriquecimiento de oxígeno. En caso de

requerirse aporte adicional de oxígeno, se conecta a una fuente externa de baja presión mediante un sistema de reservorios donde se realiza la mezcla con el aire.

- **De cuidado crítico para pacientes pediátricos y adultos:** son los que poseen mayor cantidad de funcionalidades. Disponen de una amplia variedad de modos ventilatorios, gran capacidad de monitoreo y alarmas audiovisuales muy completas.

Los respiradores también se pueden clasificar de la siguiente manera:

- **De generación de fuerza inspiratoria:** Son controlados por presión debido a que en fisiología la fuerza representa a la presión, este ventilador debe generar o proporcionar la fuerza que en un estado normal el paciente genera en los pulmones y se subdivide en 2 tipos:
 - **De presión positiva:** Crea una fuerza inspiratoria gracias a la presión intrapulmonar positiva.
 - **De presión negativa:** Fueron los primeros ventiladores inventados en 1928, que crea presión subatmosférica alrededor del tórax y una presión similar a la atmosférica en las vías aéreas. El gradiente de presión que se produce es suficiente para mover la caja torácica y permite el ingreso de aire.
- **De variables de control:** Existen 3 factores que determinan el cambio de sus mecanismos y configuraciones que son: la fuerza, la frecuencia y volumen; cualquiera de las variables mencionadas puede ser modificada por el experto y la administración varía de acuerdo al tiempo. Entonces es por eso que existen 3 tipos de ventiladores:
 - Ventiladores controlados por presión
 - Ventiladores controlados por flujo
 - Ventiladores controlados por volumen
- **De variables de fase:** En estos ventiladores mecánicos lo único que se considera es el cambio de los ciclos de respiración que son 4:
 - Cambio del ciclo de inspiración a espiración
 - Espiración.
 - Cambio del ciclo de espiración a inspiración
 - Inspiración

4.0.1.4.1 Fases en un respirador artificial

- **Fase inspiratoria:** Es la que da inicio a la ventilación pulmonar. Esta fase es manipulada por un control de flujo que permite el paso de aire y oxígeno en las cantidades necesarias según la condición de cada paciente. Además, en esta fase, la

presión deberá estar limitada de forma exacta debido a que, si se sobrepasan los niveles normales puede causar daños graves a nivel del sistema respiratorio. Los niveles de flujo y presión están determinados según la enfermedad que padece el paciente; para personas con problemas asmáticos la presión debe ser mayor que en un paciente con complicaciones cardíacas.

- **Fase de cambio cíclico de inspiración a espiración:** Se da en el momento en que todos los parámetros configurados en la fase de inspiración se hayan cumplido tanto en tiempo, volumen y presión. Existe un tiempo mínimo que permite que se comprueben que los parámetros sean los necesarios y permite el cambio de inspiración a espiración.
- **Fase espiratoria:** En esta fase el ventilador ayuda al paciente a eliminar la cantidad de aire que no sea requerido a través de una válvula unidireccional que se activa en el tiempo necesario para permitir el escape de gas de los pulmones a la atmósfera. El motivo por el cual la válvula debe ser de una dirección es que en ese momento el paciente no podrá inspirar y esto evitará que los pulmones sobrepasen la cantidad de gas.
- **Fase de cambio cíclico de espiración a inspiración:** Para el cambio de espiración al primer ciclo de una ventilación debe cumplirse el tiempo configurado para la fase de espiración antes de iniciar la ventilación del paciente.

4.0.2. Evolución de los respiradores artificiales

La evolución de los respiradores artificiales se puede describir en 3 momentos o generaciones. La primera, comienza en la década de los sesenta con respiradores puramente neumáticos, con modalidades simples cuyas conmutaciones de una fase a otra (inspiratoria a la espiratoria) se efectuaba por presión. A estos dispositivos primarios se les conectaron elementos tales como mezcladores de aire-oxígeno, espirómetros de fuelle, sistemas de alarmas de desconexión y compresores de aire, con la finalidad de aumentar sus capacidades a debido a que sus funciones no alcanzaban a satisfacer todas las necesidades de los pacientes.

A finales de los años sesenta y principios de los setenta, se dio el surgimiento de la segunda generación de respiradores, esto con la incorporación de nebulizadores y otros modos ventilatorios como la ventilación mandataria intermitente, la intermitente sincronizada y la presión positiva continua en la vía aérea, haciendo énfasis en el volumen en lugar de a la presión. Este tipo de respirador presentaba un problema, y era la demora entre el momento en que el paciente iniciaba su esfuerzo inspiratorio y aquel en el que el gas llega a los pulmones

(aproximadamente entre los 400 a 600 ms), ya que, obligaba a los pacientes a realizar un mayor trabajo respiratorio que provocaba malestar e incluso fatiga, a pesar de sus mejoras impuestas en los modos ventilatorios y los dispositivos anexados, debido a que, utilizaban la misma tecnología base que las primeras unidades de esta generación, con todas las limitaciones que esto implicaba.

La tercera generación de respiradores surgió en los años ochenta a partir de la aplicación de microprocesadores en su funcionamiento y la incorporación de sensores de flujo y modernas válvulas para la provisión de gases. La demora entre una fase y otra se vio reducida en alrededor de 100 ms, llegando en algunos casos hasta los 30 ms mediante el uso de sensores de flujo.

Estos eran ciclados por tiempo, presión, flujo y/o volumen. Algunos modelos incluyen compresores de aire y/o mezcladores de aire-oxígeno autocontenidos. Disponen de una gran cantidad de alarmas, sistemas de seguridad muy confiables, potentes sistemas de monitoreo y una diversa gama de modos ventilatorios.

La inclusión de los microprocesadores brindó la flexibilidad de reprogramar las funciones del respirador. La posibilidad de producir cambios en el programa del microprocesador ha permitido, entre otras cosas, que el agregado y mejora de funciones se realice sobre el equipamiento ya instalado.

Tabla 1. Características de las distintas generaciones de respiradores.

Características	Primera generación	Segunda generación	Tercera generación
Sistema de control	Enteramente neumático	Controlados electrónicamente sin microprocesador	Controlados electrónicamente por microprocesador
Ciclado	Por presión	Por volumen	Por tiempo, presión, flujo y/o volumen
Sistema de provisión de gases	Dependen de una fuente de aire comprimido externo	Algunos incluyen compresor y/o mezcladores de aire-oxígeno autocontenidos	Algunos incluyen compresor y/o mezcladores de aire-oxígeno autocontenidos
Sistema de alarmas	No poseen alarmas	Disponen de algunas alarmas	Incorporan gran cantidad de alarmas

Sistema de seguridad	Po poseen modos ventilatorios de seguridad	Poseen algunos tipos modos de seguridad	Sistemas de seguridad muy confiables
Sistema de monitoreo	Contienen escasos monitoreos	Poseen algunos tipos de monitoreo	Importantes sistemas de monitoreo

4.1 Funciones y conceptos

4.1.1. Conceptos preliminares

El **volumen corriente** (VT) es la cantidad de aire que se moviliza en una respiración normal. En un adulto en reposo es de alrededor de 500 ml. El **volumen minuto** (VM) es la cantidad de aire que se respira en un minuto y se puede calcular como el valor del volumen corriente por la **frecuencia respiratoria** (FR).

La frecuencia respiratoria es, por lo general, de 12 veces por minuto.

Al realizarse un esfuerzo inspiratorio ingresa más aire que lo habitual. Esta cantidad de aire extra que ingresa se denomina **volumen inspiratorio de reserva** (VRI) y hace que haya un total de aproximadamente 6 litros en el aparato respiratorio.

El **volumen de reserva espiratorio** (VRE) es la cantidad máxima de aire que se puede espirar a partir del final de la espiración mediante una espiración forzada.

A la cantidad de aire que nunca va a ser exhalada se le conoce como **volumen residual** (VR).

La capacidad vital (CV) es el volumen máximo de gas que se puede expulsar de los pulmones de forma forzada después de una inspiración máxima.

La **capacidad funcional de reserva** (CFR) es la cantidad de aire que se queda en los pulmones luego de una espiración normal.

El **volumen total pulmonar** (VTP) es el volumen máximo de gas que se puede expulsar añadido a la capacidad de aire que nunca va a ser exhalado.

4.2 Sistemas

Básicamente, se puede decir que un respirador es una unidad que se establece por el acoplamiento de los siguientes sistemas:

- Sistema de control
- Sistema de provisión de gases
- Sistema de monitoreo interno
- Interfaz operador-respirador

- Interfaz paciente-respirador
- Sistemas de seguridad y alarmas
- Sistema de alimentación

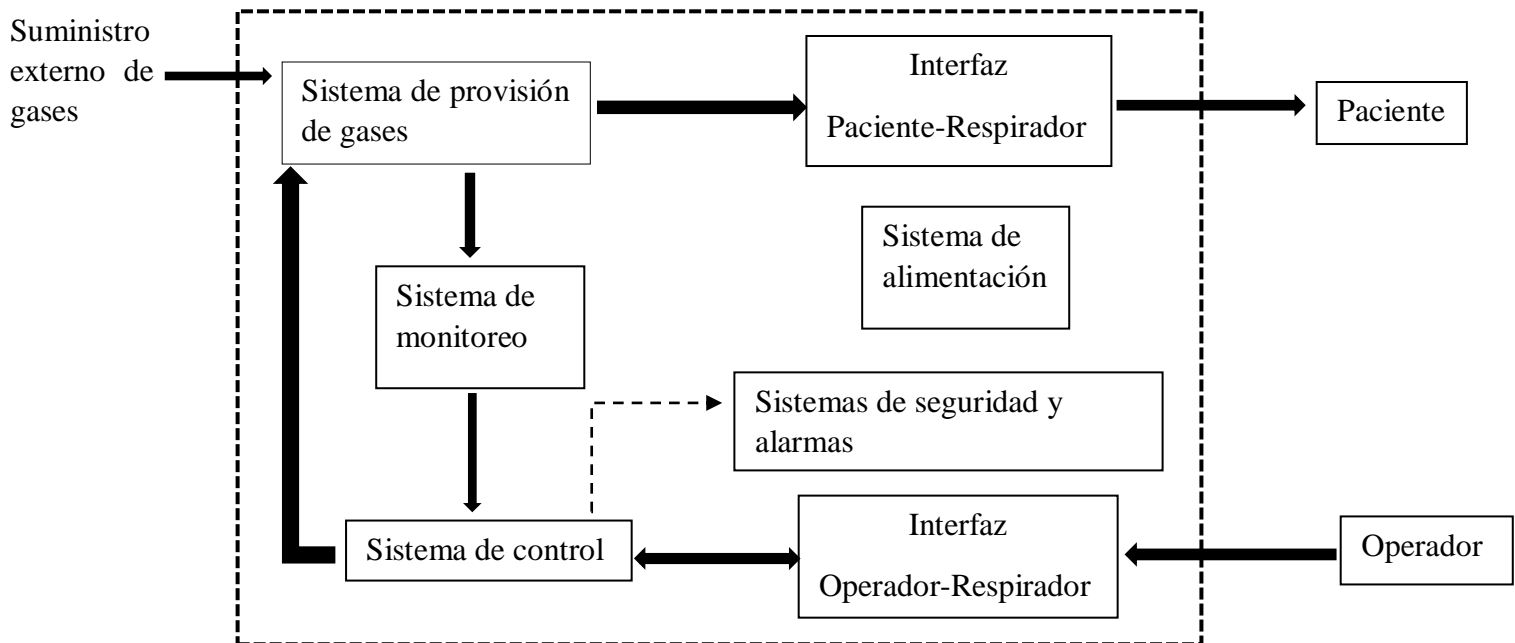


Figura 2. Diagrama básico de bloques de un respirador artificial

4.2.1. Sistema de control

Es el encargado de interpretar las ordenes provenientes del operador y generar acciones concretas sobre otros componentes funcionales del respirador, adquiriendo y procesando continuamente la información enviada por los sensores. Es el cerebro del respirador.

En la actualidad, los microprocesadores son los dispositivos que manejan el funcionamiento del respirador siguiendo las instrucciones grabadas por el fabricante en sus memorias. Siendo así que, el equipo contiene internamente la indicación de cómo responder ante cada situación que se pueda presentar.

4.2.2. Sistema de provisión de gases

La función principal del sistema de provisión de gases es administrar al paciente según sea el caso el flujo, volumen, tiempo y/o presión de cada ciclo respiratorio, cuyas especificaciones las determinara un especialista.

Suelen estar combinados con motores paso a paso para controlar electrónicamente su movimiento.

Para su funcionamiento, emplean diversos elementos. Entre estos están:

4.2.2.1. **Fuelle:** Es un dispositivo de control de volumen que consiste de un fuelle dentro de una cámara. El gas que será entregado al paciente ingresa al fuelle donde se mide el volumen. Durante la inspiración se ejerce una presión entre el fuelle y las paredes de la cámara para impulsar el gas hacia el paciente. En la siguiente figura se muestran 2 tipos de fuelles descendentes. El primero es accionado por presión de aire y el segundo posee un modo de accionamiento electroneumático basado en un soporte móvil. Para ambos, el fuelle es movido hacia arriba empujando el nivel de gas contenido al paciente. La velocidad del movimiento determina el nivel de flujo inspiratorio. Estos disponen de información sobre fugas e identificación de desconexión.

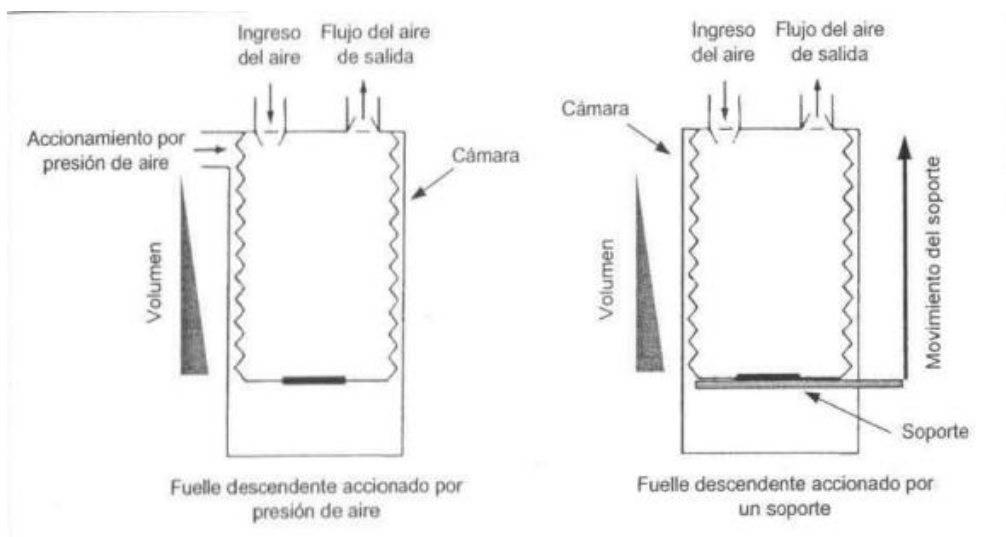


Figura 3. Fuelle descendente.

