



**Desarrollo de un sistema de control para un ventilador mecánico Hamilton
Galileo (respiradores COVID-19) aplicando ingeniería inversa**

Méndez Salas, Katherine Guadalupe

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniera en Mecatrónica

PhD. Páez Flor, Nicolás Marcelo

20 de agosto del 2021

Curiginal

Document Information

Analyzed document	MÉNDEZ KATHERINE ESCRITO TITULACIÓN.pdf (D111475836)
Submitted	8/19/2021 8:52:00 PM
Submitted by	
Submitter email	dcloza@espe.edu.ec
Similarity	3%
Analysis address	dcloza.espe@analysis.arkund.com

Sources included in the report

W	URL: https://www.elcomercio.com/actualidad/hospitales-privados-limite-covid19-quito.html Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		4
W	URL: https://docplayer.es/8891851-Tesis-de-magister-en-ingenieria-del-software.html Fetched: 7/21/2020 7:15:08 PM		1
W	URL: https://kupdf.net/download/libro-fundamentos-de-ventilacion-mecanica_59e3ffd908bbc5c349e65cc5_pdf Fetched: 6/16/2021 6:17:29 AM		2
W	URL: https://vsip.info/ventiladro-c1-pdf-free.html Fetched: 8/11/2021 10:58:33 PM		7
W	URL: https://www.manualmoderno.com/blog/post/ventilacion-mecanica-en-covid-19.-una-aproximacion-practica/ Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		1
W	URL: http://recursosbiblioteca.utp.edu.co/tesisd/textoyanexos/681761R173.pdf Fetched: 1/8/2021 9:57:36 PM		1
SA	CAIZA MOPOSITA MARCO FABRICIO.docx Document CAIZA MOPOSITA MARCO FABRICIO.docx (D98468313)		1
W	URL: https://medinternna.wordpress.com/2019/08/ Fetched: 5/12/2020 11:58:25 AM		2
W	URL: https://www.hamilton-medical.com/dam/jcr:a9c0ac7b-a0bc-457c-877c-02a9c49c2a1b/RAPHAEL-ops-manual-es-610998.03.pdf Fetched: 3/6/2021 6:05:36 AM		3
W	URL: ftp://hubble.informatimago.com/users/pjb/medical-equipment-documentation/Ventilador_UCI_Raphael/rap_color_ops_man_s.pdf Fetched: 11/30/2019 2:55:46 AM		1
W	URL: http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/jspui/bitstream/132.248.52.100/1076/1/Tesis.pdf Fetched: 3/15/2021 1:18:53 PM		


Nicolás Paéz
20/AGO/2021

Curiginal

W	URL: https://www.dialog-semiconductor.com/sites/default/files/an-cm-250_position_and_speed_control_of_a_dc_motor_using_analog_pid_controller.pdf Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		1
W	URL: http://www.monografias.com/trabajos55/circuitos-logicos-combinacionales/circuitos-logicos-combinacionales.shtml Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		1
SA	TFG_Diseño_de_un_simulador_pulmonar_Marc_Hoyos.pdf Document TFG_Diseño_de_un_simulador_pulmonar_Marc_Hoyos.pdf (D74597688)		2
W	URL: https://www.who.int/es/emergencias/diseases/novel-coronavirus-2019/question-and-answers-hub/q-a-detail/coronavirus-disease-covid-19 Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		1
W	URL: https://tendencias21.levante-emv.com/ya-se-puede-medir-la-gravedad-exacta-de-cualquier-lugar-del-mundo-desde-casa_a1609.html%250A Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		3
W	URL: https://nextion.tech/2020/11/23/the-sunday-blog-talking-to-your-nextion-hmi-part-4-let-your-arduino-control-your-nextion-hmi/ Fetched: 8/19/2021 8:53:00 PM		1


 Nicolas Paet
 20/160/2021



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación **“Desarrollo de un sistema de control para un ventilador mecánico Hamilton Galileo (respiradores COVID-19) aplicando ingeniería inversa”** fue realizado por la señorita **Méndez Salas, Katherine Guadalupe** el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto, cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 20 de agosto de 2021

PhD. Páez Flor, Nicolás Marcelo

C.C.: 1714097985



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

RESPONSABILIDAD DE AUDITORÍA

Yo, **Méndez Salas, Katherine Guadalupe**, con cédula de ciudadanía nº1003054044, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Desarrollo de un sistema de control para un ventilador mecánico Hamilton Galileo (respiradores COVID-19) aplicando ingeniería inversa** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 20 de agosto de 2021


.....
Méndez Salas, Katherine Guadalupe

C.C.: 1003054044



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo, **Méndez Salas, Katherine Guadalupe**, con cédula de ciudadanía n°1003054044, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Desarrollo de un sistema de control para un ventilador mecánico Hamilton Galileo (respiradores COVID-19) aplicando ingeniería inversa** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 20 de agosto de 2021


.....
Méndez Salas, Katherine Guadalupe

C.C.: 1003054044

Dedicatoria

A Dios, por permitirme cumplir uno de mis sueños. Quien estuvo a mi lado en todo momento frente a cada adversidad, y poner ángeles que me han acompañado en todo este proceso. Dedico este logro a mi madre, quien estuvo en todo momento al pendiente de mí, y ser un apoyo incondicional durante cada etapa de mi vida. A mi hermano Mathew que con su sabiduría ha sido un pilar fundamental durante todo este tiempo, y gracias por ser un amigo en las buenas y en las malas. Een bijzondere toewijding aan mem en heit, die mijn engelen waren op dit harde pad, die me op afstand altijd hun onvoorwaardelijke steun gaven en me vertrouwden. Ingmar en Martine omdat ze mijn kleine broers waren die me altijd hun glimlach gaven en me als een andere zus behandelden.

Katherine Méndez Salas

Agradecimiento

Agradezco a Dios por estar presente a lo largo de mi vida estudiantil y por todas sus bendiciones.

A todas las personas que de forma desinteresada me brindaron y aportaron conocimientos muy valiosos para el desarrollo de este proyecto.

A mi familia, amigos y docentes que a lo largo de toda mi vida universitaria estuvieron siempre presentes y fueron un apoyo para cumplir con esta importante meta.

Al Ing. Nicolás Páez quien depositó su confianza en mí para la culminación del proyecto y me brindó su apoyo en todo momento. Al Ing. Hernán Lara, quien fue un docente quien me inspiró a continuar con mis estudios a pesar de la adversidad, quien durante los últimos años de mi vida universitaria supo aportar una buena guía y el amor hacia la ciencia, y en especial para lograr cumplir los objetivos de este proyecto. Al Ing. Luis Jiménez quien estuvo presente en cada paso durante todo este proceso, y su colaboración permitió la culminación de este largo camino. Al Ing. Huebla, quien estuvo en constante apoyo con las instalaciones y recurso del Laboratorio de Reología.

Katherine Méndez Salas

Índice de contenido

Dedicatoria	7
Agradecimiento	8
Abstract	17
Capítulo I. Generalidades	18
Antecedentes	18
COVID – 19	18
Ventilador mecánico Hamilton Galileo	19
Justificación	20
Alcance del proyecto	21
Objetivos	22
Objetivo General	22
Objetivos Específicos	22
Área de Influencia	22
Capítulo II: Estado del arte	23
Ingeniería inversa	23
Sistema respiratorio	25
Ventilación pulmonar	26
Características de los pulmones	28
Parámetros monitorizados en ventilación pulmonar	33
COVID-19	34
Ventilación mecánica	34
Constantes de tiempo	35
Tipos de ventilación mecánica	37
Presiones en ventiladores de presión positiva	39
Ciclo respiratorio	41
- Fase inspiratoria	42
- Fase espiratoria	43

Capítulo III: Análisis de subsistemas y componentes de Hamilton Galileo.....	43
Introducción al ventilador mecánico	43
Sistema neumático	45
- Bloque de mezclado	46
- Tanque de almacenamiento.....	48
- Válvula inspiratoria.....	49
- Válvula espiratoria.....	53
- Válvula solenoides de la celda de oxígeno.....	55
- Válvula de ambiente.....	55
- Válvula de sobrepresión.....	56
Sistema eléctrico / electrónico	58
- Sistema de alimentación	58
- Placa de control.....	58
Sensores.....	59
- Sensores de presión	59
- Sensor de flujo.....	61
- Celda de oxígeno	62
Interfaz con el usuario	63
Capítulo IV: Rediseño	64
Selección de patrón	64
- Variable de control de la respiración del ventilador	64
- Secuencia de la respiración	65
Parámetro de disparo.....	66
- Especificaciones	67
Análisis de funciones.....	72
Sistema neumático	73
Diseño conceptual del sistema eléctrico y electrónico.....	74
Diseño conceptual del sistema de sensado	75

Diseño conceptual del sistema de control.....	76
Diseño de la interfaz gráfica	81
Diseño conceptual para validación	82
Capítulo V: Implementación.....	83
Subsistema Neumático	83
Subsistema eléctrico y electrónico	85
- Sistema de alimentación	85
- Circuitos de control de válvulas	88
Análisis para el sistema de sensores	100
Microcontrolador	111
Placa de control	112
Subsistema interfaz gráfica.....	115
Subsistema programación	118
Capítulo VI: Pruebas y resultados	122
Capítulo VII: Conclusiones y Recomendaciones.....	129
Conclusiones	129
Recomendaciones.....	131
Bibliografía	132
Anexos.....	139

Índice de tablas

Tabla 1 Equivalencias de presiones.....	30
Tabla 2 <i>Cambios en presión transpulmonar bajo condiciones variantes</i>	37
Tabla 3 Características técnicas de las válvulas de mezclado	48
Tabla 4 <i>Características técnicas del tanque de almacenamiento</i>	49
Tabla 5 <i>Características técnicas de la servoválvula</i>	53
Tabla 6 Características técnicas de la válvula espiratoria	54
Tabla 7 <i>Características técnicas de la válvula solenoide de ambiente</i>	56
Tabla 8 Características técnicas de la válvula de sobrepresión	56
Tabla 9 Características técnicas de la fuente de alimentación	58
Tabla 10 Lista de sensores de presión.....	61
Tabla 11 Características técnicas de la celda de oxígeno.....	63
Tabla 12 Frecuencia y tiempo del ciclo respiratorio	69
Tabla 13 Configuraciones de temporización	69
Tabla 14 Parámetros de configuraciones de control	70
Tabla 15 Intervalos y resoluciones de configuraciones de control	71
Tabla 16 Tabla de parámetros objetivos del ventilador.....	71
Tabla 17 Parámetros monitoreados.....	72
Tabla 18 Curvas monitoreadas.....	72
Tabla 19 Sensores del ventilador mecánico Hamilton Galileo	76
Tabla 20 Especificaciones neumáticas	84
Tabla 21 Tabla de operación de actuadores	87
Tabla 22 Especificaciones técnicas módulo LM2596	87
Tabla 23 Tabla de señales analógicas y digitales de la <i>Placa Servo</i> que intervienen en el control y monitoreo de presione de la válvula inspiratoria.	91
Tabla 24 Comportamiento de la válvula inspiratoria sobre un pulmón de prueba.....	96

Tabla 25 Parámetros técnicos sensor de flujo	101
Tabla 26 Especificaciones técnicas sensor de flujo	101
Tabla 27 Tabla de Operaciones de trabajo del sensor 163PC01036.....	102
Tabla 28 Tabla de desempeño eléctrico del sensor 163PC01036.....	102
Tabla 29 Valores de Presiones en pulgadas de H ₂ O y centímetros de H ₂ O, y su equivalente en voltaje.....	103
Tabla 30 Tabla de valores promedios de Voltaje de salida del sensor y de Presión diferencial para diferentes acciones durante la respiración.....	105
Tabla 31 Especificaciones técnicas del sensor 26PCBFA1D.	107
Tabla 32 Especificaciones técnicas del sensor 26PCCFA60	108
Tabla 33 Especificaciones técnicas del sensor 26PCAFK2G.....	109
Tabla 34 Tabulación de datos para diferencia de presión medida a través de columnas de agua y voltaje obtenidos del sensor 163PC01D36.....	124

Índice de figuras

Figura 1 Esquema de flujo de gases a través del ventilador GALILEO	20
Figura 2 Esquema de proceso de ingeniería inversa.....	24
Figura 3 Diagrama del aparato respiratorio y sus componentes principales.	25
Figura 4 Fases del proceso mecánico de la respiración.	26
Figura 5 El mecanismo de la ventilación espontánea y el resultado de las curvas de presión... 27	
Figura 6 Presiones y gradiente de presiones del aparato respiratorio.	30
Figura 8 Representación del volumen de un pulmón.	36
Figura 9 Esquema de presiones de las vías aéreas durante ciclo de ventilación mecánica positiva y respiración espontánea.	39
Figura 10 Esquema del ciclo respiratorio.....	41
Figura 13 Bloque de mezclado y sus componentes principales.....	47
Figura 14 Tanque de almacenamiento.....	49
Figura 15 Válvula inspiratoria desmontada y sin la placa Servo	50
Figura 16 Montaje de Servo válvula y Placa Servo en el equipo.....	50
Figura 18 Partes de una válvula espiratoria.....	53
Figura 20 Válvula solenoides para el bloque mezclador de oxígeno	55
Figura 21 Principio de funcionamiento de la válvula de sobrepresión	57
Figura 22 Placa de control.....	59
Figura 23 Partes de la placa de sensores	60
Figura 24 Partes de la placa servo.....	60
Figura 25 Circuito del paciente y sensor de flujo	62
Figura 26 Interfaz de usuario	63
Figura 27 Parámetros de control.....	64
Figura 30 Diagrama de la relación entre sistemas y subsistemas del ventilador mecánico.	73

Figura 33 Interfaz gráfica desarrollada para el monitoreo de flujo, presión y volumen del ciclo respiratorio del paciente.....	81
Figura 41 Circuito de amplificación para control de posición de Válvula inspiratoria.....	92
Figura 42 Estructura del circuito de control de posición de la servoválvula.....	93
Figura 44 Realización de pruebas para control de apertura de válvula inspiratoria	95
Figura 51 Sensor de presión diferencial 163PC01036 de la marca Honeywell	100
Figura 53 Gráfica de Voltaje de Salida vs Diferencia de Presión.....	103
Figura 54 Gráfica de Voltaje vs Diferencia de Presiones frente a los diferentes voltajes de alimentación.....	104
Figura 55 Circuito de acondicionamiento del sensor DP FLUJO PACIENTE.....	105
Figura 56 Diseño del circuito de acondicionamiento de señales para el sensor DP FLUJO PACIENTE.....	106
Figura 57 Sensor de presión diferencial 26PCCFA60	107
Figura 59 Sensor de presión relativa 26PCAFK2G de la marca Honeywell	109
Figura 60 Circuito de acondicionamiento para señal de P VÍAS AÉREAS	110
Figura 61 Circuito de acondicionamiento para la señal P AUXILIAR	110
Figura 62 Circuito de acondicionamiento para la señal P PAT.....	111
Figura 73 Toma de datos de Flujo vs Tiempo de la válvula inspiratoria.	120
Figura 74 Determinación de la función de transferencia para el comportamiento de la válvula inspiratoria	120
Figura 75 Determinación de las ganancias para un controlador PID.....	121
Figura 80 Caracterización del sensor 163PC01D36, con un voltaje de alimentación de 10.0 VDC	124
Figura 82 Gráfica de Presión diferencial medida voltaje del sensor respecto al tiempo de apertura de la válvula solenoide.....	126
Figura 83 Curvas monitoreadas	126

Resumen

La ventilación mecánica es un procedimiento que simula la respiración humana y es la encargada de suministrar los gases necesarios cuando la respiración de una persona es insuficiente. Frente a la emergencia sanitaria a nivel mundial suscitada en diciembre de 2019 por la llegada de la enfermedad COVID – 19, surge la necesidad de adquirir ventiladores mecánicos empleados en las unidades de cuidados intensivos.