4.2.2.2. **Pistón:** El sistema de pistón actúa por control de volumen al igual que el fuelle. Previo a la inspiración, el cilindro almacena un determinado volumen de gas. Durante la fase inspiratoria se entrega al paciente el volumen almacenado.

El movimiento del pistón, tanto para el almacenamiento del gas, como para la liberación se efectúa mediante un sistema de biela-manivela, accionado por un motor paso a paso. Modificando la velocidad del motor, varía el flujo de salida del pistón.

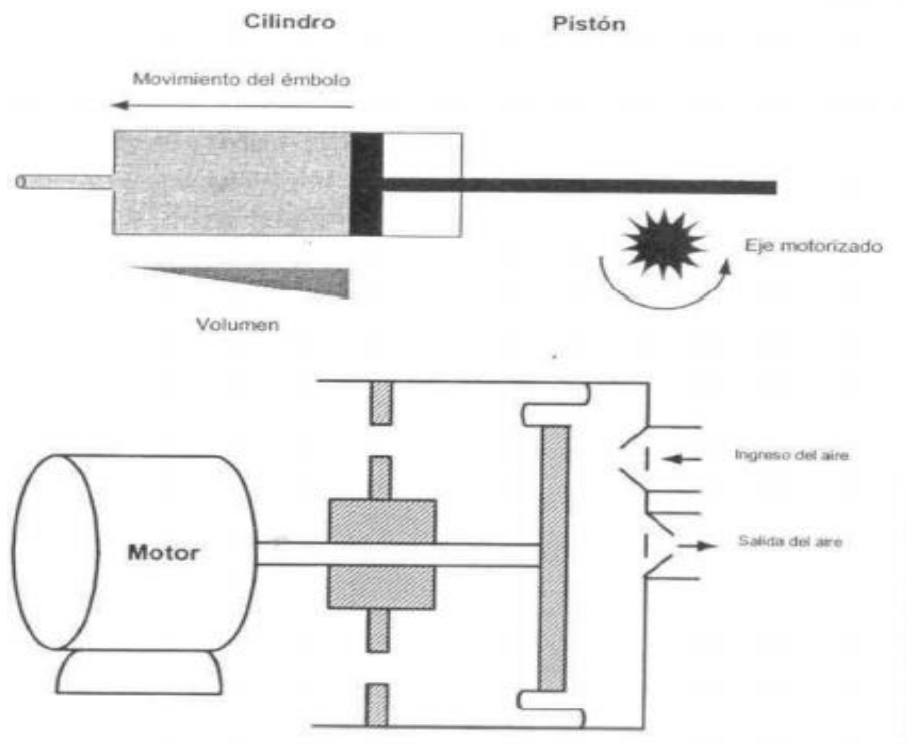


Figura 4. *Sistemas de accionamiento cilindro-pistón*

4.2.2.3. **Solenoides proporcionales:** Permite controlar el flujo de gas suministrado al paciente, modificando de manera precisa la apertura del orificio de ingreso de gas. Variando la corriente entregada al bobinado del solenoide, se modifica la posición de la compuerta que gradúa el paso de gas por ese orificio, y por lo tanto el flujo entregado.

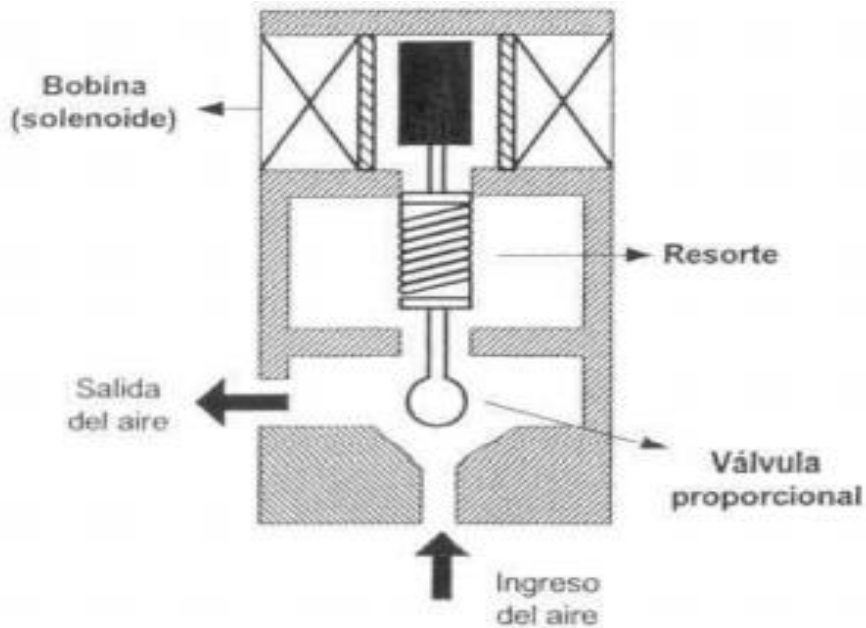


Figura 5. Solenoide proporcional

4.2.2.4. **Válvulas de tijeras:** Es empleado en algunos casos como componente regulador del sistema de provisión de gases. EL sistema de control se encarga de comandar un conjunto de solenoides ON/OFF. El flujo dependerá de la combinación de las válvulas abiertas y el volumen será dependiente del tiempo.

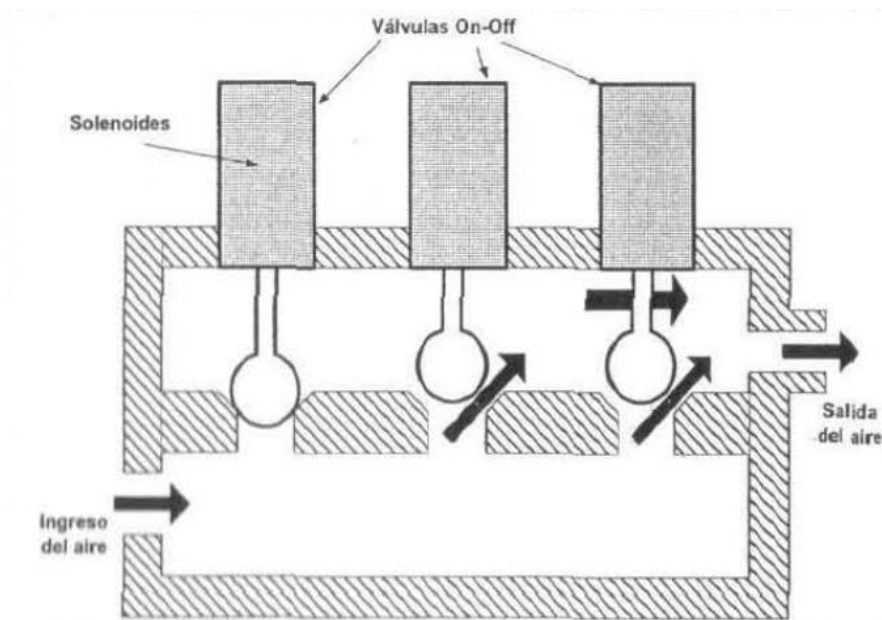


Figura 6. Accionamiento por válvulas de tijeras.

4.2.3. Sistema de monitoreo interno

Los respiradores actuales incorporan sensores de flujo y presión para controlar que los parámetros de volumen corriente, frecuencia y presión en las vías aéreas concuerden con lo ajustado por el usuario. Este permite, además, verificar en forma continua el funcionamiento interno del respirador, y en el caso que exista algún problema, dar aviso al usuario mediante alarmas y/o activar alguno de los sistemas de seguridad.

4.2.3.1. **Sensores de presión:** Son sensores por lo general de estado sólido, con una precisión de más o menos $0,1 \text{ cmH}_2\text{O} + 3 \%$ del valor de lectura.

4.2.3.2. **Sensores de flujo:** Dependiendo del fabricante se tiene un sensor de flujo diferente para integrar el sistema de monitoreo interno.

4.2.3.2.1. *Por presión diferencial de orificio variable*

En este el gas atraviesa un orificio cuya resistencia provoca una diferencia de presión que es medida a través de un sensor de presión diferencial.

El sensor de presión diferencial entrega a su salida una tensión proporcional a la diferencia de presión medida que es también proporcional al flujo de aire.

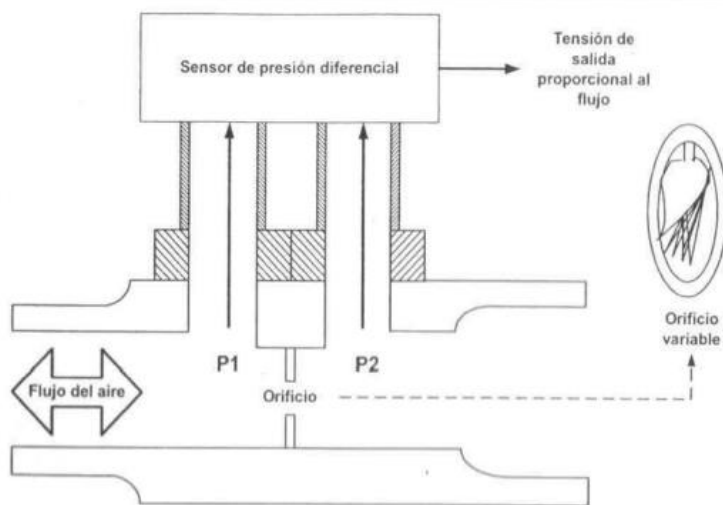


Figura 7. *Sensor de flujo por presión diferencial de orificio variable.*

4.2.3.2.2. **De convección térmica:** Este emplea un alambre metálico de aleación de platino, tungsteno e iridio de dimensiones reducidas. Este alambre conductor se calienta a una temperatura constante por la corriente provista por un circuito electrónico. El flujo de aire lo enfría, lo cual obliga al circuito a proveer mayor corriente para mantener la temperatura constante. La corriente entregada es proporcional al flujo de gas, aunque su relación es no lineal. Un segundo termistor mide la

temperatura del gas y envía esta información al circuito electrónico microprocesador, el cual se encarga de efectuar correcciones para evitar que la temperatura del gas influya en la medición del flujo.

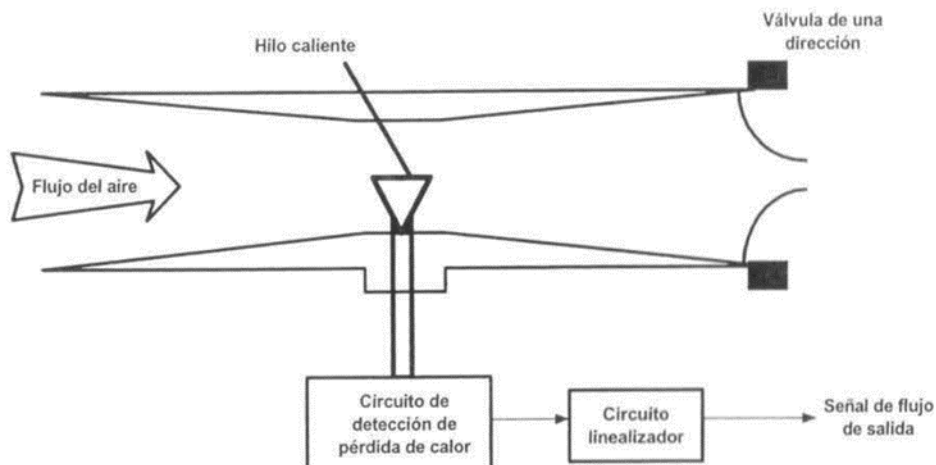


Figura 8. Sensor de flujo por convección térmica (Hilo caliente).

4.2.3.2.3. De pantalla (Pneumotacómetro de Fleish y de Hans-Rudolph):

El flujo de aire circula a través de una malla cuya resistencia genera una diferencia de presión que se mide mediante un sensor de presión diferencial y luego se vincula con el valor del flujo aplicando la ley de Poiseulle.

Los sensores de pantalla poseen buena respuesta en frecuencia y son fáciles de desarmar, pero se suelen obstruir debido a la humedad y las secreciones por lo que requieren de un mantenimiento periódico.

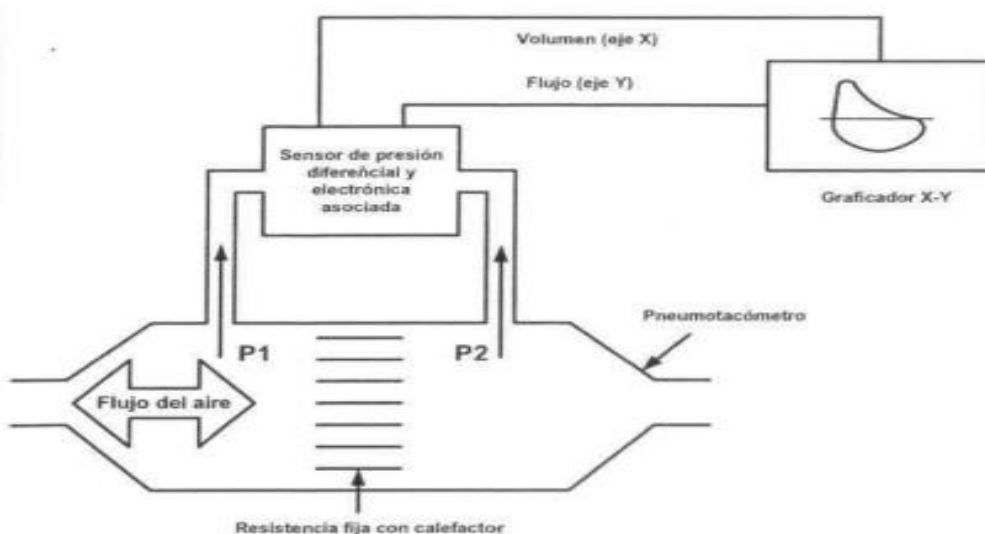


Figura 9. *Pneumotacómetro de Fleish*

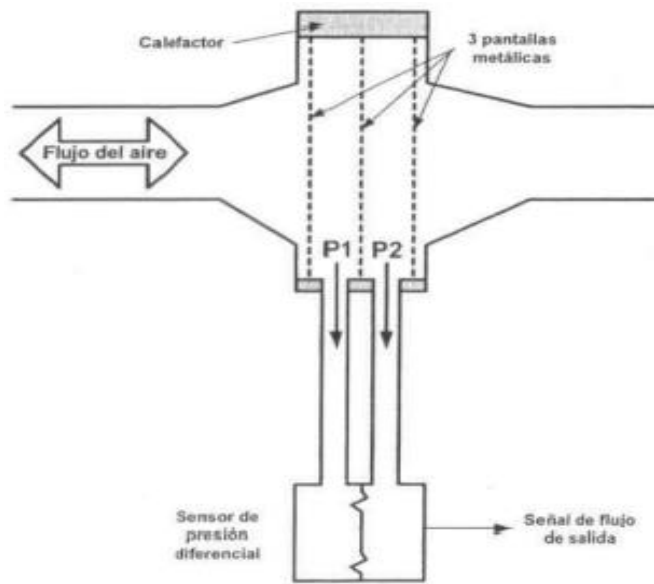


Figura 10. *Pneumotacómetro de Hans Rudolph*

4.2.3.2.4. **De vórtice:** El flujo de aire atraviesa un pequeño orificio creando vórtices que son sensados mediante ultrasonido. El grado de turbulencia es proporcional al flujo. Si bien estos sensores ofrecen una resistencia apreciable al paso del flujo, su medición es muy precisa.

4.2.3.2.5. **De vano rotario (turbina):** En este la velocidad de rotación de la turbina es proporcional al flujo. Las paletas de la turbina interrumpen el paso de la luz entre el emisor y el receptor. La fotocelda entrega, por lo tanto, una señal de dos estados cuya frecuencia es proporcional al flujo.

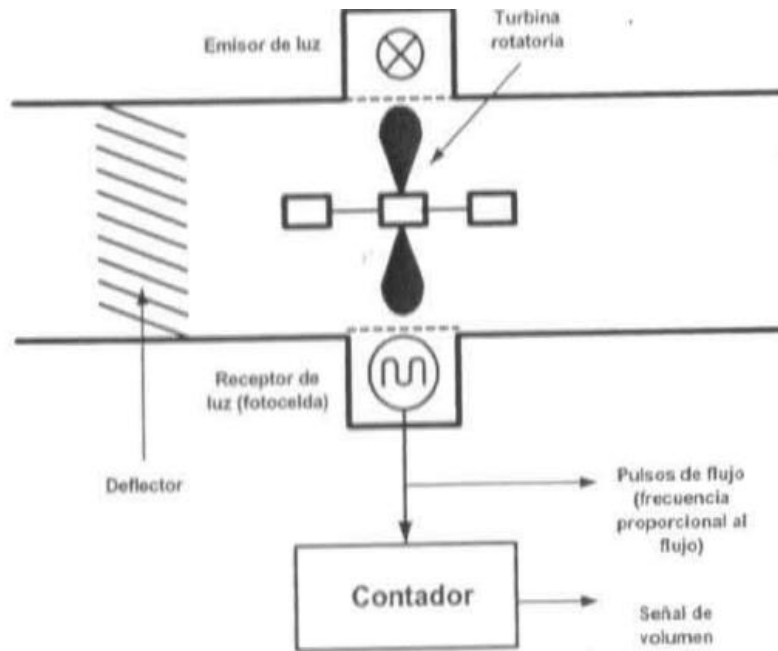


Figura 11. Flujómetro de vano rotatorio (turbina).

4.2.4. Interfaz operador-respirador

Parte del equipo que le posibilita al operador ajustar los parámetros de funcionamiento del respirador y además monitorear la ventilación del paciente en tiempo real; estableciendo una comunicación bidireccional entre el operador y la unidad. Mediante esta interfaz, se ingresa la configuración que le indicara al sistema de control el modo de trabajo.

4.2.5. Funciones de la Interfaz paciente-respirador (Circuito paciente)

- Trasladar el gas que el respirador brinda al paciente durante la fase inspiratoria
- Acondicionar el gas inspirado, aumentando su temperatura, agregándole humedad y filtrándolo
- Realizar mediciones del flujo y/o volumen del gas inspirado por el paciente
- Medir la presión de la vía aérea y la temperatura del gas inspirado a través de sensores incorporados en la propia interfaz

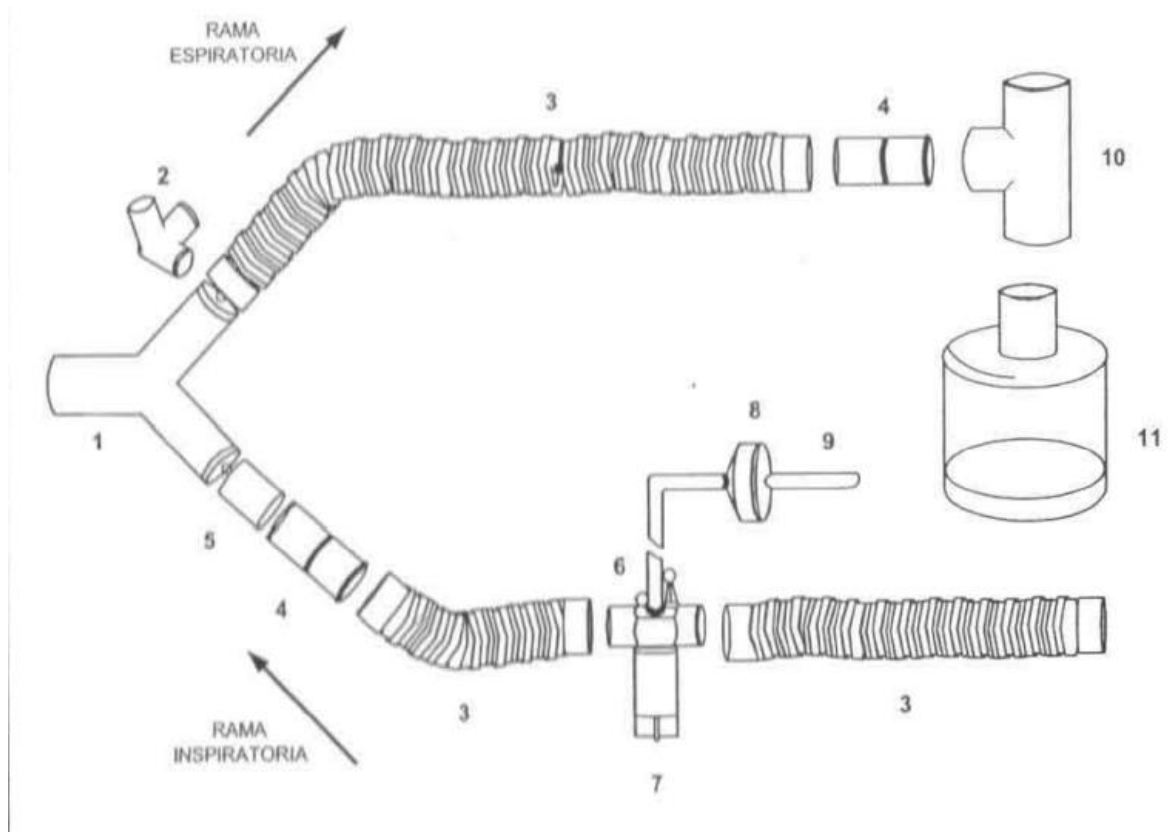


Figura 12. Interfaz Paciente-Respirador.

Donde,

1. Conector Y recto
2. Conector Y a 90°
3. Tubo flexible
4. Conector 22/22 mm ID
5. Acople para sensor de temperatura
6. Sostén de tubuladora
7. Nebulizador.
8. Filtro de bacterias para el nebulizador
9. Tubuladura de nebulizador
10. Adaptador en T
11. Vaso colector.

4.2.6. Sistema de seguridad y alarmas

Estos sistemas comunican al operador en forma gráfica y sonora la presencia de fallas. Las situaciones de alarmas pueden presentarse ante fallas del respirador o bien de que los parámetros de ventilación actual del paciente no concuerdan con los ajustados por el operador.

El sistema de seguridad de un respirador debe brindar las siguientes funcionalidades:

- Sistema ventilatorio de seguridad en caso de falla del respirador o pérdida de energía
- Compensación de fugas en el circuito paciente
- Ventilación en caso de desconexión parcial
- Apertura de la válvula de seguridad en caso de fallas graves

Los diferentes tipos de alarmas que se programan por el operador o por el fabricante. Algunas de ellas son:

4.2.6.1. Programables

- Alta/baja presión en la vía aérea
- Alta frecuencia
- Alta/baja volumen minuto exhalado
- Alta/baja volumen corriente exhalado
- Apnea

4.2.6.2. De fabrica

- Falla de suministro eléctrico
- Baja presión de aire/dióxido de carbono
- Falla de la válvula de exhalación
- Válvula de seguridad abierta
- Sistema de reserva activado

Este sistema debe de brindar las siguientes funcionalidades:

- Sistema ventilatorio de seguridad en caso de falla del respirador o pérdida de energía.
- Compensación de fugas en el circuito paciente
- Ventilación en caso de desconexión parcial
- Apertura de la válvula de seguridad en caso de fallas graves
- Ventilación de apnea
- Verificación de los componentes durante la fase de inicio y durante el funcionamiento del equipo

4.2.7. Sistemas de alimentación

Algunas unidades actuales vienen provistas de baterías internas que conforman sistemas de alimentación de reserva. El tiempo de remanencia de la alimentación va desde unos pocos minutos hasta más de una hora dependiendo del modelo del equipo.

4.3 Consideraciones prácticas para el control del funcionamiento

4.3.1. Inspección visual

Esta se realiza con la finalidad de controlar el estado de los siguientes componentes:

- Instrumentos
- Trampas de agua, humidificadores, filtros y tubuladuras que conforman el circuito paciente
- Reguladores de aire comprimido y oxígeno
- Cable de alimentación

4.3.2. Control de funcionamiento

4.3.2.1. Control básico de la unidad

- Conectar el pulmón de prueba al circuito paciente respirador
- Encender el respirador y colocar un modo de ventilación mandataria
- Verificar el inflado y desinflado del pulmón
- Conectar el medidor de O_2 y controlar la FiO_2 (concentración inspiratoria de oxígeno).
- Control de los modos de ventilación

4.3.2.2. Control de los modos ventilatorios

4.3.2.2.1. Ventilación mandataria controlada por volumen

- Verificar que el volumen corriente ajustado coincida con el corriente medido.
- Verificar que la presión en vías aéreas es cero durante la espiración.
- Verificar que la frecuencia ajustada sea igual a la medida.
- Ajustar el límite de presión máxima por debajo de la presión pico alcanzada.
- Al llegar a ese límite el equipo debe interrumpir la inspiración y disparar una alarma

- Configurar el nivel de PEEP y verificar que la presión al final de la espiración alcance el valor de la PEEP ajustado.

4.3.2.2.2. *Ventilación asistida controlada por volumen*

- Ajustar la sensibilidad de presión o de flujo para la detección del esfuerzo inspiratorio en un valor bajo
- Seleccionar un nivel de PEEP
- Verificar que no exista autociclado
- Durante la fase espiratoria, apretar y soltar en forma rápida al pulmón verificando que el respirador detecta el esfuerzo inspiratorio y suministra una ventilación

4.3.2.2.3. *Ventilación controlada por presión*

- Verificar que la presión en las vías aéreas ajustada es igual a la medida.
- Verificar que la presión en las vías aéreas es cero durante la espiración.
- Verificar que la frecuencia ajustada sea igual a la medida.
- Configurar un nivel de PEEP y verificar que la presión fina de la espiración alcance el valor de PEEEP ajustado.

4.4 Diseño del respirador artificial.

El diseño de este respirador artificial junto con todas sus especificaciones, está basado en el estudio desarrollado por Estudiantes de la carrera de electrónica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo en Ecuador (Enríquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015). Ha sido elaborado demostrando el correcto funcionamiento de los dispositivos que se emplearon para fabricación, de este modo, ofrece seguridad al personal que aplicará este dispositivo a pacientes, asegurando un alto porcentaje de eficiencia.

- **Sistema de alimentación:** el dispositivo trabaja con la toma de energía a 110 V para energizar al equipo. Se cuenta internamente con un transformador que haga la función de convertir los 110 V de AC a 12 V de DC, para alimentar a los circuitos de control interno y los sistemas de monitoreo.

Este utiliza en su placa una fuente de regulación para disminuir el voltaje de 12 V DC a 5 V DC. Esos 5 V DC son los que alimentaran a los sensores en la placa del sistema de monitoreo.

- **Sistema de provisión de gases:** se hace uso del oxígeno y aire medicinal. El oxígeno es un tipo de gas muy inflamable, requiere de medidas de seguridad pertinentes para su adecuada manipulación debido a que es inoloro, sin color y altamente explosivo. Su almacenamiento es en balas, bombonas o tanques que pueden contener desde 150 hasta 6000 litros.

La toma de oxígeno conectada a la entrada del circuito neumático que ingresa a su vez a la válvula de regulación de presión para reducirla de 45 a 35 Psi.

El tanque de oxígeno debe estar colocado al aire libre o en un lugar especial. Se deben considerar los siguientes puntos para un tanque al aire libre:

- Debe estar a 5 metros de la vía de tránsito general
- Debe estar a 10 metros del límite del terreno y de cualquier lugar donde pueda haber aglomeración de personas.
- Debe estar a 10 metros de pozos de aguas negras o pozos donde se pueda acumular oxígeno.
- No debe ubicarse cerca o debajo de líneas de alta tensión.
- Se debe evitar riesgos de calentamiento en caso de incendios. Su ubicación debe permitir acceder rápidamente a un depósito de agua para su aplicación sobre tanque en caso de incendio.