Para dar inicio a la línea de investigación de equipo médico de asistencia respiratoria, se realiza el análisis de los principales subsistemas de un ventilador mecánico Hamilton Galileo dado de baja por el hospital militar, para posteriormente realizar un nuevo diseño de un sistema de control que sea capaz de reutilizar los componentes neumáticos y sensores principales del equipo para replicar el modo de ventilación mecánica SCMV (Ventilación asistida controlada mandatoria).

Se realiza el estudio de la válvula inspiratoria del equipo, que es capaz de mantener los parámetros requeridos de la ventilación mecánica, a través de la utilización de lazos de control de electrónica analógica, cuyos sensores de presión y de posición son los encargados de enviar la señal de retroalimentación y lograr el sistema de control deseado. Se implementa un sistema de control de secuencia para que la válvula inspiratoria y la válvula espiratoria actúen de forma sincronizada, para lograr el alcance de los valores de volumen, presión y flujo requeridos por el paciente. Para el control de mezcla se diseña un algoritmo de mezcla de gases basado en el número de moles y en la presión parcial de cada elemento.

Palabras clave:

- **VENTILACIÓN MECÁNICA**
- **COVID - 19**
- **SISTEMA DE CONTROL**

Abstract

Mechanical ventilation is a procedure that simulates human respiration and is responsible for supplying the necessary gases when a person's breathing is insufficient. Faced with the worldwide health emergency raised in December 2019 by the arrival of the COVID - 19 disease, the need arises to acquire mechanical ventilators used in intensive care units.

To start the research line of respiratory assistance medical equipment, the analysis of the main subsystems of a Hamilton Galileo mechanical ventilator decommissioned by the military hospital is carried out, to subsequently perform a new design of a control system capable of reusing the pneumatic components and main sensors of the equipment to replicate the mechanical ventilation mode SCMV (Mandatory Controlled Assisted Ventilation).

The study of the inspiratory valve of the equipment, which is able to maintain the required parameters of mechanical ventilation, through the use of analog electronic control loops, whose pressure and position sensors are responsible for sending the feedback signal and achieve the desired control system is performed. A sequence control system is implemented so that the inspiratory and expiratory valves act in a synchronized manner to achieve the volume, pressure and flow values required by the patient. For mixing control, a gas mixing algorithm is designed based on the number of moles and the partial pressure of each element.

Keywords:

- **MECHANICAL VENTILATION**
- **COVID - 19**
- **CONTROL SYSTEM**

Capítulo I. Generalidades

Antecedentes

COVID – 19

Los coronavirus son una familia de virus, que a través de infecciones en el sistema respiratorio dan origen a enfermedades que pueden ir desde un resfriado común hasta el síndrome respiratorio de Oriente Medio (MERS) o el síndrome respiratorio agudo severo (SRAS). El coronavirus descubierto en diciembre de 2019 es el responsable de la enfermedad COVID-19, que desde su aparición en Wuhan China ha avanzado rápidamente, y en la actualidad es una pandemia a nivel mundial. (*Información Básica Sobre La COVID-19, 2021*)

Según la Organización Mundial de la Salud, alrededor del 80% de las personas que contraen la enfermedad COVID-19 logran recuperarse sin requerir de tratamiento hospitalario, sin embargo, el 15% de pacientes positivos acaba presentando un cuadro grave caracterizado por dificultades respiratorias. Las personas de edad avanzada y las que padecen de afecciones médicas previas, tienen más probabilidades de presentar cuadros graves, y requieren el uso de oxígeno. Por último, un 5% presenta un cuadro crítico y necesitan cuidados intensivos. (*Información Básica Sobre La COVID-19, 2021*)

El miércoles 1 de julio del 2020 se informó que, en Pichincha, los servicios de salud llegaron a su máxima capacidad, debido a la alta demanda de pacientes con Covid - 19, principalmente, en la unidad de cuidados intensivos (UCI). La provincia se registra como la segunda con más contagios, en especial Quito, cuyas autoridades reconocen que el servicio alcanzó su límite. (Heredia, 2020)

Los ventiladores mecánicos son el principal equipo que es requerido en las unidades de cuidados intensivos, que, por la emergencia sanitaria suscitada en esta época, hace que sea una tarea difícil de contar con el número suficiente para todos los pacientes que sufren de

Covid-19. De los datos registrados se conoce que, en el Hospital Quito Sur, del Seguro Social, todas las camas estaban ocupadas. En el Hospital Carlos Andrade Marín, 171 de las 175 camas de hospitalización estaban ocupadas, y las 63 UCI estaban ocupadas. En las unidades del Ministerio de Salud, la ocupación llegó a su límite. El lunes 29 de junio del 2020, de 107 camas de UCI en marzo-abril se pasó a 255, de las cuales todas están ocupadas, al igual que las camas de hospitalización. (Heredia, 2020)

Quito reporta un aumento de contagios de covid-19 desde el inicio del semáforo amarillo el 3 de junio del 2020. Según el COE de Pichincha, el 3 de junio el Distrito Metropolitano registraba 3 842 casos de la enfermedad, y para el lunes 27 de julio se llegó a 12 561, es decir un incremento del 226.93 %. Asimismo, las muertes por la enfermedad en la ciudad pasaron de 305 decesos el miércoles 3 de junio a 601 hasta este domingo 5 de julio del 2020, esto significa un incremento del 97,04%. (Ministerio de Salud Pública, 2020)

Ventilador mecánico Hamilton Galileo

Un ventilador mecánico es una máquina automática cuyo propósito es simular la ventilación o la respiración humana, es decir, mover el gas de mezcla (oxígeno y aire) hacia adentro y hacia afuera de los pulmones, para poder suplir la incapacidad respiratoria que presenta el paciente. (Tobin, 2013)

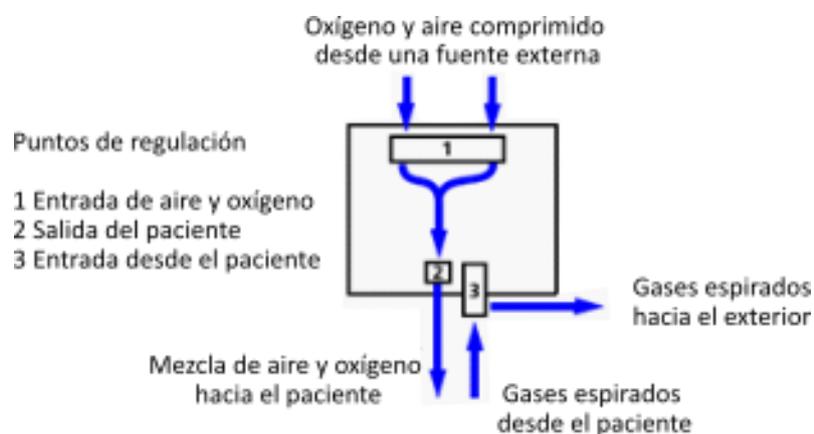
Para una mejor descripción de un ventilador mecánico, se cambia el enfoque de componentes individuales a un modelo más generalizado como una "caja negra", es decir, una salida determinada frente a una señal suministrada, donde las operaciones internas son desconocidas. Un ventilador mecánico está compuesto por: un sistema de alimentación, un sistema neumático, un sistema de sensado para monitoreo de presión, volumen y flujo, y un sistema de control. De igual forma, está constituido por interfaces que describen las

interacciones entre el operador y el ventilador (interfaz del operador), y entre el ventilador y el paciente (interfaz del paciente). (Tobin, 2013).

GALILEO es un ventilador HAMILTON MEDICAL utilizado en un entorno de cuidados intensivos. El ventilador se encarga de suplir un flujo regulado de una mezcla de aire y oxígeno al paciente. La Figura 1 muestra el flujo de gases a través de GALILEO, donde se aprecian los tres puntos de regulación. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 1

Esquema de flujo de gases a través del ventilador GALILEO



Nota. Se observa tres puntos de regulación, 1 Entrada de aire y oxígeno. 2 Salida del paciente. 3 Entrada desde el paciente. Tomado de (Hamilton Medical AG, 2005).

Justificación

Las personas que han contraído la enfermedad presentan un cuadro grave caracterizado por dificultades para respirar. Generalmente 1 de cada 5 personas con la enfermedad requieren de asistencia respiratoria a través del uso de un ventilador mecánico debido a que sufren enfermedades previas como hipertensión arterial, problemas cardiacos o pulmonares, diabetes o cáncer. Sin embargo, no se descarta la posibilidad de que cualquier persona puede contraer la COVID-19 y caer gravemente enferma. (*Información Básica Sobre La COVID-19*, 2021) Para la fecha del día martes 28 de julio del 2020 se cuenta con un aproximado

de 16 778 821 casos positivos y de 660 265 defunciones causadas por la enfermedad COVID-19 a nivel mundial. (worldometers, 2020) En el caso de Ecuador se tiene 82 279 casos positivos y un total 5 584 defunciones, y por cómo se puede apreciar en los datos estadísticos, la curva tiende a incrementar. (Ministerio de Salud Pública, 2020) El análisis y estudio de del funcionamiento del Sistema del ventilador mecánico Hamilton Galileo, permitirá conocer más a profundidad un sistema con un valor promedio de \$9.200, que servirá como fundamento para una posterior réplica con sensores y actuadores encontrados en el mercado ecuatoriano, por medio de la ingeniería inversa. (Bimedis, 2021)

Alcance del proyecto

Desarrollo de un sistema de control que permita reproducir las funciones básicas de un ventilador mecánico Hamilton Galileo dado de baja del hospital militar, a través de la reutilización de sus elementos mecánicos, sensores y actuadores con el fin de solventar la alta demanda de estos equipos para afrontar la emergencia sanitaria suscitada por la enfermedad COVID – 19. Se realizará el estudio y análisis de cada uno de los sistemas que conforma el ventilador mecánico Hamilton Galileo. Se iniciará con el estudio del sistema de alimentación, las interrelaciones del sistema neumático y mecánico. Se procederá con el análisis de los sensores de presión y de flujo que conforman el sistema de sensores del ventilador. Se continuará con la determinación de las funciones de transferencia tanto para sistemas de control neumáticos como electrónicos y las salidas en forma de presión, volumen y flujo. De igual forma, se desarrollará una interfaz que permita las interacciones entre el operador y el ventilador (interfaz del operador), y entre el ventilador y el paciente (interfaz del paciente).

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar de un sistema de control que permita reproducir las funciones básicas de un ventilador mecánico Hamilton Galileo, a través de la reutilización de sus componentes principales, con el fin de solventar la alta demanda de estos equipos para afrontar la emergencia sanitaria suscitada por la enfermedad COVID – 19.

Objetivos Específicos

Analizar el comportamiento de los sensores de presión del ventilador mecánico Hamilton Galileo, sus curvas de funcionamiento y circuitos de amplificación.

Estudiar las características técnicas y la determinación de la función de transferencia de la válvula inspiratoria (servo válvula), la cual controla en flujo de la mezcla de aire y de oxígeno que se suministra al paciente.

Analizar los componentes mecánicos y neumáticos del ventilador mecánico y las interrelaciones existentes entre sí.

Diseñar un sistema de control que permita la correcta interacción entre los subsistemas del ventilador mecánico y permita suplir una mezcla de aire y oxígeno con concentraciones adecuadas al paciente.

Área de Influencia

El proyecto tendrá incidencia en el área de desarrollo de tecnologías, para sistemas de asistencia respiratoria para la emergencia suscitada en el Ecuador a raíz de la llegada de la enfermedad Covid – 19. El proyecto servirá como referente para futuros diseños de ventiladores mecánicos, y su reproducción con sensores y actuadores que se pueden encontrar en el medio local. Se seguirá un proceso de ingeniería inversa, la cual permite realizar un análisis de tecnologías ya desarrolladas y comprobadas en campo, en este caso el

ventilador mecánico Hamilton Galileo. De esta forma, se logrará partir de un punto defino, y entender el funcionamiento del sistema, a través del estudio del diseño neumático, eléctrico, electrónico y mecánico ya perfeccionado.

Capítulo II: Estado del arte

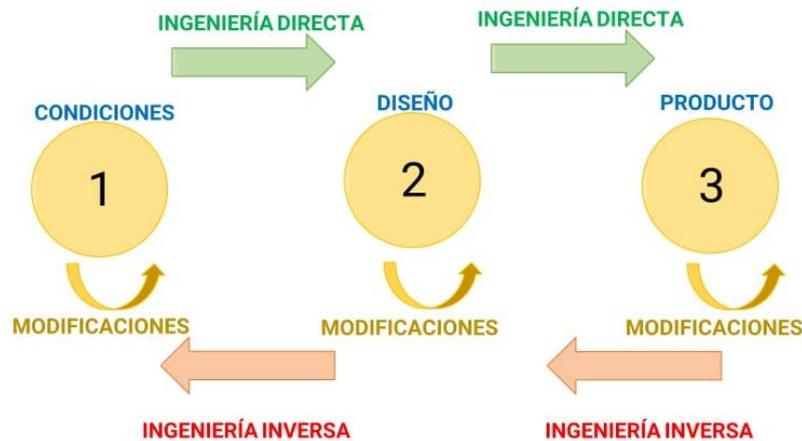
Ingeniería inversa

La Ingeniería inversa es el proceso de analizar un sistema para identificar sus componentes y las interrelaciones existentes entre sí. Se crea representaciones del sistema en un nivel superior de abstracción. (Cross & Chikofsky, 1990) El término "ingeniería inversa" hace referencia al análisis de hardware de un determinado producto, por parte de una persona diferente al desarrollador y sin el beneficio de la documentación original. Sin embargo, el objetivo de la ingeniería inversa es la mejora de sus propios productos o para analizar los productos de la competencia. (Cross & Chikofsky, 1990).

En la Figura 2 se observa una comparación de la Ingeniería Directa frente a la Ingeniería Inversa. Se puede apreciar que los puntos de partida difieren, en el caso de la Ingeniería Directa, se parte de los requerimientos necesarios, se realiza el diseño y se llega hasta el producto final. Por otro lado, la Ingeniería Inversa, a partir del producto final, se realiza un análisis y estudio, y se llega hasta las condiciones o requerimientos. Una vez determinados los principios y requerimientos, se plantea un rediseño y de logra obtener un producto nuevo con modificaciones y mejoras. (Ospina, 2015)

Figura 2

Esquema de proceso de ingeniería inversa



Nota. En la Ingeniería directa el diseño parte de las condiciones hasta llegar a un producto final, mientras que, en la ingeniería inversa, el rediseño parte del producto final para realiza modificaciones que cumplan con las condiciones originales. (Ospina, 2015).