El aire medicinal es un gas incoloro, inoloro e insípido que se utiliza para el proceso de ventilación del paciente. No tiene ningún efecto adverso en su utilización, pero, debe tomarse en cuenta:

- La presión de suministración no debe exceder a la presión atmosférica, antes de alimentar algún equipo deberá comprobarse la presión del tanque o botella de aire y verificar que sea mayor a 10 bar.
- Al mezclarse con otros gases debe existir un porcentaje superior al 21 % de oxígeno en la mezcla.
- Revisar su fecha de caducidad.
- Debe ser almacenado con precaución lejos de materiales inflamables y, en un espacio limpio y ventilado.
- Los tanques deben ser resistentes contra golpes o caídas.
- Las válvulas y mangueras por las cuales circulará el fluido, deben ser libres de grasa, aceites o combustibles.

- **Sistema de control:** se encarga, como ya se mencionó, de la administración y regulación de los sistemas que componen el respirador. Este está desarrollado en una placa que cuenta con los siguientes dispositivos:

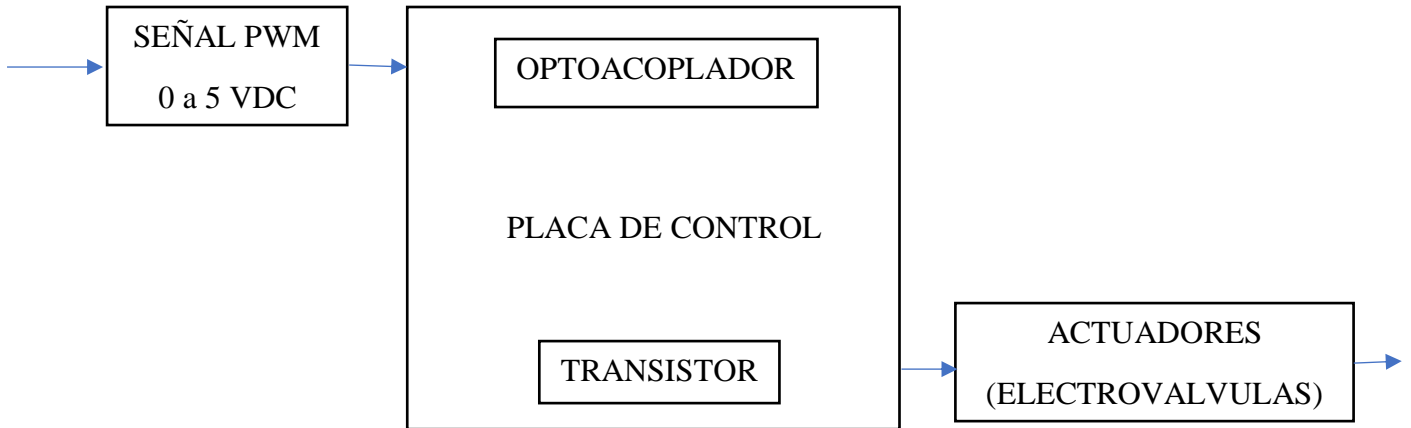


Figura 13. Sistema de control, componentes.

El transistor TIP 122, es un tipo de transistor de silicio bipolar tipo Darlington de estructura NPN, con un voltaje de 100 V y 5 A, posee el encapsulado T022 utilizado en transistores de media potencia y se puede realizar una configuración como interruptor. Este servirá para la regulación de corriente y voltaje de acuerdo a la señal que recibirá del Arduino desde el pin 8 y 9, en la placa de control se montaran 3 de estos elementos, 2 de ellos realizaran el control de las electroválvulas proporcionales y el tercero se utilizara para la activación de la electroválvula neumática para el ciclo de exhalación.



Figura 14. Transistor bipolar TIP 122.

El optoacoplador MOC 4N35, con un voltaje máximo de 30 V entre el colector y emisor y, una corriente de 100 mA. funciona como aislador que este acoplado de manera óptica, su mayor aplicación es en el control de la velocidad de un motor, cargas inductivas y resistivas, en la manipulación de corrientes altas. Estos dispositivos contienen un diodo emisor y un detector de silicio y realizan una conexión óptica para su funcionamiento.

Este tendrá la función de que, en caso de un corto circuito, ayudará a proteger el sistema digital. Este recibirá una señal PWM de 0 a 255 (0 a 5 V) mediante una resistencia de $1k\Omega$.



Figura 15. Optoacoplador MOC 4N35.

El sistema de control será procesado por una señal PWM emitida por el microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 que trabaja en la tarjeta Arduino DUE, la señal PWM llega hasta el circuito de protección compuesto por el optoacoplador el cual controla la fase de potencia compuesta por el transistor. El control PWM permite realizar la intervención sobre el cierre y la apertura de las válvulas electroneumáticas instaladas en el circuito electroneumático.

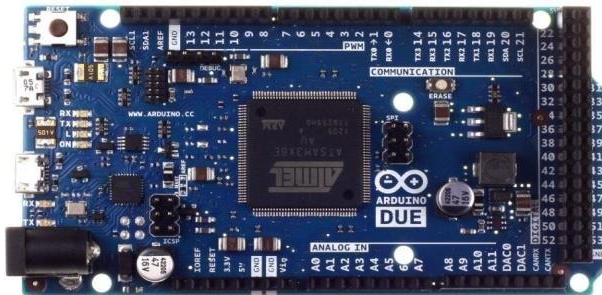


Figura 16. Arduino Due.

La fase de potencia permite reducir el voltaje de 120 V AC a 12 V DC que será suministrado sobre las 2 electroválvulas neumáticas de alta presión controlando así el porcentaje de aire y oxígeno que circulará por cada una de ellas y pasará hacia el paciente.

- **Sistema electroneumático:** es el encargado de generar y manipular las señales de control de los sistemas de mando, acondiciona y manipula las señales de voltaje y

corriente inyectadas desde el sistema de control para convertir la energía eléctrica en neumática y activar los actuadores neumáticos como las válvulas.

Para el diseño presentado, está compuesto de 2 válvulas electroneumáticas proporcionales, 4 válvulas reguladoras de presión, una válvula para el ciclo de espiración y una válvula neumática de sobrepresión. Además, este sistema cuenta con un fuelle.

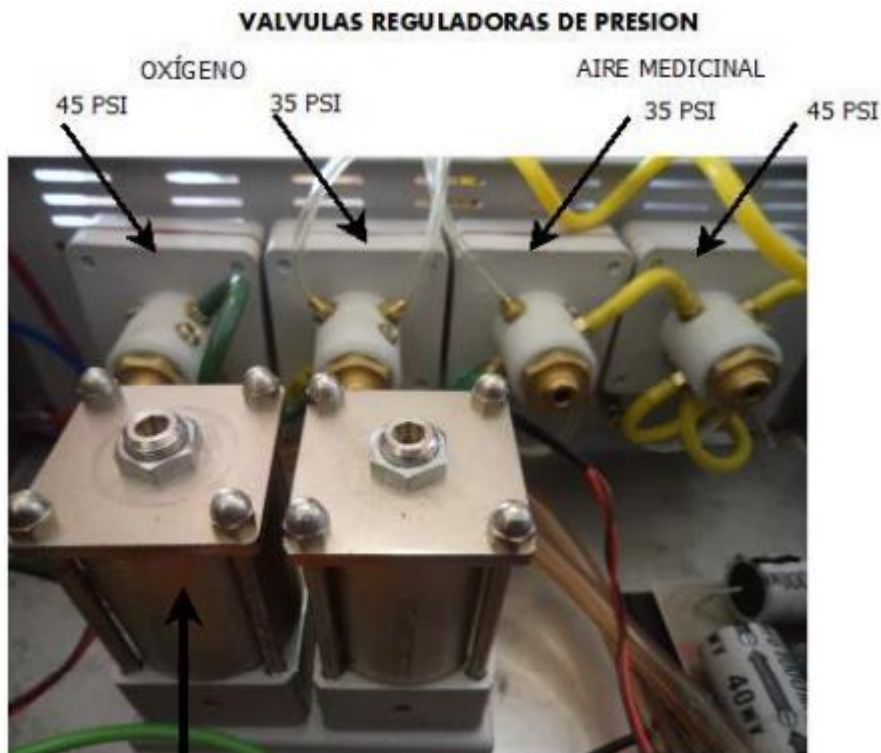


Figura 17. Sistema electroneumático.

Los valores de oxígeno y aires entregados son demasiado altos (45 a 90 Psi), por lo que, es necesario disminuirlos. Para esto, se colocarán 4 válvulas para la regulación de la presión; 2 para la entrada de oxígeno y 2 para la entrada de aire medicinal. Estas válvulas entregaran en su salida 35 Psi que proporciona la presión necesaria para activar a las válvulas electroneumáticas proporcionales.

Las válvulas electroneumáticas proporcionales son las encargadas de la distribución del flujo y regulación de caudal y presión tanto de oxígeno como de aire medicinal desde las tomas hacia el paciente.

Realizaran la función de modular el porcentaje de fluido que suministra al sistema dependiendo del grado de apertura o cierre que se determinado desde el sistema de control. El flujo de oxígeno o aire será proporcional a la corriente que se suministra

desde el colector del transistor TIP122. El voltaje de trabajo de las válvulas dependerá del porcentaje de apertura que se desea obtener, la presión máxima de trabajo es de 35 Psi y su corriente de 100 mA.

Después de realizada la fase de inspiración, al pasar a la fase de espiración se eliminarán los gases exhalados de los pulmones al ambiente por la válvula de espiración. Esta es una electroválvula ON/OFF que al activarse permite el paso del flujo de aire y con su desactivación impide el paso. Trabaja normalmente con un voltaje de 12 V y una corriente de 1 A. La válvula de espiración está directamente conectada al circuito que conecta al equipo con el paciente.

Una de las medidas para la seguridad del respirador es la adición de una válvula de sobrepresión. La función que cumple esta es la de despresurizar el circuito de inspiración cuando el ciclo de inspiración se lleva a cabo, existe un límite superior configurado en la pantalla; si la presión supera ese valor entre en funcionamiento la válvula desviando el exceso de aire en la inspiración.

- **Sistema de monitoreo:** para vigilar los procesos internos del equipo como el incremento o disminución de los niveles de presión y flujo, y para esto se llevará a cabo el desarrollo de una tarjeta capaz de medir esos valores.

Sensor de presión diferencial amplificado DC030NDC4 de la marca Honeywell, sensor de alta precisión, sensibilidad y compensación; la utilización de este sensor en el circuito se debe a su salida amplificada y con eso, no sería necesaria la implementación de una etapa de amplificación de la señal de flujo. El transductor permite obtener el valor de flujo en el ciclo de inspiración.

La función de este transductor es la de recibir la señal de presión enviada desde las electroválvulas proporcionales que están conectadas a la válvula de sobrepresión a la cual se encuentra conectado un tubo Venturi que proporcionara las dos tomas de aire para el sensor de flujo diferencial. La salida del sensor previamente amplificada ingresa a un pin de la tarjeta Arduino Due donde se procesará.

El sensor de flujo de presión diferencial se compone de un adaptador con 2 conexiones cónicas, dentro de la cual se comporta como una resistencia al paso de flujo. 2 tubos laterales llevan las señales de presión en la entrada, y el flujo de salida del sensor se lleva a un transductor de presión diferencial situado dentro de la carcasa del ventilador.

La cantidad de flujo inspirado o espirado se mide en todo momento, expendiendo la diferencia de presión a través del sensor.

Sensor de presión, consta de 6 pines de los cuales se utilizan 3, el pin 1 es el que va conectado a una resistencia de 51 k Ω y un condensador de 47 pF en paralelo al GND, el pin 2 es la salida que este entregara, brindando un voltaje variable. El pin 3 ira conectado a la entrada analogía A0 del Arduino Due, el conector 3 de este es donde se conectará el voltaje de excitación de 5 V DC.

La toma de aire de este sensor para las mediciones, viene desde la válvula de sobrepresión, la cual, proporcionara la acumulación de la mezcla de oxígeno y aire medicinal en los pulmones del paciente. Según sea esta acumulación, el sensor entregara un voltaje de salida de 0.2 V DC por cada cmH₂O que se registrara en el microcontrolador.

- **Interfaz operador-respirador:** se tiene al Arduino Due, que esta alimentado con 12 V DC a 1 A en su conector de alimentación. Los pines analógicos A0, A1 reciben la señal del sensor de presión diferencial (sensor de flujo) y a su vez del sensor de presión, los cuales entregan señales analógicas de 0 a 1023 procesándolas en el entorno de programación mediante la función map y esta tiene 5 valores a determinar.

Se utilizan 4 salidas, 2 controlan las válvulas proporcionales de alta presión mediante los pines 8 y 9. La salida 8 controla la electroválvula de la toma de oxígeno mediante una señal PWM, dicha señal tomara el valor deseado manipulando los botones de concentración de oxígeno y flujo, la salida 9 activara la electroválvula de la toma de aire la cual dependerá del porcentaje que se indique de oxígeno. Entre las 2 completaran el flujo dispuesto en los controles. El pin 10 accionara una electroválvula normal. Esta cumplirá la función de espiración y finalmente la salida 22 pondrá a funcionar la alarma que será controlada por los botones de presión.

La pantalla táctil tiene un controlador SSD1963. Es un controlado de pantalla de 1215 kB para soportar hasta 864x480x gráficos de 24 bits/s contenido. Tiene 40 pines los cuales se conectan al Arduino mediante una Shield de la siguiente forma: La alimentación se hace a través de los pines de 5 V DC y de 3.3 V DC, así como los GND.

- **Interfaz paciente-respirador:** posee las mangueras que permiten el flujo de aire en la entrada de los gases como para la salida de aire desde los pulmones. Para esto, se

conectarán 2 tubos corrugados, los cuales, deberán ser desechados después del uso con cada paciente debido a que es la parte del equipo que tiene conexión directa con la espiración de gases con un alto grado de contaminación. La dimensión de los tubos dependerá de la edad del paciente (en el caso de niños, su diámetro debe ser menor para producir una reducción de flujo).

El primero de los tubos está conectado a la válvula de sobrepresión del sistema neumático, esto permite que se lleve a cabo la inspiración, la segunda está conectada a la válvula electroneumática del ciclo de espiración.

Pruebas en transductores y actuadores.

Esta sección describirá las pruebas y análisis del funcionamiento tanto de transductores como actuadores que fueron colocados en los sistemas del equipo ventilatorio, este equipo debe contar con la mayor precisión en lo que corresponde a valores de flujo y presión es por esto que antes de ser utilizado con personas con deficiencia respiratoria se comprobó con dispositivos de medición en la salida del ciclo inspiratoria y la entrada en el ciclo espiratorio.

Prueba del sensor de flujo: La comprobación del correcto funcionamiento del sensor de flujo se realizó con una prueba sencilla conectando la salida del tubo Venturi que fue utilizado para proporcionar los dos valores de flujo que el sensor requería a un flujómetro analógico que nos permitía comparar los valores de salida del tubo con los datos que nos mostraba en la pantalla. El circuito implementado para la prueba se muestra en la siguiente imagen

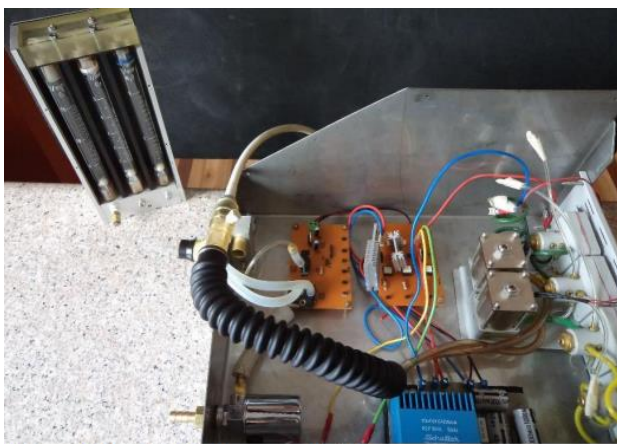


Figura 18. Prueba del sensor de flujo. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)

Los resultados obtenidos en la prueba se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 2. Valores obtenidos de la prueba del sensor de flujo.

Flujómetro Analógico (l/min)	Sensor de Presión Diferencial (l/min)	Voltaje de salida obtenido (V)	Porcentaje de error (%)
-3.7	-4	1.32	7.5
-1.98	-2	2.24	1
1-8	2	2.41	10
3.9	4	2.59	2.5
5.8	6	2.68	3.3
9.8	10	2.87	2
12.2	12	2.95	1.6

(Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)

Prueba del sensor de presión: La verificación del trabajo del sensor de presión se realizó con la ayuda de dispositivos de medición tales como el manómetro y una bombilla de látex para generar presión sobre la entrada del sensor, una vez que podemos obtener los valores los comparamos con los datos que se visualizaban en la pantalla Arduino obteniendo resultados de gran precisión y sensibilidad.

Los resultados obtenidos han sido registrados en la siguiente tabla:

Tabla 3. Valores obtenidos en la prueba del sensor de presión.

Manómetro (cmCH ₂ O)	Sensor de Presión (cmCH ₂ O)	Voltaje (V)	Porcentaje de error (%)
0.98	1	0.53	2
2.89	3	0.69	3.6
4.1	4	0.75	2.5
7.13	7	0.98	1.85
15.79	16	2.3	1.3

(Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)

Prueba electroválvulas proporcionales: Para las pruebas de estas válvulas se alimentó con una fuente de 12 Vdc 3 A, previamente la entrada de gases fue alimentada por medio de la válvula reguladora de 30 psi y la salida de esta se conectó a un flujómetro analógico y con los datos obtenidos se obtuvo la siguiente gráfica:

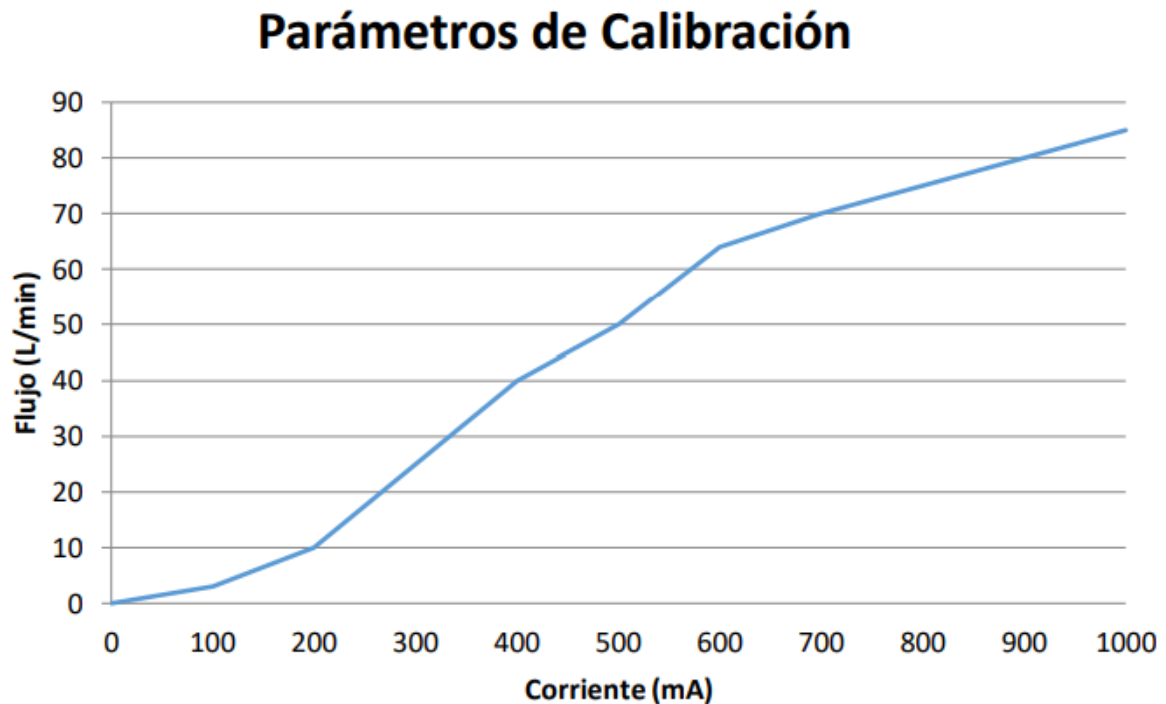


Figura 19. *Grafica de calibración de electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)*

La grafica relaciona la corriente con el flujo de aire u oxígeno que se obtendrá con la activación de las electroválvulas obteniendo datos precisos para el manejo que se hará mediante el Arduino DUE. En la determinación de la señal pwm a utilizar para la activación de la electroválvula proporcional de la toma de oxígeno se determinó con esta fórmula:

$$O_2 = 21 + 79 \frac{O_2 L/min}{FlujoT * min}$$

Donde la constante 21 es la concentración de oxígeno existente en el ambiente que vivimos, el 79 es el número de donde parte la señal PWM (0 a 255) esta se multiplica con la relación entre el flujo de oxígeno y el flujo total dándonos la concentración de oxígeno requerida.

$$FlujoTotal = Flujo de Oxigeno + Flujo de aire medicinal$$

CONCENTRACIÓN DE OXIGENO VS FLUJO TOTAL

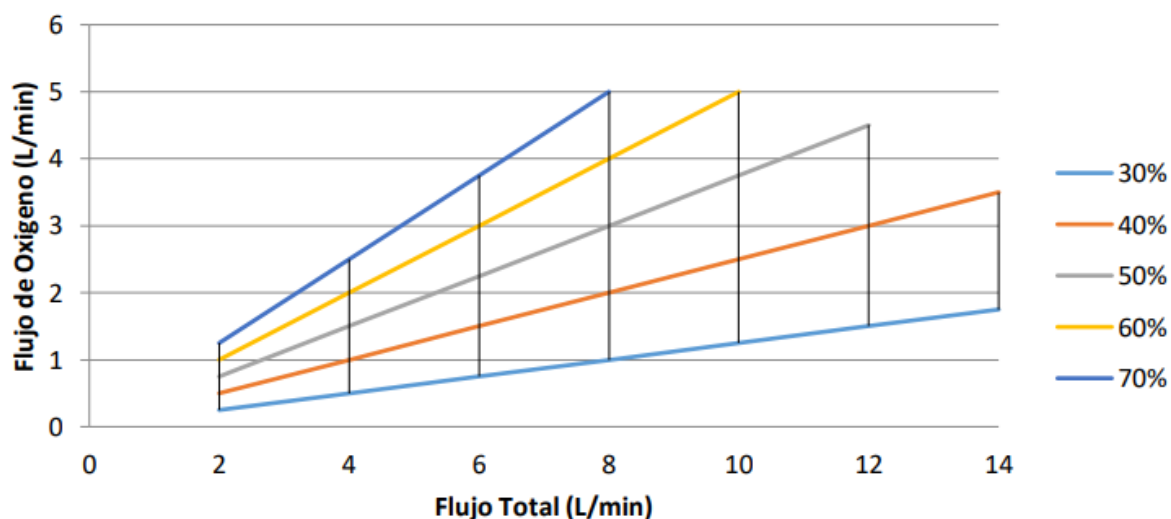


Figura 20. Gráfico de concentración de oxígeno en las electroválvulas proporcionales. (Enriquez, Camacho, & Gaibor Fabian, 2015)

En la gráfica nos indica que cuando se tenga una concentración de oxígeno del 50% siempre la repetición no va a ser igual ya que se tiene un 21% de este gas en el ambiente como se muestra en las líneas de intersección

El precio de construcción de este respirador se detallará a continuación, haciendo estimados de algunos precios vistos en internet.

Tabla 4. Detalle de costos.

Elementos	Precio (\$)
Plancha de acrílico	64.00
Piezas de Grilón	10.00
Servomotor BlueBird	47.80
Arduino Due	32.50
Pantalla LCD	6.20
Pulsadores	2.70
Sensor de Presión Absoluta MPX5010GP	34.78
Sensor de Presión Diferencial DC030NDC4	85.00
Electroválvula Hidráulica Sumergible	25,11
Electroválvula de estrangulador	20.00

Baquelita	2.30
Batería de Litio 7.4 V 2.24 A	2.60
Elementos electrónicos	7.80
Anemómetro	45.00
Ambu-Bolsa de Resucitación	90.00
Total	475.79

Este será el presupuesto aproximado de dinero en dólares que se requiere para la construcción de este respirador artificial.

V. METODOLOGÍA / PROCESO

Simulación

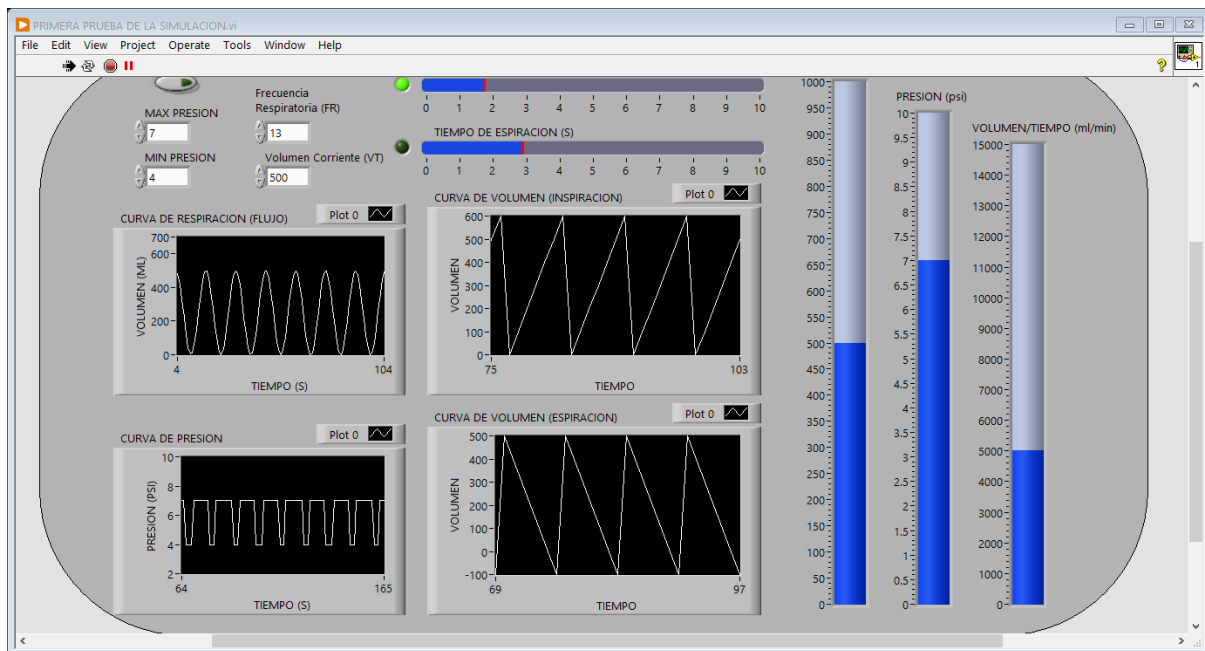


Figura 21. Interfaz Operador-Respirador.

El enfoque principal de esta investigación es cuantitativo por cuanto se utiliza como técnica de investigación la simulación experimental del respirador mostrado en la sección anterior, esto a partir de la utilización del software de ingeniería LabVIEW. Por medio de este programa se ilustra el funcionamiento de un ventilador controlado por presión, el cual, a través de indicadores y gráficos mostrará el control de las variables manipuladas que se involucran en este. Se trabajó fundamentalmente en los sistemas: Operador-Respirador y el de control, estos son los componentes básicos para comprender su funcionamiento. A continuación, se detallará la forma en la que opera este respirador y que elementos lo componen.

Los parámetros de presión serán leídos y manipulados por el circuito de control a través de los controladores, los cuales, determinarán los niveles máximos y mínimos que se emplearán en el sistema. Cuando estos valores sean manejados por el sistema de control, sus resultados se reflejarán en el indicador de presión, permitiendo apreciar un aumento en sus parámetros cuando se encuentre en la fase de inspiración hasta llegar al punto de presión máxima establecida por el operador y, cuando se pase a la fase de espiración, poder notar su decremento hasta llegar al valor de presión mínima establecido.