Chikovsky y Cross (1990) describen la ingeniería inversa en el contexto del desarrollo de software y el ciclo de vida del software como un proceso de análisis de un sistema, para identificar los (sub) componentes del sistema, investigar su interacción y representar el sistema en un mayor nivel de abstracción (Cross & Chikofsky, 1990). En general, la ingeniería inversa de software en el campo del desarrollo de software se centra en los siguientes seis objetivos (Freiberger et al., 2011)

- Lidar con la complejidad del sistema.
- Generar vistas alternativas.
- Recuperar información perdida.
- Detectar efectos secundarios.
- Sintetizar abstracciones superiores.
- Facilitar la reutilización

Estos objetivos, que originalmente se definieron para la ingeniería inversa de software, también se pueden transferir en cierta medida a la ingeniería inversa de los sistemas mecánicos y, por lo tanto, a su remanufactura (Freiberger et al., 2011).

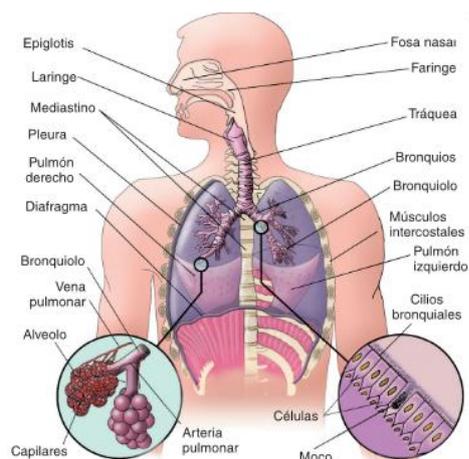
Sistema respiratorio

El aparato respiratorio es el conjunto de órganos que tienen como objetivo el intercambio de gases (Oxígeno y CO₂) con el medio ambiente. El intercambio gaseoso se produce en los alvéolos pulmonares mediante difusión pasiva. (Pérez & Fernández, 2011).

La sangre es la encargada de captar el oxígeno atmosférico y de eliminar el dióxido de carbono, producto de desecho del metabolismo. Los componentes principales del sistema respiratorio de un humano son: fosas nasales, boca, faringe, laringe, tráquea y pulmones. Por su parte, los pulmones constan de: bronquios, bronquiolos y alvéolos pulmonares. Los músculos respiratorios son el diafragma y los músculos intercostales. En la Figura 3 se observa los órganos principales del sistema respiratorio. (Pérez & Fernández, 2011)

Figura 3

Diagrama del aparato respiratorio y sus componentes principales



Nota. Los componentes principales son: Fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios principales, pulmón derecho e izquierdo y diafragma. Recuperado de: (Pérez & Fernández, 2011).

Ventilación pulmonar

La ventilación es un proceso cíclico en que el aparato respiratorio es capaz de desplazar volúmenes de aire desde la atmósfera hacia los pulmones y viceversa. En este proceso se pueden diferenciar dos fases, la inspiración y la espiración. (Cairo, 2012) (Palma, 2000)

Durante la inspiración el diafragma se contrae y desciende, lo que provoca que la cavidad torácica se amplíe y el aire entre a los pulmones, por otro lado, durante la espiración, el diafragma se relaja y sube, la cavidad torácica disminuye de tamaño, lo que provoca la salida del aire de los pulmones hacia el exterior. En la Figura 4 se observa las fases del proceso de la respiración. (Pérez & Fernández, 2011)

Figura 4

Fases del proceso mecánico de la respiración



Nota. El proceso mecánico de la respiración consta de dos fases: inspiración y espiración. En la fase de inspiración respiratoria el diafragma se contrae y la presión pulmonar es menor a la presión atmosférica, mientras que, en la espiración, el diafragma se relaja, y la presión pulmonar es mayor a la presión atmosférica. (Pérez & Fernández, 2011)

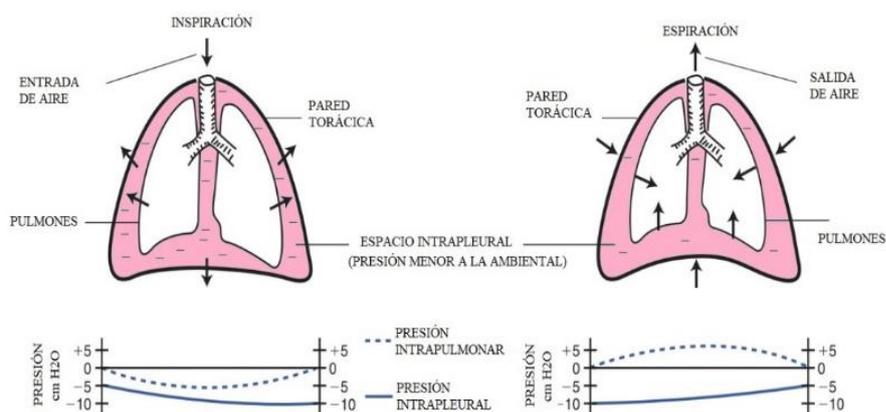
La inspiración es un fenómeno activo, debido al aumento del volumen torácico que ocasiona una presión intrapulmonar negativa, por lo tanto, un desplazamiento de aire desde el

exterior hacia los pulmones. Durante la inspiración en reposo la presión intraalveolar disminuye 1 mmHg, mientras que la presión generada afuera de los pulmones, en el espacio intrapleural puede variar entre -12 a -16 mmHg en una inspiración normal. Cuando la presión intrapulmonar iguala a la presión atmosférica, la inspiración se detiene, y por acción de la fuerza elástica de la caja torácica, ésta se retrae, lo que genera una presión positiva que supera la presión atmosférica y determina la salida de aire de los pulmones. (Cairo, 2012)

La espiración es un proceso pasivo que al relajarse el diafragma este sube y vuelve a su posición inicial. La presión intraalveolar aumenta 1 mm Hg sobre la presión atmosférica. Sin embargo, cuando se tiene un caso de espiración forzada, el músculo recto del abdomen se contrae, lo que provoca que las vísceras abdominales se desplacen hacia arriba, disminuya el volumen intratorácico y aumente la cantidad de aire que se desplaza hacia el exterior. La Figura 5 muestra el mecanismo de ventilación espontánea, donde se aprecian las curvas de presión cuyos valores van desde -10 a +10 cm H₂O. (Cairo, 2012).

Figura 5

El mecanismo de la ventilación espontánea y el resultado de las curvas de presión



Nota. El mecanismo de la ventilación espontánea y el resultado de las curvas de presión (aproximadamente valores normales). Durante la inspiración, la presión intrapleural (Ppl) disminuye a -10 cm H₂O. Durante la exhalación, Ppl incrementa de -10 a -5 cm H₂O. Tomado de: (Cairo, 2012).

Características de los pulmones

Compliancia pulmonar

La compliancia pulmonar es la elasticidad o rigidez del pulmón, y esta característica indica el grado de enfermedad del órgano. Es decir, la facilidad en que el aire entre a los pulmones y se mide en cm H₂O. Generalmente para la entrada de 130 cc de aire se requiere una presión de 1 cm H₂O. Para expandir los pulmones no solo se toma en cuenta el parénquima pulmonar sino también el estado de las vías aéreas y de las estructuras osteomusculares de la caja torácica. Por lo que a la compliancia pulmonar se la divide en compliancia dinámica (se toma en cuenta la resistencia de la vía aérea) y compliancia estática (que mide la elasticidad del parénquima pulmonar). (Cairo, 2012). Para medir la compliancia pulmonar en la ventilación mecánica se tiene:

$$\text{compliance dinámica} = \frac{\text{Volumen Tidal}}{\text{Presión inspiratoria pico} - \text{PEEP}} \quad (1)$$

$$\text{compliance estática} = \frac{\text{Volumen Tidal}}{\text{Presión meseta} - \text{PEEP}} \quad (2)$$

Los pulmones están constituidos por los alvéolos que son pequeñas cavidades que tienden a retraerse por sus fibras elásticas y por la atracción intramolecular del líquido intraalveolar. El movimiento de retracción es limitado por una presión negativa intrapleurales al final de la espiración de -4 mm Hg, para evitar el colapso. Durante la insuficiencia respiratoria las presiones intraalveolares pueden tener una variación de hasta 100 mmHg durante la espiración y de 80 mmHg durante la inspiración, resultado del movimiento forzado. (Cairo, 2012)

Resistencia

La resistencia es una medida de las fuerzas de fricción que deben ser superadas durante la respiración. La anatomía de las vías respiratorias y la resistencia viscosa de los tejidos de los pulmones y órganos adyacentes son los factores que determinan las fuerzas de

fricción. (Cairo, 2012) La resistencia al flujo de aire a través de las vías respiratorias conductoras (resistencia de las vías respiratorias) depende de la viscosidad del gas, la densidad del gas, la longitud y el diámetro del tubo y la velocidad de flujo del gas a través del tubo, según lo define la ley de Poiseuille. (Cairo, 2012)

$$V = \frac{\pi \Delta p r^4 t}{8\eta} \quad (3)$$

Durante la ventilación mecánica, la viscosidad, la densidad y la longitud del tubo o de la vía aérea permanecen bastante constantes. Por el contrario, el diámetro de la luz de las vías respiratorias puede cambiar considerablemente y afectar el flujo de gas que entra y sale de los pulmones. Enfermedades respiratorias pueden causar la disminución del diámetro de la luz de las vías respiratorias, por lo tanto, el flujo hacia los pulmones puede disminuir. La velocidad a la que el gas fluye hacia los pulmones es controlable en la mayoría de los ventiladores mecánicos.

$$R = \frac{PIP - P_{meseta}}{flujo} \quad (4)$$

$$R = \frac{P_{ta}}{flujo} \quad (5)$$

- Presiones y gradientes en los pulmones

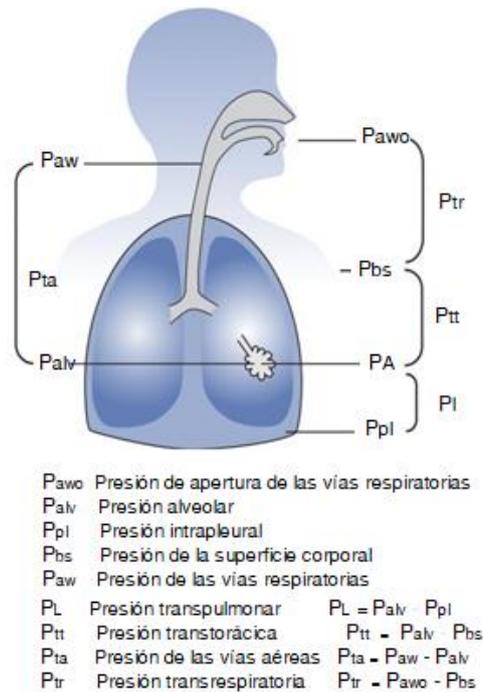
Las presiones de la ventilación son comúnmente medidas en centímetros de agua (cm H₂O). Estas presiones hacen referencia a la presión atmosférica, la cual es dada como línea base el valor de cero. Cuando la presión del aire se incrementa a +20 cm H₂O durante la respiración de presión positiva, en realidad se da un incremento de 1034 a 1054 cm H₂O. muestra valores de equivalencias de presiones. En la Tabla 1 se observa la tabla de equivalencia de presiones. (Cairo, 2012)

Tabla 1*Equivalencias de presiones*

Tabla de equivalencias de presiones	
1 mm Hg	1.36 cm H ₂ O
1 kPa	7.5 mm Hg
1 torr	1 mm Hg
1 atm	1034 H ₂ O 760 mm Hg

Nota. Recuperado de (Cairo, 2012)

Las principales presiones que se tiene son: Presión en las vías respiratorias, Presión en la superficie del cuerpo, Presión intrapleural, y presión alveolar. En la Figura 6 se observa una representación gráfica de las principales presiones.

Figura 6*Presiones y gradiente de presiones del aparato respiratorio*

Nota. Se muestra un esquema de las presiones y gradiente de presiones del aparato respiratorio. Tomado de: (Cairo, 2012)

- Presión de las vías respiratorias (P_{aw})

La Presión de las vías respiratorias (P_{aw}) es la presión que incluye la presión de la vía aérea superior, presión de la mascarilla, o presión de la vía aérea proximal. Cuando ninguna presión es aplicada en la entrada de las vías respiratorias la presión P_{aw} es cero o tiene el valor de la presión atmosférica. (Cairo, 2012)

- Presión en la superficie del cuerpo (P_{bs})

La presión en la superficie del cuerpo (P_{bs}) es igual a cero (presión atmosférica) a menos que la persona esté colocada en una cámara presurizada (por ejemplo, una cámara hiperbárica) o un ventilador de presión negativa. (Cairo, 2012)

- Presión intrapleurar (P_{pl})

La presión intrapleurar (P_{pl}) es la presión en el espacio potencial entre el pleuraco parietal y visceral, y generalmente tomar valores de -5 cm H₂O al final de la espiración y -10 cm H₂O al final de la inspiración. (Cairo, 2012)

- Presión alveolar (P_{alv})

La presión alveolar (P_{alv}), o también llamada intrapulmonar, normalmente cambia a medida que cambia la presión intrapleurar. Durante la inspiración espontánea, P_{alv} mide aproximadamente -1 cm H₂O, y durante la exhalación +1 cm H₂O. (Cairo, 2012)

- Presión de las vías aéreas

La presión de las vías aéreas (P_{ta}) es la diferencia de presión entre la abertura de la vía aérea y el alvéolo. Por lo tanto, P_{ta} es el gradiente de presión que se requiere para producir flujo de aire en las vías aéreas conductoras, es decir, la presión que debe generarse para superar la resistencia al flujo de gas en las vías respiratorias. (Cairo, 2012)

$$P_{ta} = P_{aw} - P_{alv} \quad (6)$$

- Presión transtorácica

Presión transtorácica (P_{tt}) es la diferencia de presión existente entre la presión del espacio alveolar o pulmón (P_{alv}) y presión de la superficie del cuerpo (P_{bs}). Esta presión es la presión que se requiere para expandir o contraer los pulmones y la pared torácica al mismo tiempo. (Cairo, 2012)

$$P_{tt} = P_{alv} - P_{bs} \quad (7)$$

- Presión transpulmonar

La presión transpulmonar (P_L), es la diferencia de presión entre el espacio alveolar y el espacio pleural. P_L es la presión necesaria para mantener la inflación alveolar. Todos los modos de ventilación aumentan el valor de P_L durante la inspiración, ya sea disminuyendo P_{pl} (ventiladores de presión negativa) o incrementando P_{alv} al incrementar la presión de las vías respiratorias superiores (ventiladores de presión positiva). (Cairo, 2012)

$$P_L = P_{alv} - P_{pl} \quad (8)$$

- Presión transrespiratoria

La presión transrespiratoria (P_{tr}) es la diferencia de presión entre la abertura de la vía aérea y la superficie del cuerpo. La presión transrespiratoria es la presión necesaria para inflar los pulmones y las vías respiratorias durante la ventilación con presión positiva. (Cairo, 2012)

$$P_{tr} = P_{awo} - P_{bs} \quad (9)$$

La presión transrespiratoria tiene dos componentes: la presión transtorácica (la presión necesaria para superar el retroceso elástico de los pulmones y la pared torácica) y la presión de las vías respiratorias (la presión necesaria para superar la resistencia de las vías respiratorias). (Cairo, 2012)

Por tanto, la presión transrespiratoria se puede describir mediante las ecuaciones:

$$P_{tr} = P_{tt} + P_{ta} \quad (10)$$

$$(P_{awo} - P_{bs}) = (P_{alv} - P_{bs}) + (P_{aw} - P_{alv}) \quad (11)$$

Durante una inspiración espontánea normal, a medida que aumenta el volumen del espacio torácico, la presión en el espacio pleural (presión intrapleural) se vuelve más negativa en relación con las presiones atmosféricas. (Según la Ley de Boyle, que, para una temperatura constante, a medida que aumenta el volumen, la presión disminuye.) La presión intrapleural cae de aproximadamente -5 cm H₂O al final de la espiración a aproximadamente -10 cm H₂O al fin de la inspiración. (Cairo, 2012)