El nivel de volumen corriente que se aplicará al paciente se establecerá por medio de un controlador, el cual, enviará esta información para ser empleada por el sistema de control, enviando los valores trabajados a los indicadores de: Tiempo de Espiración, Tiempo de inspiración y Volumen/Tiempo.

Para los indicadores de Tiempo de Espiración e Inspiración se establece la relación que los tiempos de inspiración serán de $\frac{3}{8}$ del tiempo total de respiración y, la espiración será de $\frac{5}{8}$ del tiempo total de respiración, valores que se obtienen a partir de los tiempos de respiración de una persona sana en condiciones normales. Estos indicadores darán como resultado el tiempo que se estará en funcionamiento cada fase.

El indicador de Volumen/Tiempo muestra la cantidad de aire que se suministrará al paciente en un minuto. Reflejará sus valores al multiplicarse el Volumen Corriente por un contador que dará inicio en 1, hasta el valor máximo que estará determinado por la frecuencia respiratoria.

Otra de las funcionalidades de este respirador es que permitirá apreciar por medio de un indicador llamado Volumen Espirado, la cantidad de aire que ingresa y sale del paciente en un ciclo de respiración (una inspiración y una espiración). Este, de acuerdo al tiempo mostrado en los indicadores de Tiempo Inspiración y Tiempo Espiración, realizará su movimiento, mostrando la fase de inspiración de manera rápida y, en la fase de espiración, reduciendo su velocidad.

Además de esto, este respirador permite controlar la frecuencia de respiración del paciente, la cantidad de respiraciones por minuto que se desea. Este parámetro es de vital importancia en para determinar los tiempos de duración de cada parte del sistema de control.

Por último, se tienen los indicadores gráficos de presión y volumen respiratorio. En estos se muestra la forma en la que se aplica presión para mover el flujo de aire deseado a los pulmones del paciente y, el grafico de volumen muestra la curva de respiración del paciente.

Se espera que con las condiciones iniciales para los indicadores de Volumen/Tiempo, Presión, Volumen Inspirado/Espirado, además de las constantes para obtener los valores en los indicadores de Tiempo Inspirado y Tiempo Espirado, permitan apreciar en los gráficos y los demás indicadores que dependen de las variables de Frecuencia Respiratoria, Presión Máxima, Volumen Corriente, el correcto funcionamiento de este, a través de los movimientos sincronizados de cada indicador y con una respuesta casi inmediata a los valores que se pueden modificar.

VI. RESULTADOS Y ANÁLISIS

- La figura 19 muestra el panel de control del respirador. En este se puede apreciar como varían cada uno de los indicadores y gráficos a partir de la modificación de los parámetros de los diferentes controladores.

Al variar los parámetros de control una vez iniciada la simulación, se tiene que hacer una espera corta para apreciar los cambios en los indicadores y gráficos, esto debido a que se requiere que los valores ingresados salgan de los ciclos establecidos y, una vez concluyendo, los nuevos parámetros se ponen en marcha. Esto en un cambio brusco, pueden producir problemas en los tiempos en los que cambia de estado cada indicador, por eso, para realizar modificaciones muy grandes, se debe apagar el sistema, configurarlo y luego volverlo a encender.

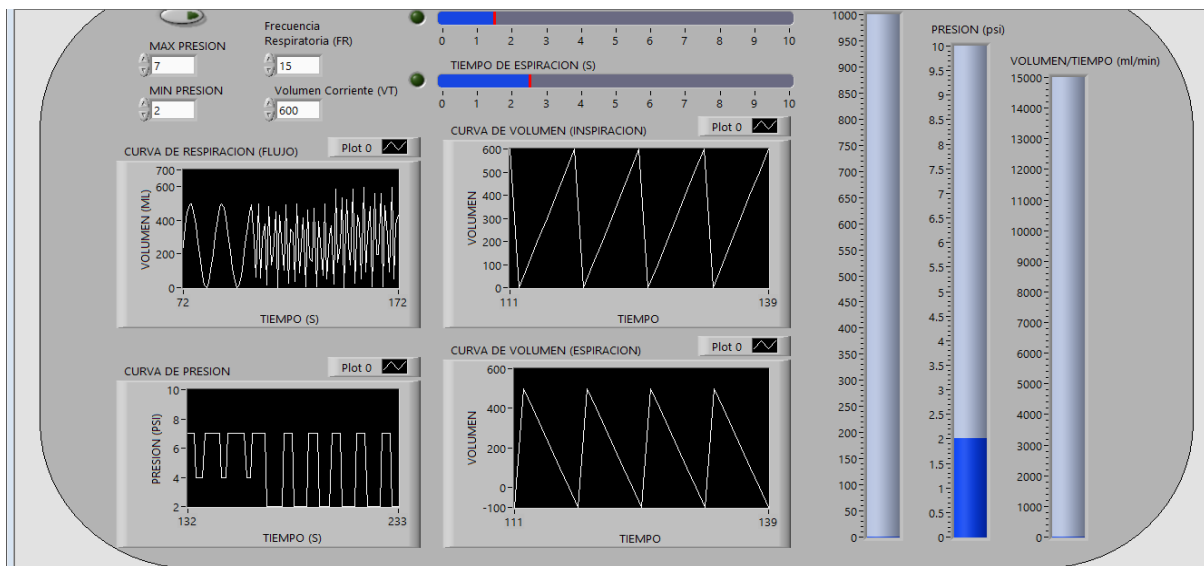


Figura 22. Cambio en los parámetros de control.

- En la figura 20 se puede apreciar los ciclos del sistema de control del respirador. Para esto se empleó un ciclo While que controla los ciclos individuales de presión y volumen.

El tiempo de duración para cada movimiento está determinado por la frecuencia respiratoria y cada uno de los movimientos que realizará para completar el ciclo. Esto para que se mueva de manera uniforme con los ciclos de respiración, aplicando la presión al momento de la inspiración y bajarla al de la espiración. Su movimiento se da

con un pequeño desfase de unos cuantos milisegundos producto del cambio de un ciclo a otro.

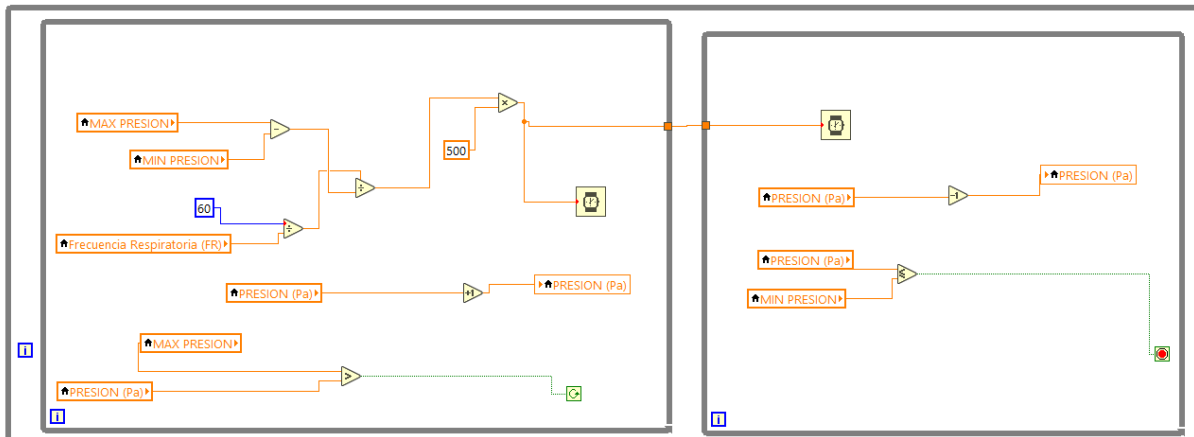


Figura 23. Sistema de control, presión.

- En la figura 21 se puede apreciar los ciclos While para el control de los valores de volumen. Se muestra cómo se controlan los indicadores y, se establece de antemano (como ya se había mencionado), que los tiempos de inspiración serán de $\frac{3}{8}$ del tiempo total de respiración y, la espiración será de $\frac{5}{8}$ del tiempo total de respiración, valores que se obtienen a partir de los tiempos de respiración de una persona sana en condiciones normales.

El movimiento del indicador de volumen inspirado/espirado será diferente que el indicador de presión, ya que, este se moverá de acuerdo a los valores establecidos para la inspiración y espiración, quiere decir que, en la inspiración el indicador se moverá con mayor rapidez que en espiración.

Al igual que en el control de la presión su movimiento se da con un pequeño desfase de unos cuantos milisegundos producto del cambio de un ciclo a otro.

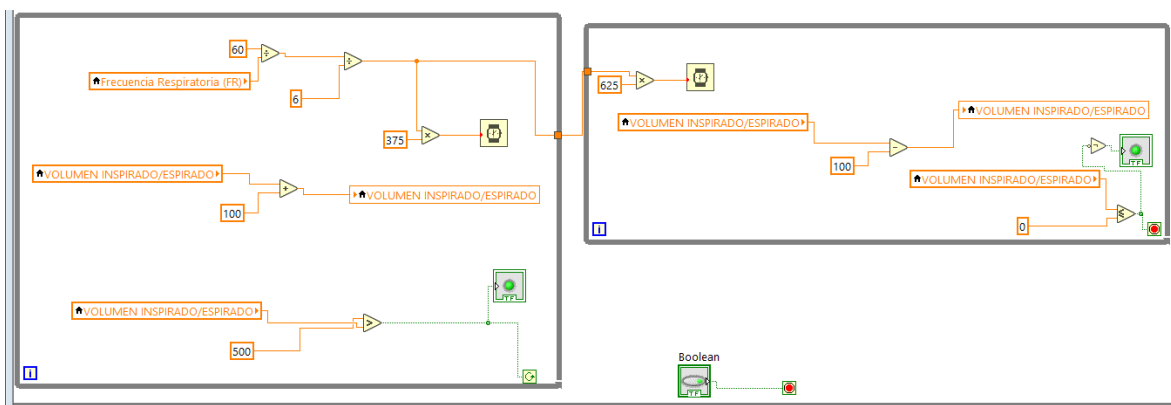


Figura 24. Sistema de control, volumen inspirado/espirado.

- En la figura 22 se muestra la cantidad de aire suministrada al paciente en un ciclo y el control de los indicadores de tiempo de inspiración y espiración. El funcionamiento es a través de un ciclo While, en el cual, los indicadores reciben la información de los controladores y mostraran la duración de cada una de las fases. Esto a partir de los valores de inspiración ($\frac{3}{8}$ del tiempo total de respiración), espiración ($\frac{5}{8}$ del tiempo total de respiración) y la frecuencia respiratoria establecida.

Este represento un problema más grave en el tiempo, debido a que, del cambio de un ciclo While a otro, presentaba un adelanto al dejarlo con los parámetros iniciales requeridos, para esto, el tiempo se tuvo que aumentar para combatir este error. A pesar de haberse cambiado este parámetro, los valores aumentan a un ritmo muy alto y se adelanta ligeramente a los indicadores de presión y volumen.

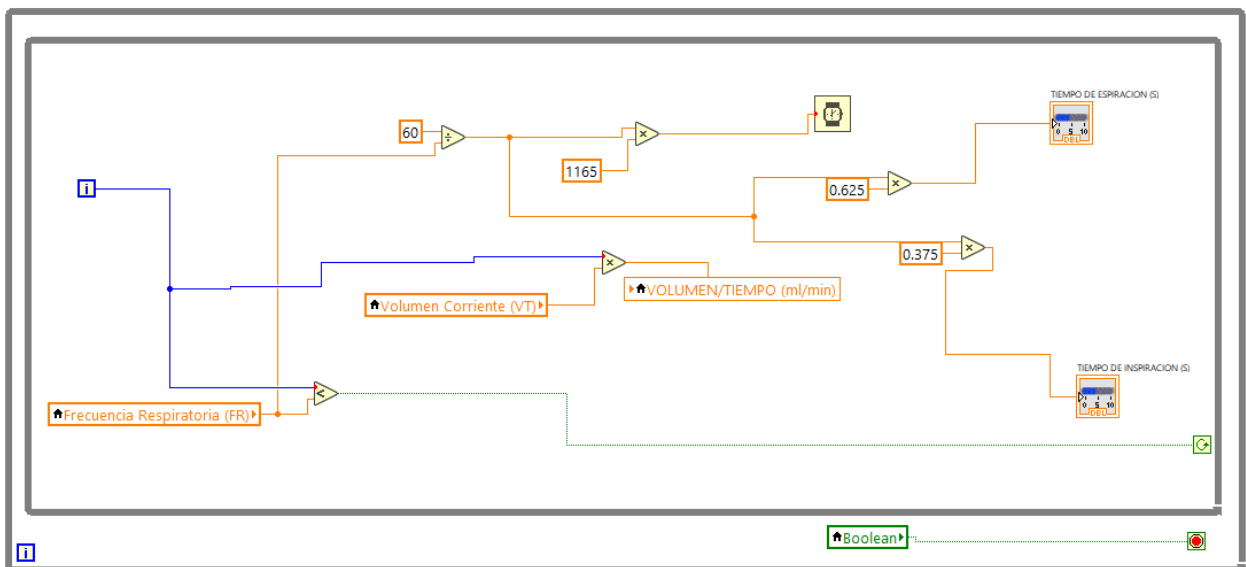


Figura 25. Sistema de control, tiempo en las fases de respiración y volumen tiempo.

- La figura 23, muestra el sistema de control de los gráficos de volumen y presión. Para el control de ambos se empleó un ciclo While que controla las operaciones de ambos. Para el grafico de presión, se utilizó una función If que entrega como valores a la salida, la presión máxima y mínima si se cumple el condicionante. Por último, para el grafico de volumen, se utilizó una estructura del simulador que permite definir funciones. Se determinó, para este respirador, a la función seno para representar sus parámetros, esta tiene una amplitud de 300 ml correspondiente a la mitad del volumen corriente para obtener una amplitud total de 600 ml, como velocidad angular se determinó al

parámetro de frecuencia respiratoria y, se agregó un desfase en el eje de las ordenadas de 300 ml y de esta forma, obtener el.