Parámetros monitorizados en ventilación pulmonar

- Volumen Tidal (VT)

El volumen tidal es el volumen de aire que se inhala durante una inspiración normal. Es el volumen que se aplica a las respiraciones mandatorias controladas por volumen. (Hamilton Medical AG, 2015)

- Presión inspiratoria pico (PIP)

La presión inspiratoria pico es la presión que el ventilador debe de generar para introducir el volumen tidal. Esta presión está determinada por la flexibilidad de la vía aérea, la elasticidad o rigidez del parénquima pulmonar y de la caja torácica. (Palma, 2000)

- Presión meseta (Pm)

La presión meseta es la presión medida al final de la inspiración cuando el flujo tiende a llegar a cero. Con los valores de la presión meseta se puede llegar a determinar una aproximación de la presión alveolar, así como también la compliancia de los pulmones al final de la inspiración. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015)

- Presión positiva al final de la espiración PEEP

Hace referencia a “Positive End Expiration Pressure”, significa que es la presión positiva al final de la espiración. La presión PEEP es el parámetro ingresado que permite que el ventilador mecánico mantenga los alvéolos abiertos al final de la espiración. (Palma, 2000)

COVID-19

La enfermedad COVID19 es ocasionada por una amplia familia de virus coronavirus, los cuales pueden afectar tanto a las personas como a animales. Esta enfermedad ocasiona cuadros clínicos que van desde el resfriado común hasta enfermedades más graves, que afectan directamente al sistema respiratorio. (*Información Básica Sobre La COVID-19, 2021*)

Con la llegada del brote, la cifra de casos positivos aumentó de forma dramática, por lo que el 11 de marzo de 2020 la Organización Mundial de la Salud (OMS) declaró al COVID-19 como una pandemia. La declaración alertó a la comunidad científica, por la limitada infraestructura y novata administración de centros hospitalarios frente a una pandemia. El punto débil de los sistemas de salud de los diferentes países, sin duda alguna eran las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), puesto que, la escasez de insumos y la carencia de suficientes ventiladores mecánicos son factores determinantes para el incremento de la mortalidad en pacientes. (Cristancho, 2020)

Ventilación mecánica

En la unidad de terapia intensiva la ventilación mecánica es un proceso imprescindible que permite la supervivencia de los pacientes gravemente enfermos. A lo largo de los años la ventilación mecánica ha venido evolucionando de mano de los avances tecnológicos y del estudio de todas las variables involucradas. (Palma, 2000)

La ventilación artificial de igual forma puede presentar potenciales peligros a los pulmones, por lo que un correcto diseño es necesario. El diseño debe de enfocarse en lograr que los pulmones no sufran daños y puedan volver rápidamente a su estado original. Esto se debe a que, según datos estadísticos, cuando se tiene mayor número de días prolongados en ventilación mecánica la mortalidad aumentará. En la Figura 7 se observa un respirador mecánico en funcionamiento en una unidad de cuidados intensivos. (Palma, 2000)

Figura 7

Representación de un ventilador mecánico en funcionamiento



Nota. Ventilador mecánico utilizado en una unidad de cuidados intensivos. Tomado de: Depositphotos.

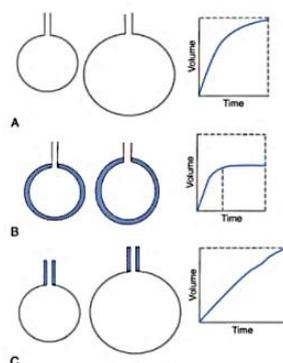
Constantes de tiempo

Las características de los pulmones son heterogéneas, ya que presentan diferencias regionales en la compliancia y en la resistencia. Estas diferencias determinan la rapidez de llenado y vaciado de las unidades pulmonares. En la Figura 8 se puede representar al pulmón como un globo inflable, donde el volumen que recibe el balón depende de su distensibilidad y resistencia. En la Figura 8.A la unidad pulmonar tiene distensibilidad y resistencia normales y por lo tanto se llenará dentro de un período de tiempo normal y con un volumen normal. En Figura 8.B la unidad pulmonar tiene una resistencia normal pero una baja distensibilidad, por lo que se llenará rápidamente. Al aplicar presión a una unidad pulmonar rígida durante el mismo período de tiempo que a una unidad normal, se obtiene un volumen mucho menor (la

distensibilidad es igual al volumen dividido por la presión). En la Figura 8.C se tiene una unidad pulmonar con distensibilidad normal pero la vía aérea es muy estrecha (alta resistencia). En este caso, la unidad pulmonar se llena muy lentamente. Si el flujo de gas se aplica durante el mismo período de tiempo que en una situación normal, el volumen resultante es menor. (Cairo, 2012)

Figura 8

Representación del volumen de un pulmón



Nota. A. Unidad pulmonar con distensibilidad y resistencia normales. B. Unidad pulmonar con distensibilidad baja y resistencia normal. C. Unidad pulmonar con distensibilidad normal y resistencia alta. Tomado de: (Cairo, 2012)

Se puede determinar el tiempo que las unidades pulmonares necesitan para llenarse y vaciarse. La compliancia (C) y la resistencia (R) son las constantes de tiempo que se utilizan para determinar el ritmo de la respiración. (Cairo, 2012)

Para cualquier valor de C y R, la constante de tiempo siempre es igual al período de tiempo necesario para que los pulmones se inflen, se desinflen a una cierta cantidad (porcentaje) de su volumen. (Cairo, 2012)

$$\text{Constante de tiempo} = C \times R \quad (12)$$

La constante de tiempo expresa el tiempo necesario para que el pulmón se vacíe en una cierta cantidad. Una constante de tiempo permite exhalar (o inhalar) el 63% del volumen,

dos constantes de tiempo el 86% del volumen, tres constantes de tiempo el 95%, y cuatro constantes de tiempo el 98% del volumen. Con una constante de tiempo de 0,1 segundos, el 98% del volumen sale (o llena) los pulmones en cuatro constantes de tiempo, o 0,4 segundos. Después de cinco constantes de tiempo, se considera que el pulmón ha exhalado el 100% del volumen corriente para exhalar o el 100% del volumen corriente para inhalar. (Cairo, 2012)

Tipos de ventilación mecánica

La proliferación de nuevas marcas de respiradores ha permitido el desarrollo de nuevos modos de ventilación, los cuales se enfocan en la sincronía del paciente con el ventilador. El objetivo de los diseños es reducir la necesidad de altas dosis de sedantes y la facilitar el periodo de destete. A lo largo de los años se han desarrollado tres principales métodos de ventilación: ventilación con presión negativa, ventilación con presión positiva y ventilación de alta frecuencia. (Palma, 2000) En la Tabla 2 se tienen valores de las presiones dependiendo de los tipos de ventilación durante la inspiración y espiración.

Tabla 2

Cambios en presión transpulmonar bajo condiciones variantes

VENTILACIÓN PASIVA ESPONTÁNEA		
PRESIÓN	FIN DE LA ESPIRACIÓN	FINAL DE LA INSPIRACIÓN
Intraalveolar (intrapulmonar)	0 cm H ₂ O	0 cm H ₂ O
Intrapleural	- 5 cm H ₂ O	- 10 cm H ₂ O
Transpulmonar	PL = 0 - (-5) = + 5 cm H ₂ O	PL = 0 - (-10) = + 10 cm H ₂ O
VENTILACIÓN DE PRESIÓN NEGATIVA		
PRESIÓN	FIN DE LA ESPIRACIÓN	FINAL DE LA INSPIRACIÓN
Intraalveolar (intrapulmonar)	0 cm H ₂ O	0 cm H ₂ O
Intrapleural	- 5 cm H ₂ O	- 10 cm H ₂ O
Transpulmonar	PL = 0 - (-5) = + 5 cm H ₂ O	PL = 0 - (-10) = + 10 cm H ₂ O
VENTILACIÓN DE PRESIÓN POSITIVA		
PRESIÓN	FIN DE LA ESPIRACIÓN	FINAL DE LA INSPIRACIÓN
Intraalveolar (intrapulmonar)	0 cm H ₂ O	9 - 12 cm H ₂ O
Intrapleural	- 5 cm H ₂ O	2 - 5 cm H ₂ O
Transpulmonar	PL = 0 - (-5) = + 5 cm H ₂ O	PL = 10 - (8) = + 8 cm H ₂ O

Nota. Valores de presión de diferentes modos de ventilación. Tomado de: (Cairo, 2012)

Ventilación con presión negativa

La ventilación con presión negativa intenta imitar la función de los músculos respiratorios para permitir la respiración a través de mecanismos fisiológicos normales. Un ejemplo de este tipo de ventiladores es el ventilador de tanque, con el cual la cabeza del individuo está expuesta a una presión ambiental, mientras que el tórax o todo el cuerpo está encerrado en un recipiente hermético a presión negativa. Conforme el espacio intrapleurales se vuelve negativo, el espacio dentro de los alvéolos se vuelve cada vez más negativo en relación con la presión en la abertura de la vía aérea (presión atmosférica). Este gradiente de presión da como resultado el movimiento de aire hacia los pulmones. De esta forma, los ventiladores de presión negativa se asemejan a la mecánica pulmonar normal. La expiración ocurre cuando se elimina la presión negativa alrededor de la pared torácica, permitiendo que el aire salga pasivamente de los pulmones. (Cairo, 2012)

Ventilación con presión positiva

La ventilación con presión positiva ocurre al utilizar un ventilador mecánico que sea capaz de mover aire hacia los pulmones del paciente por medio de una máscara de presión positiva o de un tubo endotraqueal. Durante la inspiración, la presión de inflado en la vía aérea superior es igual a la suma de las presiones necesarias para superar la elastancia del pulmón y la resistencia de las vías respiratorias. Al final de la inspiración, el ventilador deja de suministrar presión positiva y la presión bucal vuelve a la presión ambiente, mientras que la presión alveolar es todavía positiva, lo que crea un gradiente entre el alveolo y la boca, lo que implica la salida de aire. (Cairo, 2012)

Ventilación de alta frecuencia

La ventilación de alta frecuencia se caracteriza por utilizar altas tasas de ventilación con volúmenes de ventilación por debajo de lo normal. Hay tres tipos de estrategias de ventilación de alta frecuencia: ventilación con presión positiva de alta frecuencia (HFPPV), que utiliza frecuencias respiratorias de aproximadamente 60 a 100 respiraciones/min; ventilación

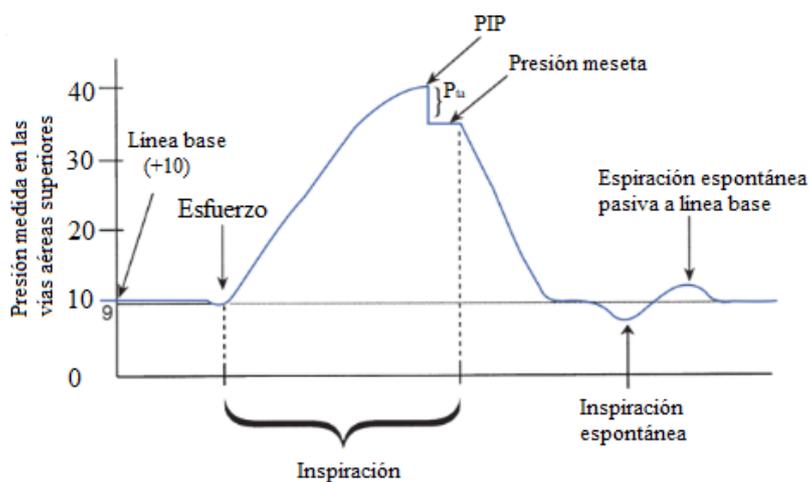
de chorro de alta frecuencia (HFJV), que utiliza frecuencias entre aproximadamente 100 y 400 a 600 respiraciones/min; y ventilación oscilatoria de alta frecuencia (HFOV), que utiliza frecuencias en miles, hasta aproximadamente 4000 respiraciones/min. (Cairo, 2012)

Presiones en ventiladores de presión positiva

En cualquier momento del ciclo respiratorio de un ventilador mecánico es posible verificar la presión presente a la que se está trabajando. Esta lectura se mide muy cerca de la boca (presión proximal de las vías respiratorias) o en el interior del ventilador. La Figura 9 representa cada uno de los puntos en el tiempo durante el ciclo respiratorio. (Cairo, 2012)

Figura 9

Esquema de presiones de las vías aéreas durante ciclo de ventilación mecánica positiva y respiración espontánea



Nota. Presiones durante el ciclo respiratorio. (Cairo, 2012)

- Presión de la línea base

Las presiones en las vías respiratorias son medidas en base a la presión atmosférica como referencia. La presión cero indica que no se aplica presión adicional en la abertura de la vía aérea antes de la inspiración o durante la espiración. En un ventilador se puede configurar que la presión de referencia sea superior a cero al final de la exhalación, y se denomina presión positiva al final de la espiración o PEEP. Cuando se establece la PEEP, el ventilador evita que el paciente exhale a cero (presión atmosférica). Por tanto, la PEEP aumenta el

volumen de gas que queda en los pulmones al final de una exhalación normal; es decir, PEEP aumenta la capacidad residual funcional. (Cairo, 2012)

- Presión máxima (PIP)

La presión máxima PIP es el valor máximo registrado al final de la inspiración. Las presiones medidas durante la inspiración son la suma de dos presiones: la presión requerida para forzar el gas a través de la resistencia de las vías respiratorias (P_{ta}) y la presión del volumen de gas que llena los alvéolos P_{alv} . PIP es la suma de P_{ta} y P_{alv} al final de la inspiración. (Cairo, 2012)

$$PIP = P_{ta} + P_{alv} \quad (13)$$

- Presión meseta

La presión meseta se mide después de una respiración y antes de que comience la exhalación. El tiempo de exhalación promedio dura entre 0,5 y 1,5 segundos. En un ventilador mecánico se ingresa como dato "pausa inspiratoria". La presión de meseta es equivalente a mantener la respiración al final de la inspiración. En el punto en que se contiene la respiración, las presiones dentro de los alvéolos y la boca son iguales (no hay flujo de gas). Sin embargo, la relajación de los músculos respiratorios y el retroceso elástico de los tejidos pulmonares están ejerciendo fuerza en los pulmones inflados. Esto crea una presión positiva, debido a que ocurre durante una pausa, por lo que la lectura se estabiliza a un valor. (Cairo, 2012)

- Presión al final de la exhalación

La presión al final de la exhalación es la presión que permite prevenir complicaciones cuando el aire queda atrapado en los pulmones durante la ventilación mecánica ocasionado por un tiempo insuficiente para la exhalación. (Cairo, 2012)

Ciclo respiratorio

Un ciclo respiratorio está conformado por un flujo positivo (inspiración) y un flujo negativo (expiración) que siguen la curva de flujo versus tiempo. El tiempo inspiratorio es definido desde que comienza el flujo positivo hasta que comienza el flujo negativo. El tiempo espiratorio va desde que comienza el flujo negativo hasta que comienza nuevamente el flujo positivo. El periodo ventilatorio es el tiempo total del ciclo y es la suma del tiempo inspiratorio y espiratorio. El ciclo respiratorio es el inverso de la frecuencia respiratoria. (Chatburn, Faarc, et al., 2014)

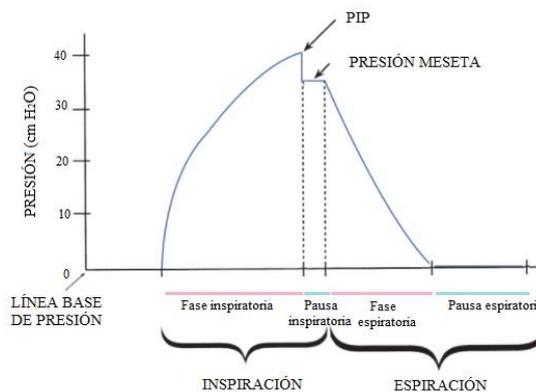
$$tiempo\ total\ del\ ciclo = \frac{1}{frecuencia} \quad (14)$$

También se debe de considerar la relación entre el tiempo de inspiración y espiración, el cual se denomina radio de inspiración-expiración. Y finalmente, el ciclo de trabajo se define como el radio de tiempo inspiratorio al tiempo total del ciclo. El (Chatburn, Faarc, et al., 2014)

Durante el ciclo respiratorio se puede apreciar dos fases: Fase inspiratoria y Fase espiratoria. (Cairo, 2012) (Palma, 2000) La Figura 10 representa el ciclo respiratorio, donde se incluye las presiones a lo largo del ciclo.

Figura 10

Esquema del ciclo respiratorio



Nota. Tomado de: (Cairo, 2012)

- Fase inspiratoria

La fase inspiratoria comienza una vez que se abra la válvula inspiratoria. Esta fase entrega un volumen tidal que puede ser generado por presión, volumen o flujo. Durante la fase inspiratoria se debe de considerar los siguientes tiempos:

- Tiempo de flujo inspiratorio (TFI)
- Tiempo de pausa inspiratoria (TPI)

Si la fase inspiratoria es generada por presión, el volumen tidal será determinado por las condiciones de elasticidad de las vías aéreas, pulmones y caja torácica. La presión se alcanzará una vez que el flujo logre el equilibrio de presiones entre el ventilador y el alvéolo. Se tiene la siguiente ecuación:

$$P_{vent} = P_{aw} = P_{alv} \quad (15)$$

Cuando se tiene una enfermedad pulmonar, el pulmón se encuentra más rígido (menos elasticidad), por lo tanto, el equilibrio de presiones se alcanzará con un volumen de aire menor; si por el contrario un paciente con un pulmón sano, se encuentra anestesiado y con relajantes musculares, la elasticidad de todas las estructuras va a ser mayor, así que, con la misma presión, se va a introducir un mayor volumen de aire. (Palma, 2000)

De igual forma, un pulmón que sufre de broncoespasmo (aumento de la resistencia de las vías aéreas) requerirá una presión mayor en la vía aérea (P_{aw}); por lo tanto, el gradiente de presión entre el aparato y esta es menor, entonces el equilibrio de presiones se alcanza antes, implicando un ingreso de aire menor. (Palma, 2000)

Cuando la fase inspiratoria se realiza a través de un flujo de aire, este se va a detener hasta que se haya liberado una cantidad predeterminada de volumen, independientemente de las presiones que se encuentre en su camino. El volumen será determinado por el tiempo inspiratorio ya que el flujo es constante. (Palma, 2000)

- Fase espiratoria

La fase espiratoria inicia cuando el ventilador registra que se ha terminado la fase inspiratoria, es decir, el momento en que se ha liberado el volumen tidal, ya sea por tiempo, presión, volumen o flujo. El inicio de la fase inspiratoria comienza con la apertura de la válvula espiratoria y el aire sale en forma pasiva, debido a que existe un gradiente de presión de mayor a menor desde los alvéolos hasta la atmósfera, llegándose a un equilibrio de presiones al finalizar la espiración. Al inicio de la espiración es cuando la velocidad del flujo es mayor y este va disminuyendo lentamente conforme se van equilibrando las presiones. (Palma, 2000)

En esta fase se pueden apreciar dos tiempos:

- Tiempo de flujo espiratorio (TFE)
- Tiempo de pausa espiratoria (TPE)

Capítulo III: Análisis de subsistemas y componentes de Hamilton Galileo

Introducción al ventilador mecánico

El equipo GALILEO es un sistema de ventilación neumático controlado electrónicamente. La función principal es el suministro de una mezcla de gases al paciente. Para lograr este objetivo, el sistema electrónico se encarga de controlar el sistema neumático, monitorizar las alarmas y la distribución de la energía de alimentación. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015) En la Figura 11 se puede observar el equipo Hamilton Galileo el cual proporciona ventilación asistida de presión positiva. Se puede apreciar que el ventilador se encuentra conectado a un pulmón de prueba y en la pantalla monitorea las curvas de Presión, Volumen y Flujo. (Imedica del Pacífico, n.d.)

Figura 11

Ventilador Hamilton Galileo



Nota. Ventilador mecánico Hamilton Galileo que proporciona asistencia ventilatoria de presión positiva para pacientes neonatos, lactantes, pediátricos y adultos. Tomado de: (Imedica del Pacífico, n.d.)

El usuario introduce los datos necesarios para el tratamiento del paciente a través de la interfaz del operador. Estas entradas se convierten en instrucciones para el sistema neumático del equipo GALILEO, de modo que se suministre una mezcla de gas controlada de forma precisa. El control del suministro de gas se logra gracias al monitoreo de las entradas del sensor de flujo proximal que se encuentra en la vía aérea del paciente y de otros sensores de presión y flujo del ventilador. La interfaz gráfica del usuario también muestra los datos monitorizados. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

El sistema del microprocesador del equipo GALILEO controla el suministro de gas y monitoriza al paciente. El equipo cuenta con una comprobación cruzada de las funciones de

suministro de gas y monitorización, la cual permite reducir al mínimo los posibles riesgos derivados de un error en el software. Esta comprobación cruzada se ve reflejada en las alarmas visuales y acústicas. Las alarmas se activan de igual forma en presencia de una condición fisiológica anormal. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

El equipo GALILEO garantiza el mantenimiento de presiones seguras para el paciente. Las presiones mínima y máxima de trabajo se garantizan por los límites de alarma. Al momento en que se alcance el límite establecido de Presión alta, se abre la válvula espiratoria, de igual forma, si la presión del ventilador supera 120 cm H₂O, la válvula de sobrepresión libera mecánicamente la presión. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

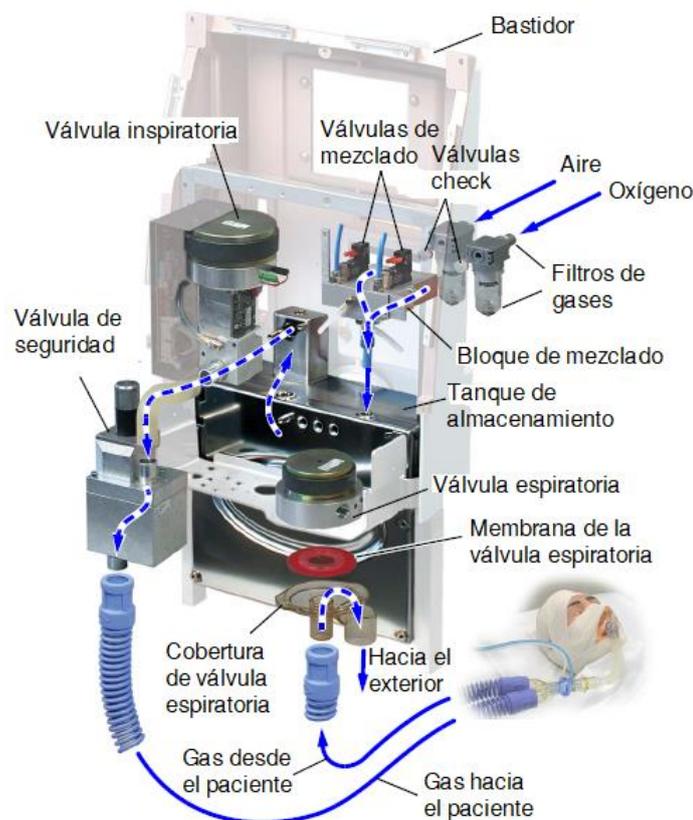
Otra característica de seguridad, es si se tiene una condición crítica como para poner en peligro la seguridad de la ventilación, el equipo GALILEO pasa al estado ambiente, en donde la válvula ambiente y la válvula de espiración se abren, para que el paciente inspire aire ambiente a través de la válvula ambiente y respire a través de la válvula espiratoria. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

Sistema neumático

El sistema neumático del equipo GALILEO se encuentra diseñado de tal forma en que se garantice el envío de una mezcla controlada de aire y oxígeno a presiones admitidas para el ser humano. Para una mejor descripción del sistema neumático, se ha dividido en las siguientes secciones: Bloque de mezclado, tanque de almacenamiento, válvula inspiratoria, válvula espiratoria, válvula de sobrepresión, válvulas de celda de oxígeno. La Figura 12 muestra un esquema general de la disposición de las válvulas y el flujo de gases desde la fuente externa hacia el paciente. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 12

Sistema neumático del equipo Hamilton Galileo



Nota. El sistema neumático es el encargado del envío de la mezcla de gases hacia al paciente, y lo conforman diferentes válvulas, tanques y mangueras. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

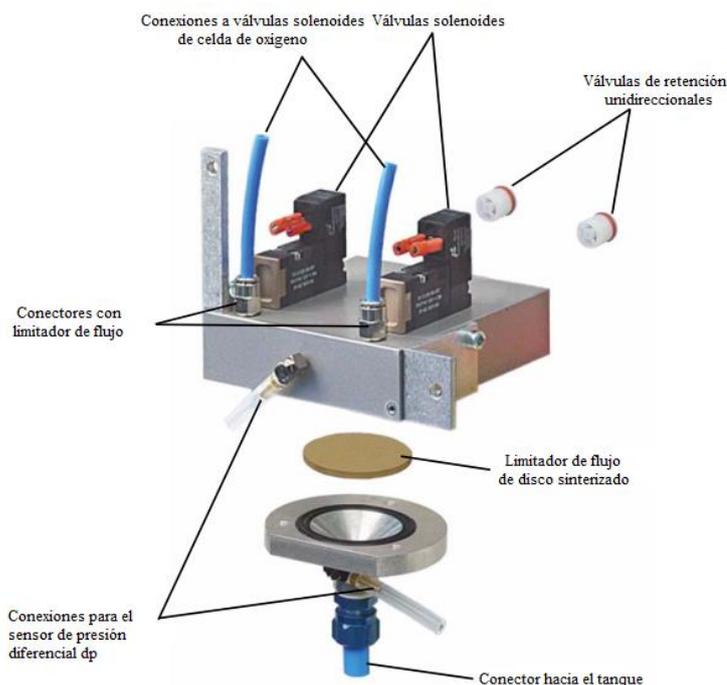
- Bloque de mezclado

El bloque de mezclado se encarga de la preparación de la mezcla de aire y de oxígeno que se suministrará al paciente. El equipo está diseñado para que trabaje con presiones de entrada que van desde los 2 a 6 bares (200 a 600 kPa) tanto para el suministro de aire comprimido como para el suministro de oxígeno. El bloque de mezclado suministra una mezcla de gases con un flujo de 120 l/min, y la presión de operación va desde los 2 hasta los 6 bares. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015)

En el bloque de mezclado se diferencian los siguientes componentes: válvulas solenoides de mezclado, válvulas de retención unidireccionales, limitador de flujo de disco sinterizado y el tanque de almacenamiento de la mezcla. En la Figura 13 se observa el bloque de mezclado y sus componentes.

Figura 13

Bloque de mezclado y sus componentes principales

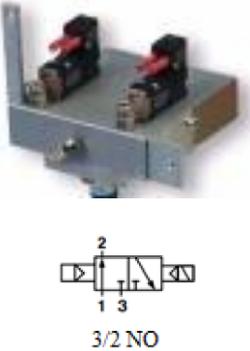


Nota. En el bloque de mezclado se pueden apreciar dos válvulas solenoides con válvulas de retención unidireccionales al ingreso, conectores limitadores en cada una de las mangueras, un limitador de flujo de disco sinterizado y finalmente un conector hacia el tanque de almacenamiento. Tomado de: (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

Las válvulas solenoides de mezclado tienen como función principal el control del flujo de aire y de oxígeno al equipo. De igual forma, cumple con una función secundaria de actuar como una vía pasiva tanto para el oxígeno como para el aire hacia la celda de oxígeno, ya que se requiere una medida directa de ambas sustancias para la calibración del equipo.

(HAMILTON MEDICAL AG, 2015)

Tabla 3*Características técnicas de las válvulas de mezclado*

		Características técnicas	
	Denominación	Válvulas de mezclado	
	Descripción técnica	Válvula solenoide	
	Alimentación	12 VDC / 2W	
	Función	Controla el flujo de aire y oxígeno	
	Marca	Fluid Automation Systems	
	Configuración	3/2 normalmente abierto	
	Tipo de medios	Aire/Gas	
	Diámetro del orificio	3.00 mm	
	Kv-valor	3.00 l/min	0.180 m3/h
	Presión de operación	1.5 - 10.0 bar	
	Tiempo de respuesta	10 - 15 ms	
	Accionamiento manual	No	
	Código	01-312E-06-HP F01715 12V=2W	

Nota. Recuperado de Valves de IMI Precision Engineering 2015. (IMI, 2015)

- Tanque de almacenamiento

El tanque de almacenamiento es el encargado de almacenar la mezcla de gases que vienen del bloque de mezclado. El tanque de almacenamiento tiene una capacidad de 6 litros (Hamilton Medical AG, 2005), por lo que al pasar la mezcla a un volumen mayor que el bloque de mezclado, la presión disminuye (Ley de Boyle), (Holum, 1999) y por lo tanto la presión toma valores admisibles para el ser humano. (Cairo, 2012) El tanque de almacenamiento se encuentra integrado en el bastidor del equipo GALILEO, posee un restrictor de flujo montado a los conectores de forma permanente, el cual tiene como propósito mantener el tanque a una presión máxima de 340 mbar. (Hamilton Medical AG, 2005) El propósito del tanque es suplir la correcta mezcla de aire y oxígeno a una presión constante configurada por el equipo. El tanque de almacenamiento suple la mezcla hacia la válvula inspiratoria, la celda de oxígeno, y los sensores: Sensor Flujo Servo DP y Presión Auxiliar. En la Figura 14 se puede observar el tanque de almacenamiento y el disco sinterizado de control de presión. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 14*Tanque de almacenamiento*

Nota. El tanque de almacenamiento se encuentra sujeto al bastidor del equipo sobre el cual se montan las válvulas solenoides y las placas electrónicas. Se puede apreciar la válvula de desfogado cuya función es mantener al tanque de almacenamiento con una presión máxima de 340 mbar. Recuperado de: (Hamilton Medical AG, 2005).

Tabla 4*Características técnicas del tanque de almacenamiento*

Características técnicas		
	Denominación	Tanque de almacenamiento
	Descripción técnica	Tanque de almacenamiento
	Alimentación	-----
	Función	Suple la mezcla de aire y oxígeno
	Marca	-----
	Tipo de medios	Aire/Gas
	Diámetro del orificio	
	Volumen máximo	6 litros
	Presión de operación	0 - 340 mbar
	Flujo de salida	

- Válvula inspiratoria

La válvula inspiratoria es una servoválvula donde se puede controlar el grado de apertura, y por lo tanto el envío graduado de la mezcla de aire y oxígeno depositado en el tanque de almacenamiento. (Hamilton Medical AG, 2005) En la Figura 15 se aprecia a la servoválvula desmontada y sin la *Placa Servo de control*.