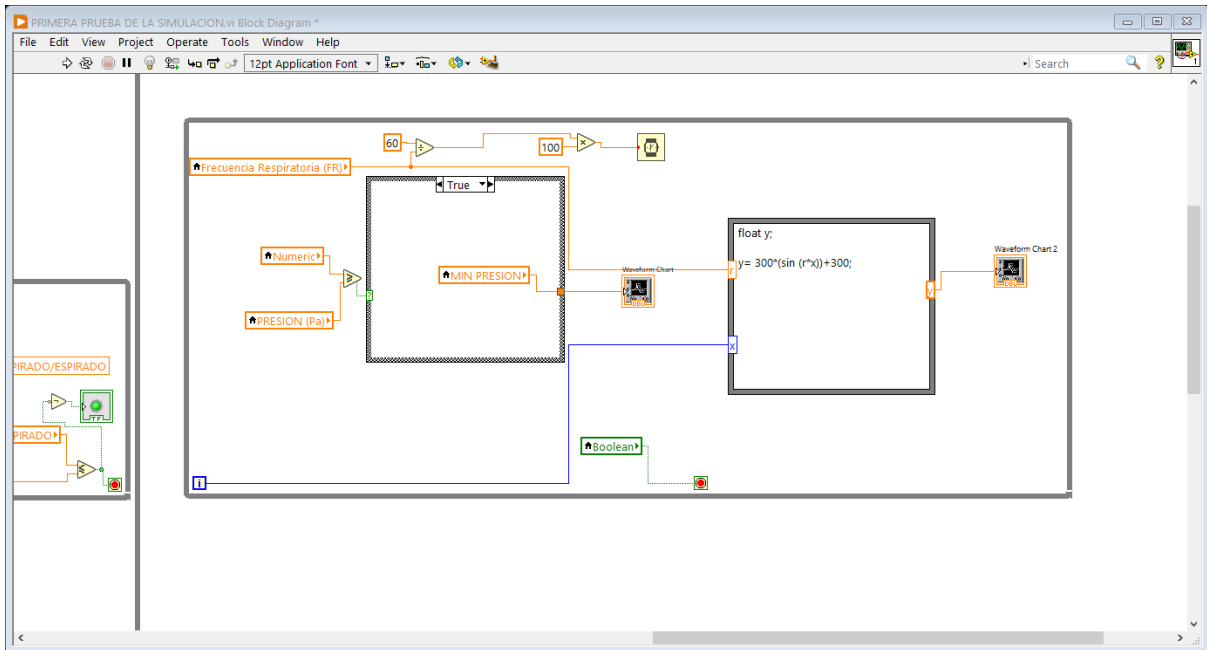


Figura 26. Sistema de control, gráficos de presión y volumen.

En la figura 24 Se puede ver que los parámetros que se han establecido, aunque se presentan leves modificaciones en los tiempos de ejecución para los indicadores, no interfieren en los valores obtenidos en los gráficos. Estos, muestran la forma en que la presión y el volumen respiratorio se están aplicando en el paciente de manera correcta.

Al variar los parámetros de frecuencia o volumen respiratorio, tienen la suficiente capacidad para reconfigurar sus valores y poder adecuarse a los nuevos parámetros establecidos.

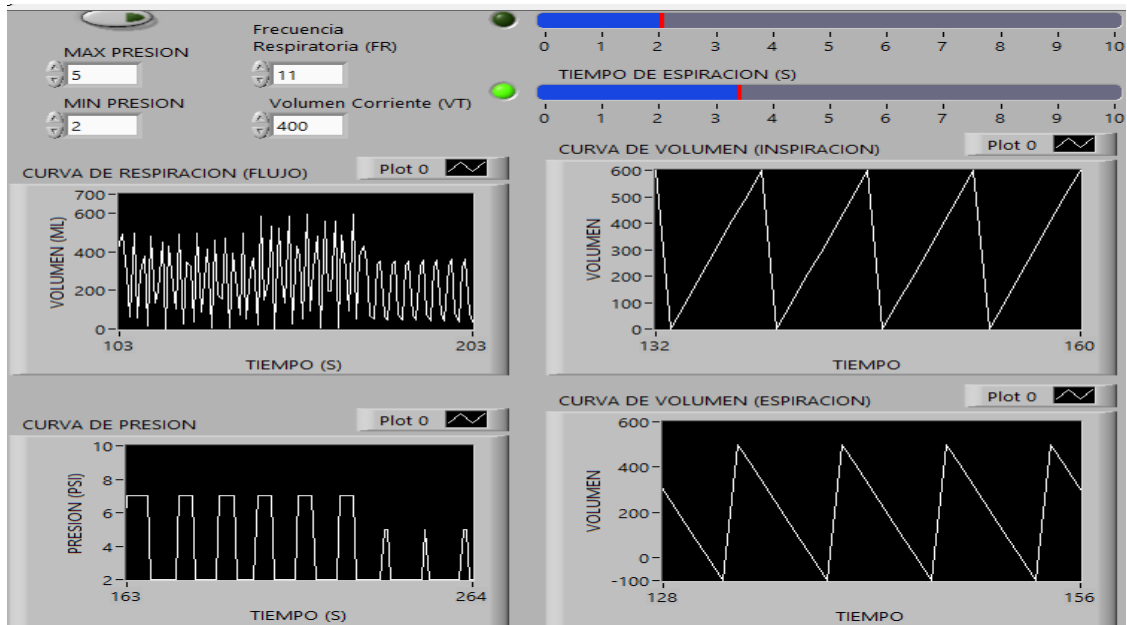


Figura 27. Gráficos de presión y volumen.

- En la figura 25 se aprecian los gráficos reales producidos por un espirómetro de un respirador artificial. Al comparar estos valores con los obtenidos en la figura 24 se puede notar que, se muestran valores similares a estos, lo único que varía es que los datos obtenidos en la simulación son los ideales.

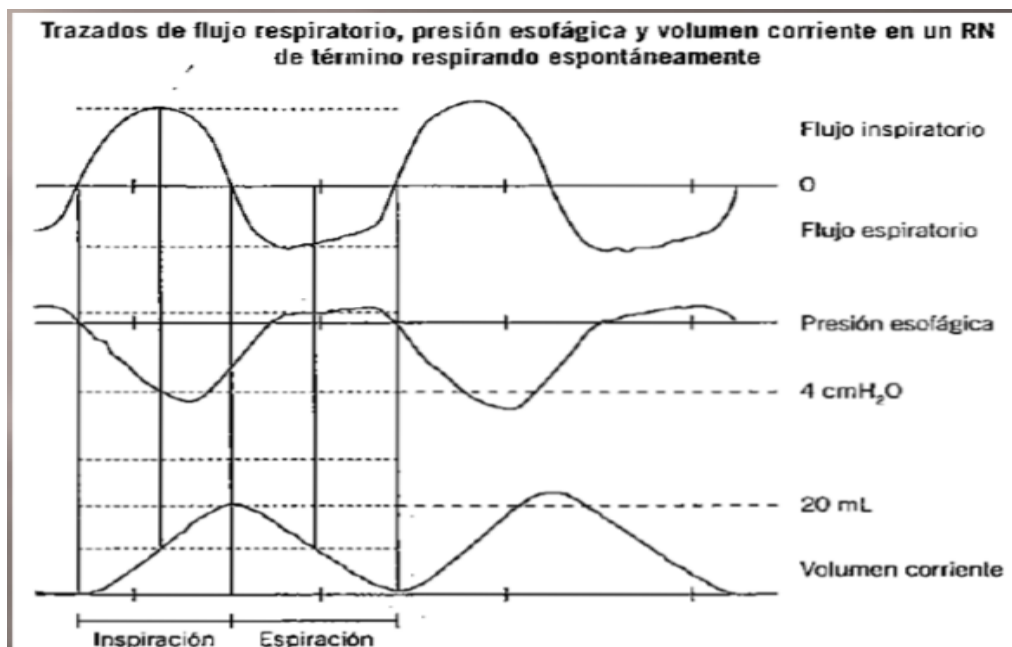


Figura 28. Curvas de Presión y Volumen reales medidas por un espirómetro.

VII. CONCLUSIONES

- Para la simulación del respirador artificial, la utilización del programa LabView funcionó adecuada y satisfactoriamente gracias a su interfaz, ya que, permite separar los sistemas internos de los externos, en este caso, el sistema Operador-Respirador del sistema de control y así apreciar fácilmente la forma en la que las ordenes provenientes de los parámetros de control del sistema Operador-Respirador, se manipulan en el sistema de control y producen los cambios en los indicadores de nivel y gráficos.
- Como se abarco dentro de la metodología, el respirador contiene una serie de controles e indicadores que permiten manipular y reflejar la información ingresada. Cada una de estas señales de entrada que se toman de la interfaz principal del panel del respirador, se envían a la placa de control, que tiene como misión procesar estos datos y proyectar los resultados nuevamente en el panel dependiendo del indicador. Para la simulación del respirador artificial como se puede apreciar, requirió únicamente de 2 sistemas (sistema de control e interfaz operador-respirador), estos debido a que, se requería un panel en el cual se pudieran ingresar los parámetros y otro a través del cual se pudieran controlar.
- Cada uno de los gráficos que se tienen en el panel, refleja los datos de respiración del paciente, presión a la que está ingresando él aire medicinal y el flujo inspiratorio y espiratorio. Estos parámetros muestran los valores esperados que se deben o deberían aplicar al paciente, aunque, en la realidad, al conectarse este al paciente, existen parámetros como un repentino ataque de tos, una obstrucción respiratoria, la desconexión del paciente del ventilador o fugas de cualquier tipo, que pueden provocar un cambio que, se puede estabilizar por las propiedades intrínsecas del respirador o necesariamente requiera de la intervención del operador para solucionar el problema.

VIII. RECOMENDACIONES

- Antes de iniciar la simulación, colocar los valores de frecuencia respiratoria, volumen corriente y presión.
- Para apagar el sistema, se selecciona el botón de apagado, pero, para que esta instrucción se lleve a cabo, se requerirá un tiempo de 10 segundos, en los cuales este funcionara con los parámetros programados antes de la orden.
- Evitar ingresar valores mayores a los que se tienen en los indicadores para evitar que las gráficas y niveles funcionen inadecuadamente.
- Para mejorar el funcionamiento del respirador, agregar un sistema de monitoreo y alarmas que se accione cuando los valores ingresados sean anormales.

IX. BIBLIOGRAFÍA

- Aguilar Velez, J., & Agila Astudillo, R. (2007). *Análisis y propuesta de una guía de mantenimiento de los respiradores artificiales*. Cuenca: Universidad del Azuay.
- AQuAS_(Agencia_de_Calidad_y_Evaluación_Sanitarias_de_Cataluña). (2020). *Ventiladores mecánicos y otros dispositivos sanitarios para la crisis de la COVID-19: iniciativas, regulación y recomendaciones*. Catalunya: Desconocido.
- Casabona, I., Santos, R., & Lillo, M. (2017). Historia y evolución de la ventilación mecánica . *Medica Panamericana*.
- Daneri, P. (2007). *Electromedicina, equipos de diagnóstico y cuidados intensivos*. Buenos Aires: Hispano Americana S.A.
- Desconocido. (2020). *Información sobre prototipos de respiradores. Pruebas de seguridad y requisitos de investigación clínica* . Madrid: Agencia española de medicamentos y productos sanitarios .
- Díaz Rivadeneira, S. P. (2015). *Ensamblaje y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con 3 modos de operación*. Quito: Universidad de San Francisco de Quito.
- Enriquez, C., Camacho, G. L., & Gaibor Fabian, M. (2015). *Estudio y construcción de un sistema ventilatorio pulmonar controlado* . Riobamba .
- Galvis T., A. F., Meza Contreras, L. G., & Botero Arbelaez, M. (2009). Diseño de procedimientos para la calibración de ventiladores pulmonares. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- Hames, E., & Nicolas, P. (2020). Banco de pruebas para respiradores artificiales. *Banco de pruebas* (pág. 13). Córdoba: Desconocido.
- Padilla, L., Israel, C., Solano, R., & Javier, J. (2021). *Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas .
- Rodríguez Portal, J. A., López Campos, J. L., & Barrot Cortes, E. (s.f.). *Procedimientos en VMNI: Respiradores, vías de acceso y técnicas de la ventilación* . Desconocido: Desconocido.
- Rodríguez, P., & Brochard, L. (Córdoba). Ventilación mecánica asistida: Hacia una mejor adaptación del respirador a las necesidades del paciente . *Revista Americana de Medicina*, 13.
- Salvado, J. (s.f.). *Respiración Artificial Quirúrgica* . Desconocido: Desconocido.

ANEXOS

Sensor de presión diferencial amplificado DC030NDC4 de la marca Honeywell.

Honeywell

Silicon Pressure Sensors
Ultra Low Pressure Sensing

DC Series

FEATURES

- Ultra Low Pressure Sensing, down to 2.5 mBar
- ASIC Technology
- Available in Gage and Differential Pressure Ranges
- Available in Ratiometric and Regulated
- Temperature Compensated over 0 °C to 50°C [32 °F to 122 °F]
- Combined Linearity and Hysteresis error < $\pm 0.25\%$ Span

TYPICAL APPLICATIONS

- Medical Instrumentation
- HVAC
- Environmental Controls
- Portable Monitors



GENERAL DESCRIPTION

The DC Series pressure sensors combine SURSENSE™ precision high sensitivity silicon sensing capabilities with the latest in Application Specific Integrated Circuitry ASIC technology to produce one of the most precise, reliable pressure sensors in the market. The SURSENSE technology provides Dynamic Self Compensation which substantially reduces offset errors due to changes in temperature, stability to warm up, long term instability and position sensitivity.

When operated with an unregulated 7.0 Vdc to 16.0 Vdc supply the DC sensors provides a ratiometric 0.50 to 4.50 Vdc output (4.0 Vdc span).

⚠ WARNING

PERSONAL INJURY

DO NOT USE these products as safety or emergency stop devices or in any other application where failure of the product could result in personal injury.

Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.

⚠ WARNING

MISUSE OF DOCUMENTATION

- The information presented in this product sheet is for reference only. Do not use this document as a product installation guide.
- Complete installation, operation, and maintenance information is provided in the instructions supplied with each product.

Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.

Figura 29. Sensor de presión diferencial, hoja técnica 1. (DigiKey, s.f.)