Figura 15

Válvula inspiratoria desmontada y sin la placa Servo



Nota. Válvula inspiratoria sin el circuito de control. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

La válvula inspiratoria es una servoválvula cuya función principal es suministrar la mezcla de aire y oxígeno hacia el circuito del paciente. La servoválvula junto con la *Placa Servo*, se encuentran localizadas sobre el tanque, y permite el paso de la mezcla de gases entre el tanque de almacenamiento y la válvula de sobrepresión antes de continuar hacia el circuito del paciente. La Figura 16 muestra el montaje de la servo válvula en el equipo. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 16

Montaje de Servo válvula y Placa Servo en el equipo

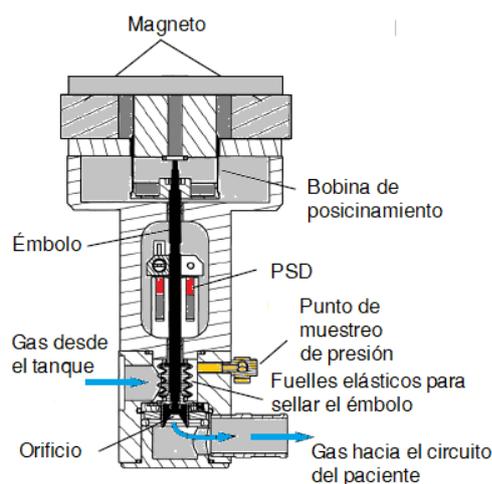


La válvula inspiratoria entrega la mezcla de gases recolectada en el tanque de almacenamiento a los volúmenes y presiones requeridos. Los requisitos de GALILEO están determinados por el modo de respiración y la configuración seleccionada por el usuario. La *Placa Servo* se encarga de mantener los sensores de presión, potenciómetros y circuitos de amplificaciones de señales de la válvula inspiratoria. (Hamilton Medical AG, 2005)

El principio de funcionamiento de las servoválvulas consiste en que la bobina de posicionamiento mueve al émbolo de arriba hacia abajo. (Delgado, 2012) En este caso, la válvula inspiratoria es una válvula sofisticada, que se puede operar electrónicamente, con un control de alta precisión. La válvula posee una bobina de posicionamiento que se encarga de mover el émbolo hacia arriba y hacia abajo. El sensor mide la posición del émbolo y, por lo tanto, la apertura del orificio triangular a través del cual fluyen los gases, y de esa forma se controla el suministro de fluidos hacia el paciente. (Hamilton Medical AG, 2005) En la Figura 17 se observan los componentes principales de la servoválvula

Figura 17

Esquema de la válvula inspiratoria y sus componentes principales



Nota. La válvula inspiratoria posee un dispositivo PSD, lo que permite determinar el grado de apertura de la válvula, y, por lo tanto, el flujo que es enviado a través de ella. Tomado de:

(Hamilton Medical AG, 2005)

Las componentes principales de la válvula inspiratoria son:

- Imán
- Bobina de posicionamiento
- Émbolo
- Dispositivo de detección de posición (PSD).

La válvula inspiratoria posee un sensor que mide la posición del émbolo, y, por lo tanto, el grado de apertura del orificio triangular por donde fluyen los gases. La válvula inspiratoria se adapta a cada una de las fases inspiratoria o espiratoria, según sea el caso, por lo que necesita de dos componentes para un correcto suministro de la mezcla: el sensor de presión diferencial *servo dp* y el sensor de presión *Ppat*. Los cuales se encuentran ubicados en la placa servo. (Hamilton Medical AG, 2005).

El sensor de presión diferencial del servo dP mide la diferencia de presión a través del triángulo orificio de la válvula inspiratoria. GALILEO utiliza esta medida, junto con el diámetro de del orificio de salida de la válvula inspiratoria, el cual es determinado por la señal de posición del émbolo, para calcular el flujo de gas que pasa a través de la válvula.

El sensor de presión *Ppat* mide la presión en la salida de la válvula inspiratoria.(Hamilton Medical AG, 2005) Por tanto, la válvula inspiratoria es capaz de suministrar gas en el volumen (utilizando el diferencial servo dP sensor de presión) a la presión (usando el sensor de presión *Ppat*) requerida para el paciente. (Hamilton Medical AG, 2005)

En la Tabla 5 se hace una recopilación de todos los datos obtenidos de forma experimental y recolectados a lo largo del análisis de la válvula inspiratoria.

Tabla 5

Características técnicas de la servoválvula

Características técnicas		
	Denominación	Válvula inspiratoria
	Descripción técnica	Servoválvula
	Alimentación	15 VDC
	Función	Controla el flujo de la mezcla de aire y oxígeno
	Marca	-----
	Configuración	Normalmente cerrado
	Tipo de medios	Aire/Gas
	Diámetro del orificio	12.00 mm
	Kv-valor	1.20 - 60 l/min 0.072 - 0,36 m3/h
	Presión de operación	1.5 - 10.0 bar
	Tiempo de respuesta	15 - 25 ms
	Accionamiento manual	No
	Código	-----

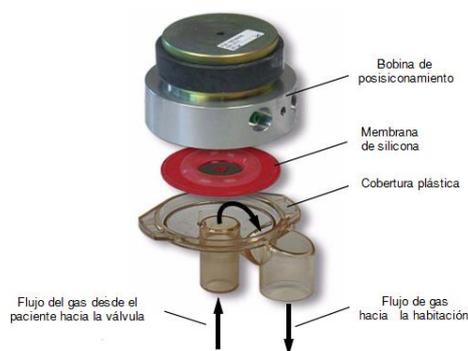
- Válvula espiratoria

La válvula espiratoria se encarga de controlar el escape del gas expirado en el circuito del paciente, específicamente, de mantener la presión PEEP/CPAP. La posición del émbolo variable es la que restringe el paso del aire según sea necesario. (Hamilton Medical AG, 2005)

Para su correcto funcionamiento cuenta con una bobina de posicionamiento, una membrana y una cobertura como se indica en la Figura 18. En la Figura 19 se observa el principio de funcionamiento de la válvula espiratoria.

Figura 18

Partes de una válvula espiratoria

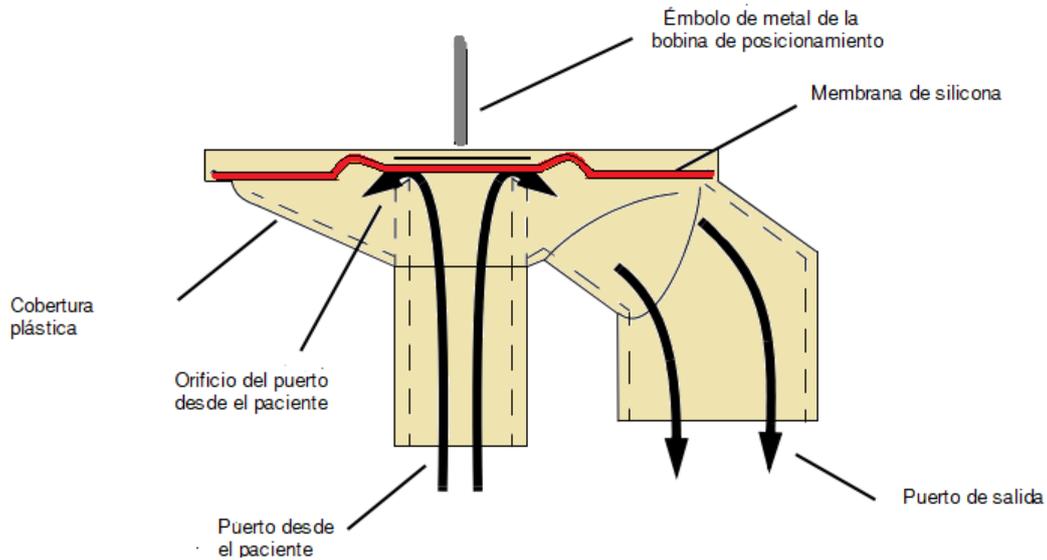


Nota. Partes principales y flujo de gas que intervienen en la válvula espiratoria. Tomado de:

(Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 19

Vista lateral de la válvula espiratoria y principio de funcionamiento



Nota. La válvula espiratoria se encarga de mantener la presión PEEP, según sea la configuración del operador. Se puede observar los diferentes puertos que posee la válvula espiratoria para recibir los gases desde el paciente y también para expulsarlos de forma controlada.

Tabla 6

Características técnicas de la válvula espiratoria

Características técnicas	
Denominación	Válvula espiratoria
Descripción técnica	Válvula espiratoria
Alimentación	12 VDC
Función	Mantiene la presión PEEP del circuito del paciente
Marca	-----
Configuración	Normalmente cerrado
Tipo de medios	Aire/Gas
Diámetro del orificio	1.00 mm
Kv-valor	
Presión de operación	0 - 100.0 mbar
Tiempo de respuesta	15 - 25 ms
Accionamiento manual	No
Código	-----

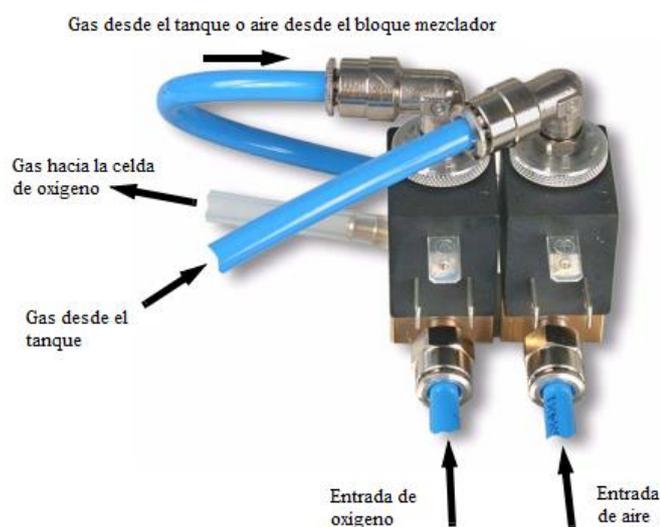


- Válvula solenoides de la celda de oxígeno

Las válvulas solenoides de la celda de oxígeno son las que permiten el monitoreo de la proporción de la mezcla de gas en el tanque, ya que son las encargadas de llevar el gas desde el tanque hacia la celda de oxígeno. Otra de sus funciones, es la de la calibración de la celda de oxígeno para realizar sus mediciones de forma precisa, a través de una conmutación coordinada que permiten el control de tres flujos, el aire, el oxígeno y la mezcla del gas. (Hamilton Medical AG, 2005) La Figura 20 muestra las válvulas solenoides y las direcciones de los flujos de gases.

Figura 20

Válvula solenoides para el bloque mezclador de oxígeno



Nota. Flujo de aire, oxígeno o mezcla de gases a través de las válvulas de mezclado. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

- Válvula de ambiente

La válvula de ambiente, es una válvula solenoide cuyo propósito es el de permitir el paso de aire en caso de una falla eléctrica y el sistema quede desenergizado. En este caso, el paciente es capaz de respirar aire del ambiente, es decir, el circuito del paciente se abre hacia el aire del exterior. (Hamilton Medical AG, 2005)

Tabla 7*Características técnicas de la válvula solenoide de ambiente*

Características técnicas		
	Denominación	Válvulas de ambiente
	Descripción técnica	Válvula solenoide
	Alimentación	12 VDC / 5W
	Función	Permitir que el paciente inhale aire del exterior
	Marca	
	Configuración	3/2 normalmente abierta
	Tipo de medios	Aire/Gas
	Diámetro del orificio	
	Kv-valor	
	Presión de operación	
	Tiempo de respuesta	10 - 15 ms
	Accionamiento manual	No
	Código	

- Válvula de sobrepresión

La válvula de sobrepresión es una válvula de protección que evita que al circuito de respiración del paciente le lleguen presiones superiores a los 100 mbar, en caso de que se dé un mal funcionamiento del equipo. (Hamilton Medical AG, 2005)

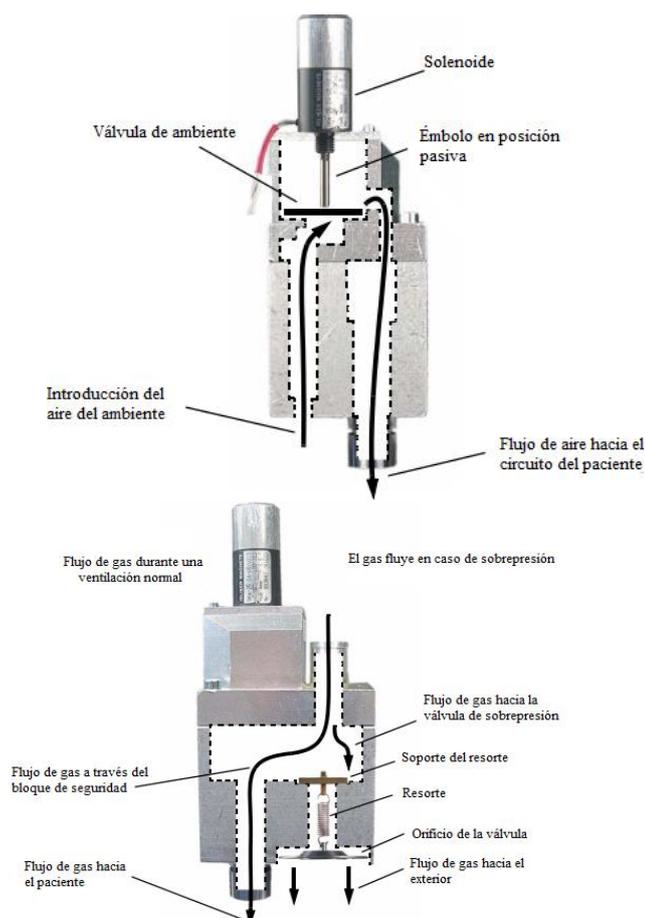
Tabla 8*Características técnicas de la válvula de sobrepresión*

Características técnicas		
	Denominación	Válvulas de sobrepresión
	Descripción técnica	Válvula de sobrepresión
	Alimentación	12 VDC / 5W
	Función	Protege al circuito del paciente de sobrepresiones
	Marca	-----
	Configuración	Normalmente abierta
	Tipo de medios	Aire/Gas
	Diámetro del orificio	
	Kv-valor	
	Presión de operación	0 - 110 mbar
	Tiempo de respuesta	
	Accionamiento manual	No
	Código	

Durante el proceso de ventilación realizado de forma normal, la mezcla de aire y oxígeno pasa desde el tanque de almacenamiento hacia el bloque de seguridad de sobreprotección. En el caso en que se dé un evento de sobrepresión en el circuito del paciente, la válvula de sobrepresión se abre, ya que esta válvula tiene un principio mecánico de operación, no requiere de suministro eléctrico, sino funciona con un resorte, el cual mantiene cerrado el orificio de la válvula durante una ventilación normal. Por el contrario, cuando el sistema falle, la válvula solenoide de la válvula ambiente se desactiva, y la válvula permite el paso de aire del exterior. La Figura 21 muestra el principio de funcionamiento de la válvula de sobrepresión. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 21

Principio de funcionamiento de la válvula de sobrepresión



Nota. Principio de funcionamiento de válvula de sobrepresión. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

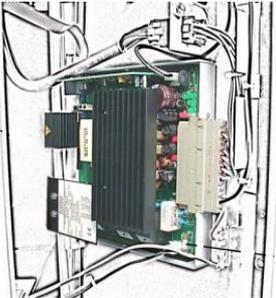
Sistema eléctrico / electrónico

- Sistema de alimentación

El equipo GALILEO requiere de una alimentación de una red de corriente alterna, con un intervalo de voltajes de 100 a 240 V CA y 50/60 Hz. El equipo incluye unas baterías internas de reserva que se activan automáticamente durante una hora, en caso de un fallo de la alimentación de la red. (Hamilton Medical AG, 2005)

Tabla 9

Características técnicas de la fuente de alimentación

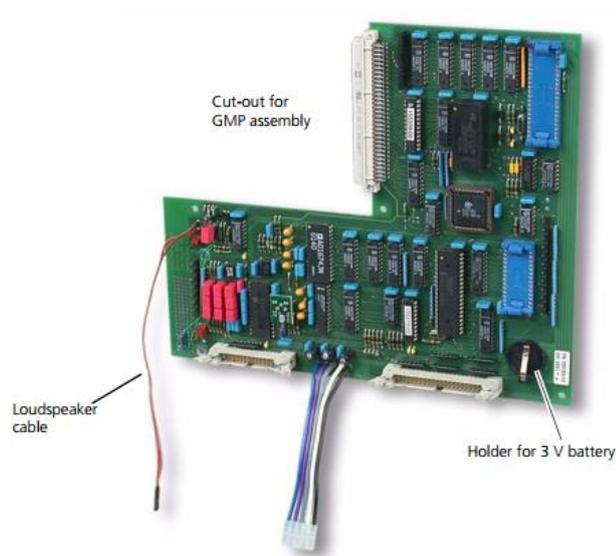
Características técnicas		
	Denominación	Fuente de alimentación
	Descripción técnica	Fuente de alimentación DC
	Voltaje de entrada	100 - 240 V AC
	Frecuencia de entrada	50/60 Hz
	Baterías de emergencia	Sí
	Voltaje de salida	+ 5 V DC
		+ 12 V DC
+ 15 V DC		
- 15 V DC		

- Placa de control

La placa de control como se puede apreciar en la Figura 22 tiene como propósito primordial el control principal y el manejo de las entradas y las salidas de la mayor parte de componentes del equipo GALILEO, incluida la interfaz gráfica. De igual forma se encarga de la conversión Analógica Digital y Digital Analógica para las distintas señales y su respectiva amplificación. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 22

Placa de control



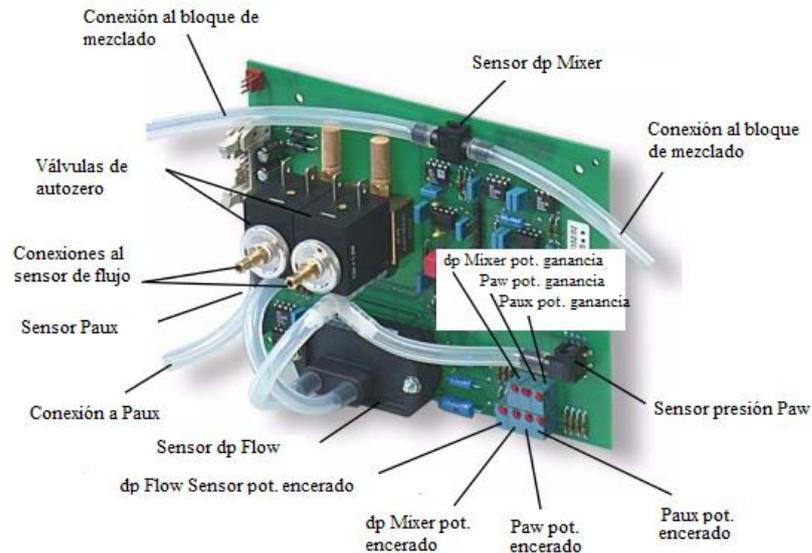
Nota. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

Sensores

- Sensores de presión

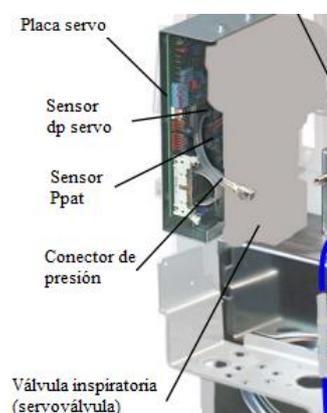
Los sensores de presión son la clave fundamental de equipo GALILEO, ya que se encuentran estratégicamente localizados a lo largo del circuito del equipo para un correcto monitoreo y seguimiento de las presiones desde la entrada al equipo hacia la llegada al paciente. Los sensores de presión se encuentran localizados en la *Placa de Sensores* y en la *Placa Servo* de la válvula inspiratoria. (Hamilton Medical AG, 2005)

La Placa de Sensores se encuentra localizada en la parte posterior del equipo, y lleva a la mayoría de los sensores de presión del equipo y componentes electrónicos que permiten su calibración como los potenciómetros. De igual forma se puede encontrar al sensor de flujo con sus respectivas válvulas de auto cero. En la Figura 23 podemos observar las partes que componen la placa de sensores. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 23*Partes de la placa de sensores*

Nota. La placa de sensores contiene sensores de presión diferencial y de presión relativa con sus respectivos circuitos de acondicionamiento. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

En la Placa Servo se encuentran el sensor de presión diferencias dp Servo y el sensor de presión Ppat, los cuales son utilizados para el control de lazo cerrado y para el monitoreo de la mezcla del aire que llega al paciente a través del accionamiento de la válvula inspiratoria. Las partes de la placa se indican en la Figura 24. (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 24*Partes de la placa servo*

Nota. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

La Tabla 10 muestra una tabla resumen de los sensores de presión y sus especificaciones técnicas.

Tabla 10

Lista de sensores de presión

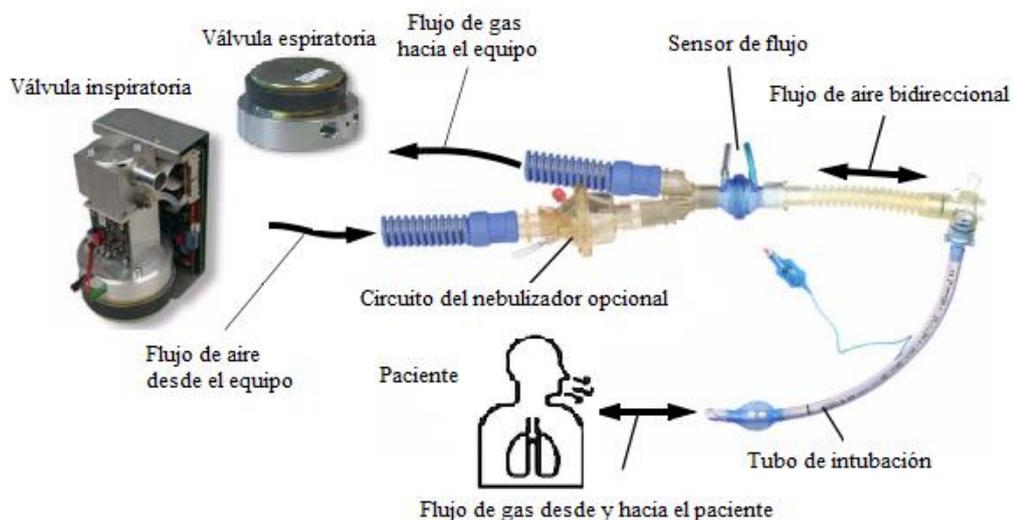
LISTA DE SENSORES DE PRESIÓN					
	NOMBRE	DESCRIPCIÓN	SENSOR	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS PRESIÓN	LOCALIZACIÓN
1	UDP FLOW SENSOR	Mide la presión diferencial que atraviesa el sensor de flujo	163PC01036	DIFERENCIAL: - 12.5 mbar a +12.5 mbar	PLACA SENSORES
2	FDP MIXER	Mide la presión diferencial que atraviesa el tanque mezclador	26PCBFA1D	PRESIÓN: 68.94 a 17 236 mbar/ 1 a 250 psi	PLACA SENSORES
3	DP SERVO	Mide la presión diferencial que atraviesa la válvula inspiratoria	26PCBFA1D	PRESIÓN: 68.94 a 17 236 mbar / 1 a 250 psi	PLACA SERVO
4	P PROX / PAW	Mide la presión en el sensor de flujo	26PCAFK2G	PRESIÓN: 68.94 mbar / 1 psi	PLACA SENSORES
5	PAUX	Mide la presión de un fuente externa.	26PCAFK2G	PRESIÓN: 68.94 mbar / 1 psi	PLACA SENSORES
6	PPAT	Mide la presión a la salida de la válvula inspiratoria	26PCAFK2G	PRESIÓN: 68.94 mbar / psi	PLACA SERVO

- Sensor de flujo

El sensor de flujo del equipo GALIELEO es capaz de medir la presión, el flujo y el volumen en la vía aérea del paciente. El sensor de flujo mide una presión diferencial, y se realiza la conversión para flujo y volumen. El sensor de flujo posee una membrana fina en forma de diamante dentro de la carcasa exterior y tiene un puerto de presión en ambos lados. Esta membrana permite un flujo bidireccional a través de un orificio variable. La abertura del orificio cambia en función de la magnitud del flujo, es decir, que se abre progresivamente conforme aumenta el flujo, y la caída de presión existente es la que permite determinar las medidas requeridas. La precisión del sensor de flujo es extremadamente alta, ya que logra trabajar perfectamente ante la presencia de secreciones, humedad y medicamentos. En la Figura 25 se observa el circuito del paciente y sensor de flujo. (Hamilton Medical AG, 2015)

Figura 25

Circuito del paciente y sensor de flujo



Nota. El sensor de flujo es un sensor de presión diferencial que se encuentra en el circuito del paciente para la determinación del flujo de la mezcla de gases que llega al paciente.

- Celda de oxígeno

La celda de oxígeno se encarga de monitorear el porcentaje de oxígeno en la mezcla que el equipo envía hacia el paciente. La celda de oxígeno mide la presión parcial de oxígeno de la mezcla contenida en el tanque. Ya que la celda no se encuentra localizada en el tanque, se requiere un flujo continuo de la mezcla para poder hacer las mediciones necesarias. Como el flujo de la mezcla es muy pequeño y la celda de oxígeno está abierta al ambiente, las mediciones son tomadas a presión ambiental. En este caso, la celda de oxígeno no interfiere en el control de lazo cerrado de la mezcla, simplemente es el monitoreo. (Hamilton Medical AG, 2005)

Tabla 11

Características técnicas de la celda de oxígeno

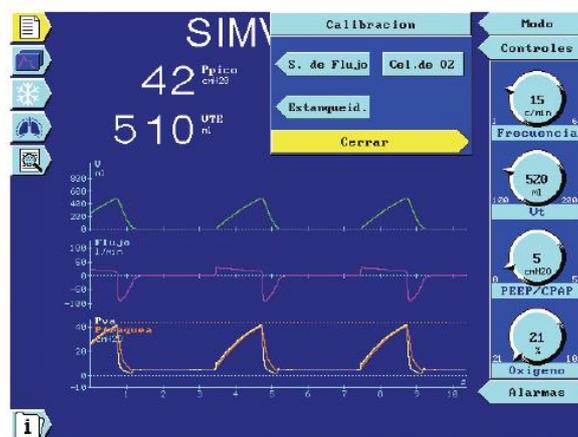
Características técnicas	
	Denominación Sensor de oxígeno
	Descripción técnica Sensor de oxígeno
	Alimentación 12 VDC
	Función Monitorar el porcentaje de oxígeno de la mezcla
	Nombre MSA P/N 472062
	Rango de medición 0 a 100 Vol%O2
	Tipo de medios Aire/Gas
	Código

Interfaz con el usuario

La interfaz del equipo Hamilton Galileo posee una interfaz con el usuario a través de una pantalla LCD, perilla de mando para monitorización, perilla de control, sonidos de nivel de prioridad de alarma generados por el altavoz, y las funciones de todas las teclas en el teclado frontal. (Hamilton Medical AG, 2005) La interfaz con el usuario muestra pantallas para configurar los modos ventilatorios y mostrar el monitoreo del paciente. La Figura 26 muestra la pantalla de monitoreo de paciente, mientras que la Figura 27 muestra la pantalla de control de ventilación del modo SCMV para dar inicio a la ventilación.

Figura 26

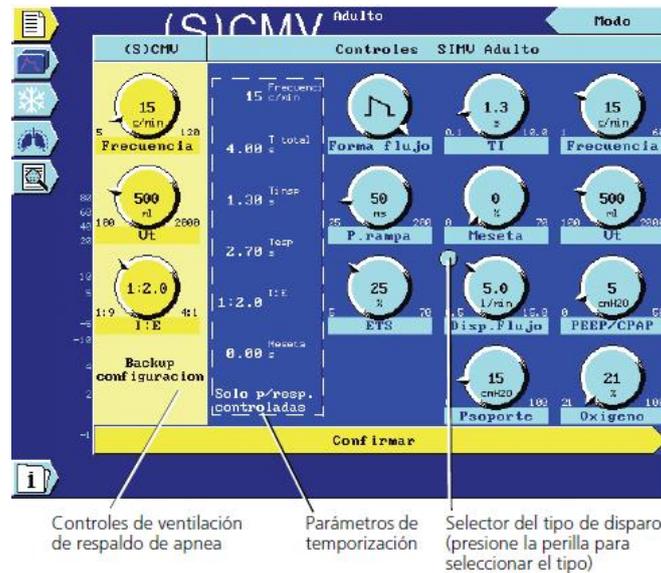
Interfaz de usuario



Nota. Interfaz de monitoreo del paciente. Se pueden observar la curva de Volumen, Flujo y Presión. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 27

Parámetros de control



Nota. Pantalla de configuración del modo de ventilación (S)CMV, en donde se realiza el control de ventilación de respaldo panea, el ingreso de los parámetros de temporización y el tipo de disparo. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2005)

Capítulo IV: Rediseño

Selección de patrón

Para el rediseño del ventilador mecánico se parte con la idea de que la ventilación mecánica es un patrón predeterminado de interacción paciente-ventilador. El cual se construye usando 3 componentes básicos: (1) la variable de control de la respiración del ventilador, (2) la secuencia de respiración y (3) y el parámetro de disparo. (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014b)

- Variable de control de la respiración del ventilador

La variable de control hace referencia a la variable que será controlada durante toda la respiración. Para el rediseño del sistema de control del ventilador la variable seleccionada es el volumen. Se conoce que la variable de control para un ventilador mecánico puede ser la

presión o el volumen, (Chatburn, Faarc, et al., 2014), sin embargo, se ha evidenciado a lo largo de los años, conforme el avance de la tecnología, que la variable de control más óptima es el volumen, ya que se logra asegurar la normalización de los gases en la sangre. (Garnero, Abbona, Gordo-vidal, et al., 2013) Por otro lado, para asegurarse que el volumen correcto sea entregado al paciente, se realiza la medición a través del seguimiento del desplazamiento del fuelle de una servoválvula o por medio de la integración de la señal del flujo inspiratorio. (Garnero, Abbona, Gordo-vidal, et al., 2013)