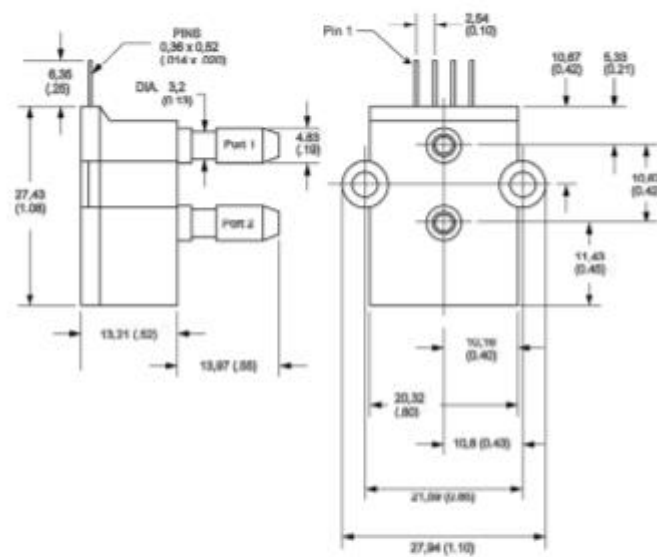
Silicon Pressure Sensors		DC Series				
Ultra Low Pressure Sensing						
ELECTRICAL SPECIFICATIONS						
Output	Pressure Reference	Excitation (Vdc)	Offset ¹⁾ Voltage (Vdc)	Output Span (Vdc)	Supply Current (max.)	Output Sink Current @ Full (max.)
C4 Nonautomatic	Gauge	5 ±0.1	0.25	-4	4 mA	2.0 mA
	Differential	5 ±0.1	2.25	+2	4 mA	2.0 mA
R4 Regulated	Gauge	7 to 16	0.25	-4	8 mA	2.0 mA
	Differential	7 to 16	2.25	+2	8 mA	2.0 mA
R5 Regulated	Gauge	7 to 16	0.25	-4	8 mA	2.0 mA
	Differential	7 to 16	2.25	+2	8 mA	2.0 mA
PERFORMANCE SPECIFICATIONS ²⁾						
Pressure Ranges	Overpressures	Offset Position Sensitivity	Total Error (Typical)	Total Error ³⁾ (Max.)	Accuracy ⁴⁾	
±0.5 in H ₂ O	100 in H ₂ O	±10 mV	±2.0 %	±3.0 %	±0.25 %	
1 in H ₂ O	100 in H ₂ O	±10 mV	±2.0 %	±3.0 %	±0.25 %	
2.5 mBar	250 mBar	±10 mV	±2.0 %	±3.0 %	±0.25 %	
2 in H ₂ O	100 in H ₂ O	±10 mV	±1.5 %	±2.5 %	±0.25 %	
5 mBar	250 mBar	±10 mV	±1.5 %	±2.5 %	±0.25 %	
2.5 in H ₂ O	100 in H ₂ O	±10 mV	±1.5 %	±2.5 %	±0.25 %	
5 in H ₂ O	150 in H ₂ O	±5 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
10 mBar	375 mBar	±5 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
10 in H ₂ O	150 in H ₂ O	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
25 mBar	375 mBar	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
20 in H ₂ O	300 in H ₂ O	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
50 mBar	750 mBar	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
30 in H ₂ O	450 in H ₂ O	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
75 mBar	1125 mBar	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
140 cm H ₂ O	1125 cm H ₂ O	±1 mV	±1.0 %	±2.0 %	±0.25 %	
<p>Note 1: Offset voltage and output span are nominal.</p> <p>Note 2: All specifications are relative to readings taken at 25 °C (77 °F) and at rated excitation unless otherwise specified.</p> <p>Note 3: Percentage of Full Scale includes: zero calibration, span calibration, temperature effect on zero and span, non-linearity, hysteresis, repeatability and stability over the compensated temperature range.</p> <p>Note 4: Percentage of Best Fit Straight Line includes: non-linearity, hysteresis, and repeatability.</p>						
Material in Contact with Media	Silicon diaphragm, glass filled nylon, silicone, and alumina ceramic.					
Compensated Temperature Range	0 °C to 50 °C (32 °F to 120 °F)					
Operating Temperature Range	-25 °C to 85 °C (-13 °F to 185 °F)					
Storage Temperature	-40 °C to 125 °C (-40 °F to 257 °F)					

Figura 30. Sensor de presión diferencial, hoja técnica 2. (DigiKey, s.f.)

Silicon Pressure Sensors
Ultra Low Pressure Sensing

DC Series

PHYSICAL DIMENSIONS for reference only mm [In]



Note: For gage sensor apply pressure to port 2.

Pin Number	DC Electrical Output Version		
	C4	R4	R5
	0.25 Vdc to 4.25 Vdc <i>Ratiometric</i>	0.25 Vdc to 4.25 Vdc <i>Regulated</i>	1.0 Vdc to 6.0 Vdc <i>Regulated</i>
1	V Excitation	V Excitation	V Excitation
2	Common	Common	Common
3	V out	V out	V out
4	Not for Customer Use	Not for Customer Use	Not for Customer Use

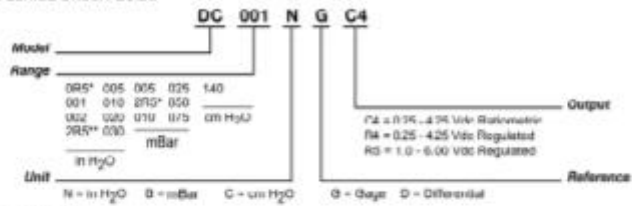
Figura 31. Sensor de presión diferencial, hoja técnica 3. (DigiKey, s.f.)

Silicon Pressure Sensors

Ultra Low Pressure Sensing

DC Series

DC SERIES ORDER GUIDE



* Note: Differential Only

** Note: This character is optional. No decimal points in fractional pressure ranges. Minimum order quantities apply. Contact the factory for more details.

WARRANTY/REMEDY

Honeywell warrants goods of its manufacture as being free of defective materials and faulty workmanship. Contact your local sales office for warranty information. If warranted goods are returned to Honeywell during the period of coverage, Honeywell will repair or replace without charge those items it finds defective. **The foregoing is Buyer's sole remedy and is in lieu of all other warranties, expressed or implied, including those of merchantability and fitness for a particular purpose.**

Specifications may change without notice. The information we supply is believed to be accurate and reliable as of this printing. However, we assume no responsibility for its use.

While we provide application assistance personally, through our literature and the Honeywell web site, it is up to the customer to determine the suitability of the product in the application.

For application assistance, current specifications, or name of the nearest Authorized Distributor, contact a nearby sales office. Or call:

1-800-537-6945 USA/Canada
1-815-235-6847 International

FAX
1-815-235-6545 USA

INTERNET
www.honeywell.com/sensing
info.sc@honeywell.com

Figura 32. Sensor de presión diferencial, hoja técnica 4. (DigiKey, s.f.)

Sensor de presión absoluta MPX5010GP

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPxx5010 series piezoresistive transducers are state-of-the-art monolithic silicon pressure sensors designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure. The axial port has been modified to accommodate industrial grade tubing.

Features

- 5.0% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Durable Epoxy Unibody and Thermoplastic (PPS) Surface Mount Package
- Temperature Compensated over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Available in Differential and Gauge Configurations
- Available in Surface Mount (SMT) or Through-hole (DIP) Configurations

MPX5010 MPXV5010 MPVZ5010 Series

0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)
(0 to 1019.78 mm H₂O)
0.2 to 4.7 V Output

Application Examples

- Hospital Beds
- HVAC
- Respiratory Systems
- Process Control
- Washing Machine Water Level Measurement (Reference AN1950)
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Appliance Liquid Level and Pressure Measurement

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX5010 Series)								
MPX5010DP	867C			*		*		MPX5010DP
MPX5010GP	867B		*		*			MPX5010GP
MPX5010GS	867E		*		*			MPX5010D
MPX5010GSX	867F		*		*			MPX5010D
Small Outline Package (MPXV5010 Series)								
MPXV5010DP	1351			*		*		MPXV5010DP
MPXV5010G6U	482	*			*			MPXV5010G
MPXV5010GC6T1	482A		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GC6U	482A		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GC7U	482C		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GP	1369		*		*			MPXV5010GP
Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5010 Series)								
MPVZ5010G6U	482	*			*			MPVZ5010G
MPVZ5010G7U	482B	*			*			MPVZ5010G
MPVZ5010GW6U	1735		*		*			MZ5010GW
MPVZ5010GW7U	1560		*		*			MZ5010GW

Figura 33. Sensor de presión absoluta, hoja técnica 1. (Newark, s.f.)

Operating Characteristics

Table 1. Operating Characteristics ($V_S = 5.0$ Vdc, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P_1 > P_2$. Decoupling circuit shown in Figure 3 required to meet specification.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range	P_{OP}	0	—	10 1019.78	kPa mm H ₂ O
Supply Voltage ⁽¹⁾	V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I_S	—	5.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽²⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{off}	0	0.2	0.425	Vdc
Full Scale Output ⁽³⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSO}	4.475	4.7	4.925	Vdc
Full Scale Span ⁽⁴⁾ @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSS}	4.275	4.5	4.725	Vdc
Accuracy ⁽⁵⁾	—	—	—	±5.0	% V_{FSS}
Sensitivity	V/IP	—	450 4.413	—	mV/mm mV/mm H ₂ O
Response Time ⁽⁶⁾	t_R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I_{O+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁷⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁸⁾	—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

1. Device is ratiometric within this specified excitation range.
2. Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
3. Full Scale Output (V_{FSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
4. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
5. Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C .
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .
 - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C , relative to 25°C .
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} , at 25°C .
6. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
7. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
8. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Figura 34. Sensor de presión absoluta, hoja técnica 2. (Newark, s.f.)

Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings⁽¹⁾

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P_{max}	-40	kPa
Storage Temperature	T_{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T_A	-40 to +125	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry integrated on a pressure sensor chip.

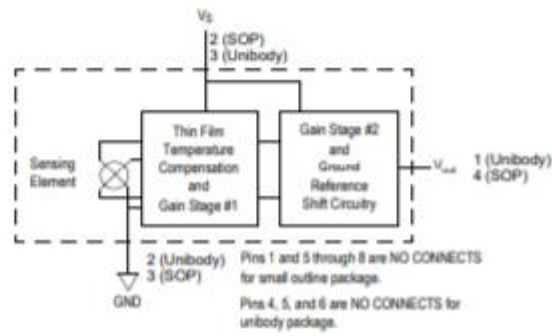


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

Figura 35. Sensor de presión absoluta, hoja técnica 3. (Newark, s.f.)

*electroválvula de estrangulador fijo***Estrangulador fijo
VFFG-T-F6-11**

Número de artículo: 8047356

FESTO**Hoja de datos**

Característica	Valor
Función de la válvula	Función de estrangulamiento
Tipo de fijación	Acanalado
Presión de funcionamiento	-0.09 MPa ... 1 MPa
Presión de funcionamiento	-0.9 bar ... 10 bar
Temperatura ambiente	-5 °C ... 60 °C
Tamaño	Para diámetro 5,8 mm
Diámetro nominal	1.15 mm
Medio de funcionamiento	Aire comprimido según ISO 8573-1:2010 [7:4:4]
Nota sobre el medio de trabajo/mando	Admite funcionamiento con lubricación (lo cual requiere seguir utilizándolo)
Temperatura de almacenamiento	-10 °C ... 60 °C
Peso del producto	1.2 g
Nota sobre el material	Conformidad con la Directiva RoHS

Figura 36. *electroválvula de estrangulador fijo, hoja técnica (Festo, s.f.)*

Electroválvulas hidráulicas sumergibles

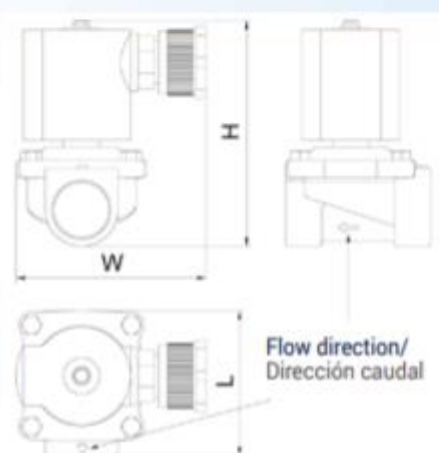
Underwater solenoid/ Electroválvula sumergible

These underwater electric valves (IP68) are especially suited to controlling water jets in cybernetic fountains. The fact that they are underwater makes the fitter's work much easier as he can use them inside the architectural water feature and does not have to take them to a dry room.

Furthermore, Safe-Rain's RDI department is able to design any electric switchboard which controls these electric valves and, in this way, produce the desired water effect.

Estas electroválvulas sumergibles (IP68) son especialmente adecuadas para el gobierno de chorros de agua en fuentes cibernéticas. El hecho de que sean sumergibles facilita enormemente la labor del instalador, ya que puede usarlas dentro de la fuente ornamental y evita tener que llevarlas a un cuarto seco.

Además el departamento de I+D+i de Safe-Rain es capaz de diseñar cualquier cuadro eléctrico que gobierne dichas electroválvulas y conseguir, de este modo, el efecto acuático deseado.



Reference/ Referencia	F7201045	F7201541
Port size/ Conexión BSP	G1" H-H / F-F	G1½" H-H / F-F
Tensión/ Voltage	24V DC	
Power/ Consumo	20W	
Working pressure/ Presión de trabajo	0-5 Atm.	
Max. working pressure/ Presión max. de trabajo	10 Atm.	
Max. working temperature/ Temp. max. fluido	60° C	
Type/ Tipo	Normally closed/ Normalmente cerrada (NC)	
Material/ Material	Stainless steel/ Acero inoxidable AISI-304	
Protection/ Protección	IP 68	
Length/ Largo (L)	81 mm	121 mm
Width/ Ancho (W)	111 mm	122 mm
Height/ Alto (H)	120 mm	150 mm
Weight/ Peso	1,2 kg	2,2 kg

Head loss/ Pérdida de carga (kg/cm²)

Reference/ Referencia	l/min	75	100	125	150	175	200
		m ³ /h	4,5	6,0	7,5	9,0	10,5
F7201045	Ø1"	0,30	0,45	0,55	0,83	1,07	-
F7201541	Ø1½"	0,20	0,25	0,35	0,48	0,69	0,94

Figura 37. Electroválvulas hidráulicas sumergibles, hoja técnica (Saferain, s.f.)