Cuando se tiene el control por volumen se considera la ecuación de movimiento del sistema respiratorio. (Chatburn, Faarc, et al., 2014)

$$P(t) = EV(t) + R\dot{V}(t) \quad (16)$$

Donde:

P Presión

V Volumen

\dot{V} Flujo

E Elastancia

R Resistencia

La presión, volumen y flujo son parámetros en función del tiempo. Si una de las funciones (P , V , o \dot{V}) es predeterminada, las otras dos pueden ser derivadas. Con la ecuación seleccionada se asume que el paciente no realiza ningún esfuerzo durante la inspiración y que la espiración es completa. En un ventilador con control de volumen (VC) el volumen y el flujo están preestablecidos antes de la inspiración. (Chatburn, Faarc, et al., 2014)

- Secuencia de la respiración

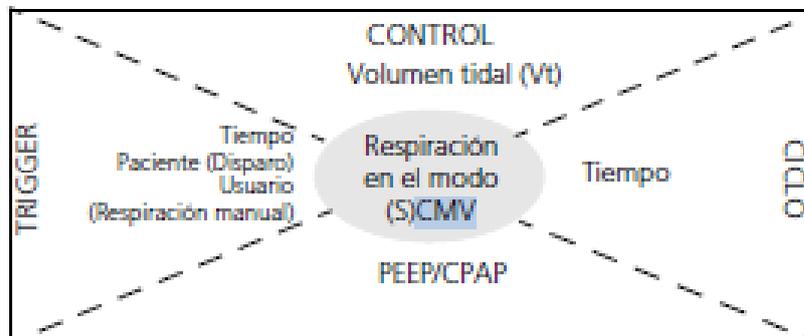
La secuencia de respiración es la secuencia que los ventiladores siguen para el envío de la respiración. Se tienen tres secuencias de respiración principales: Ventilación mandatoria continua CMV, Ventilación mandatoria intermitente IMV y Ventilación espontánea continua CSV. (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014a) La secuencia de respiración seleccionada es CMV, en la

que todas las respiraciones son mandatoria y no hay respiraciones espontáneas permitidas.
(Garnero, Abbona, Gordo-Vidal, et al., 2013)

El modo ventilatorio (S)CMV Ventilación mandatoria controlada sincronizada es el modo específico seleccionado para el diseño del sistema de control del equipo. En este modo, el ventilador proporcionará respiraciones mandatorias cuya variable de control es el volumen. Además, la respiración será ciclada por tiempo y activada por la máquina. En este caso, las respiraciones son iniciadas y terminadas por la máquina de forma sincronizada, se ingresará como parámetro de entrada el volumen tidal, la frecuencia y el tiempo respiratorio, así como también los valores de PEEP/CPAP, oxígeno y el disparo. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015) En la Figura 28 se puede observar un resumen de las características del modo ventilatorio.

Figura 28

Características del modo (S)CMV



Nota. Cuadro resumen de las características del modo (S)CMV. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2015)

Parámetro de disparo

El ciclo respiratorio puede ser iniciado por el paciente o por el ventilador. (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014a) Para el diseño del sistema de control, se define que el inicio de la respiración será establecido por la máquina, donde los valores umbrales serán determinados previamente.

Las respiraciones se clasifican según el criterio de *Iniciar* y *Detener* el ciclo inspiratorio. La inspiración comienza (o se activa) cuando una variable supervisada (variable de activación) alcanza un umbral preestablecido (el evento de activación). (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014a) En este caso, se utilizará la frecuencia respiratoria, por otro lado, para detener la inspiración, se considerará cuando la variable del ciclo alcance el umbral preestablecido, es decir, el tiempo de inspiración. Es importante mencionar, que se cuidará las presiones, el volumen, el flujo y el porcentaje de oxígeno recomendado para cada paciente.

Una vez establecidos los tres componentes básicos del patrón de ventilación mecánica se procede a determinar los requerimientos y especificaciones que el ventilador mecánico deberá de seguir.

- Especificaciones

Para los requerimientos y especificaciones del diseño del sistema de control del ventilador mecánico se siguen las máximas expuestas por Chatburn (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014a) y las especificaciones presentadas en el manual del operador de Hamilton Medical (Hamilton Medical AG, 2015) las cuales son las siguientes:

Ciclo respiratorio

En el ventilador mecánico los ciclos respiratorios son iniciados al momento en que la válvula inspiratoria se abre durante la inspiración del paciente, a través de un mecanismo de tiempo, el cual determina la frecuencia (veces por minuto) en que la válvula de insuflación se abra. (Palma, 2000)

Según la filosofía de temporización de la respiración del equipo GALILEO, (Hamilton Medical AG, 2015) el operador define los siguientes parámetros:

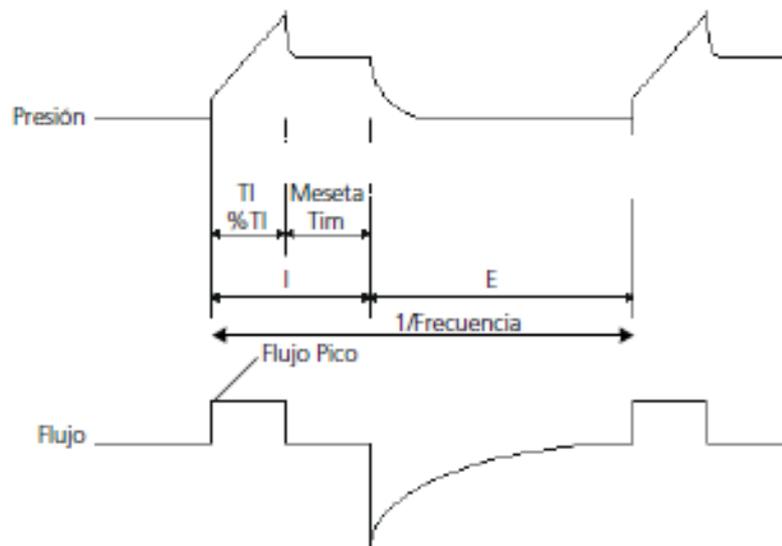
- Frecuencia respiratoria c/min
- Relación inspiratoria (I:E)
- Duración de la fase inspiratoria en s o % del tiempo total

- Duración de la pausa/meseta inspiratoria en s
- Flujo pico en l/min

La Figura 29 muestra la relación entre estos parámetros durante el tiempo respiratorio.

Figura 29

Relación entre configuraciones de temporización de la respiración



Nota. Se observan las relaciones entre tiempos que serán configuradas para completar el ciclo respiratorio. Tomado de: (Hamilton Medical AG, 2015)

Para las configuraciones de temporización para el modo S(CMV) se tiene tres métodos: I:E / Meseta, Flujo Pico / Tim y %TI / Meseta. En este caso para la programación se ha seleccionado I:E / Meseta.

En la Tabla 12 se puede observar la frecuencia y tiempo por ciclo promedio para una persona que no presenta afecciones respiratorias, la cual permite determinar una guía para determinación de los valores de frecuencia y tiempo por ciclo para la programación del equipo.

Tabla 12*Frecuencia y tiempo del ciclo respiratorio*

Parámetro	Valores	
Frecuencia respiratoria [ciclos/minuto]	Mínimo	12
	Máximo	24
	Medio	16
Tiempo por ciclo [s]	Inspiratorio	1.5
	Espiratorio	2.5
	Total	4.0

Nota. La tabla muestra los valores de frecuencia respiratoria promedio para una persona en condiciones normales. Tomado de: (Mecánica, 2017)

Finalmente, se decide los valores de temporización para el equipo que deberá de seguir como se puede apreciar en Tabla 13.

Tabla 13*Configuraciones de temporización*

CONFIGURACIONES DE TEMPORIZACIÓN				
	CONTROL	INTERVALO HAMILTON	CONFIGURACIÓN SELECCIONADA	RESOLUCIÓN
1	Frecuencia c/min	5 a 120	5 a 120	1
2	I:E	1:9.0 a 4.0 a 1	1:2.0	1
3	Meseta (%)	0 a 70	0 a 70	5
4	Tim (s)	0 a 8	0 a 8	0,1
5	TI (s)	0.1 a 10.0	1.0 a 5.0	0.1

Nota. Tomado de (HAMILTON MEDICAL AG, 2015).

Respiración mandatoria

Se selecciona la respiración mandatoria como modo de ventilación. El ventilador mecánico tiene el control sobre la sincronización (frecuencia y tiempo inspiratorio). El equipo es el que determina el inicio o el final de la inspiración (o ambos), independientemente del paciente: el ventilador activa y / o cicla la respiración. (Chatburn, El-Khatib, et al., 2014a)

Parámetros de control

. Las configuraciones de control son los parámetros de entrada que el operador debe de ingresar por pantalla, para que el ventilador sea capaz de determinar el patrón de respiración a seguir. Para el modo ventilatorio (S)CMV se requiere: Forma de Flujo, Relación I:E y Meseta, Frecuencia respiratoria, volumen tidal, PEEP/CPAP y porcentaje de Oxígeno. (HAMILTON MEDICAL AG, 2015) La Tabla 14 muestra una definición breve de las configuraciones de control para el equipo.

Tabla 14

Parámetros de configuraciones de control

CONFIGURACIONES DE CONTROL			
DENOMINACIÓN	VARIABLE CONTROLADA	DESCRIPCIÓN	
1	Forma de flujo	Forma de flujo	Forma de flujo para el suministro del gas. Está diseñada para no verse afectada por la contrapresión del paciente, y para no sobrepasar el flujo inspiratorio máximo o el límite de presión.
2	Frecuencia (c/min)	Frecuencia	Número de respiraciones por minuto.
3	Vt (ml)	Volumen tidal	Volumen tidal suministrado durante la inspiración.
4	PEEP/CPAP (cmH2O)	PEEP/CPAP	PEEP (presión positiva al final de la espiración) y CPAP (presión positiva continua en la vía aérea). Presiones bases aplicadas durante la fase espiratoria.
5	Oxígeno (%)	Oxígeno	Concentración de oxígeno, que debe de ser suministrado.

Nota. Tomado de (HAMILTON MEDICAL AG, 2015) .

Una vez determinados los parámetros de control que serán ingresados por el operador, se procede a determinar los intervalos y resoluciones de las configuraciones de control con se puede observar en la Tabla 15.

Tabla 15*Intervalos y resoluciones de configuraciones de control*

Configuración	Intervalo	Configuración estándar	Resolución
Volumen tidal objetivo	100 a 1000 [ml]	500 [ml]	10 [ml]
Flujo pico	1 a 200 [L/min]	54 [l/min]	1 [l/min]
Frecuencia respiratoria	5 a 120 [c/min]	21 [c/min]	1 [c/min]
PEE/CPAP	5 a 50 [cmH2O]	5 [cmH2O]	1 [cmH2O]
Relación Inspiración: Espiración	1 : 2	1 : 2	-----
Porcentaje de oxígeno en mezcla de gases	21 a 100 [100%]	50 [%]	1 [%]

Con las configuraciones preestablecidas se espera que el ventilador cumpla con parámetros de volumen, flujo y presión dentro de los rangos de valores aptos para una persona, la Tabla 16 indica los valores.

Tabla 16*Tabla de parámetros objetivos del ventilador*

Variable	Valores
Presión en vías aéreas	5 a 60 [cm H2O]
Flujo inspiratorio	20 A 200 [L/min]
Volumen tidal	100 a 1000 [ml]
Frecuencia respiratoria	5 a 120 [c/min]
Relación Inspiración: Espiración	1 : 2
Porcentaje de oxígeno en mezcla de gases	21 a 100 [100%]

Parámetros monitoreados

Los parámetros monitoreados se mostrarán en pantalla, cuyos valores se obtienen de las señales entregadas por los sensores a lo largo del circuito neumático. Según (HAMILTON MEDICAL AG, 2015) los rangos de valores establecidos se pueden apreciar en . Para complementar el monitoreo de la mezcla de gases entregadas al paciente se muestra en pantalla las curvas en tiempo real monitoreadas tanto para volumen, flujo y presión, como se puede observar en la Tabla 18.

Tabla 17*Parámetros monitoreados*

Parámetro	Intervalo	Resolución
Ppico	0 a 120 [cmH2O]	1 [cmH2O]
PEEP/CPAP	0 a 99 [cm/H2O]	1 [cmH2O]
Frecuencia respiratoria	5 a 120 [c/min]	1 [c/min]
Flujo	0 a 999 [l/min]	1 [l/min]
Volumen tidal	0 a 999 [ml]	1 [ml]
VolMinEsp	0 a 99 [l/min]	1 [l/min]
I:E	1:2	
Oxígeno	21 a 100 [%]	1[%]

Tabla 18*Curvas monitoreadas*

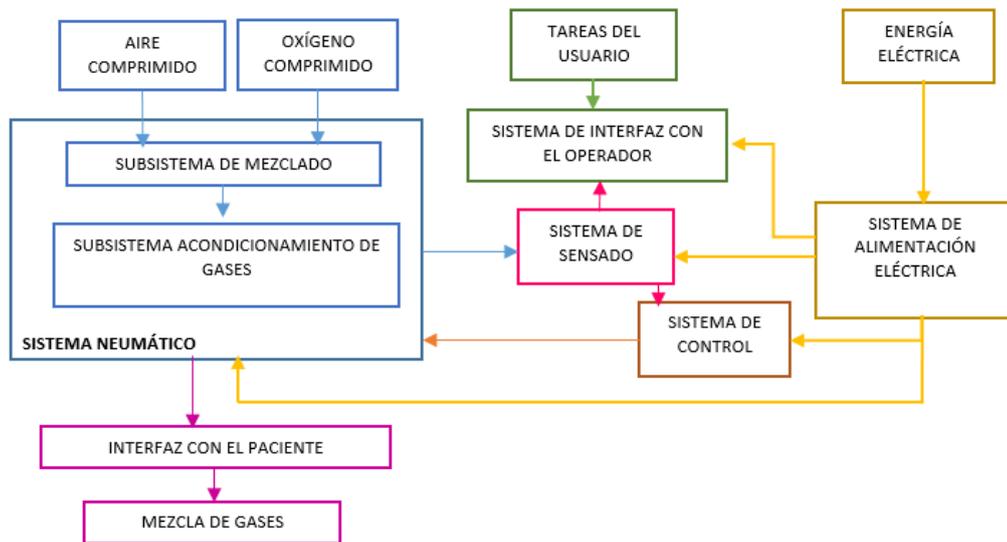
Parámetro	Intervalo
Volumen (V)	0 a 1000 [ml]
Flujo	-200 a 200 [l/min]
Presión en la vía aérea (Pva)	de -10 a 120 [cmH2O]
Tiempo	de 5 a 60 [s]

Análisis de funciones

Un ventilador mecánico se compone principalmente de seis sistemas, el sistema de alimentación eléctrica, el sistema neumático, el sistema de control, el sistema de sensado, el sistema de interfaz con el paciente y el sistema de interfaz con el operador. (Cairo, 2012) En la Figura 30 se muestra la relación entre los sistemas ya definidos, así como también subsistemas necesarios para lograr el objetivo del ventilador.

Figura 30

Diagrama de la relación entre sistemas y subsistemas del ventilador mecánico



Sistema neumático

El sistema neumático del ventilador Hamilton Galileo se mantiene de la misma forma que el original, no se realizan variaciones y se cuenta con los elementos y los actuadores principales:

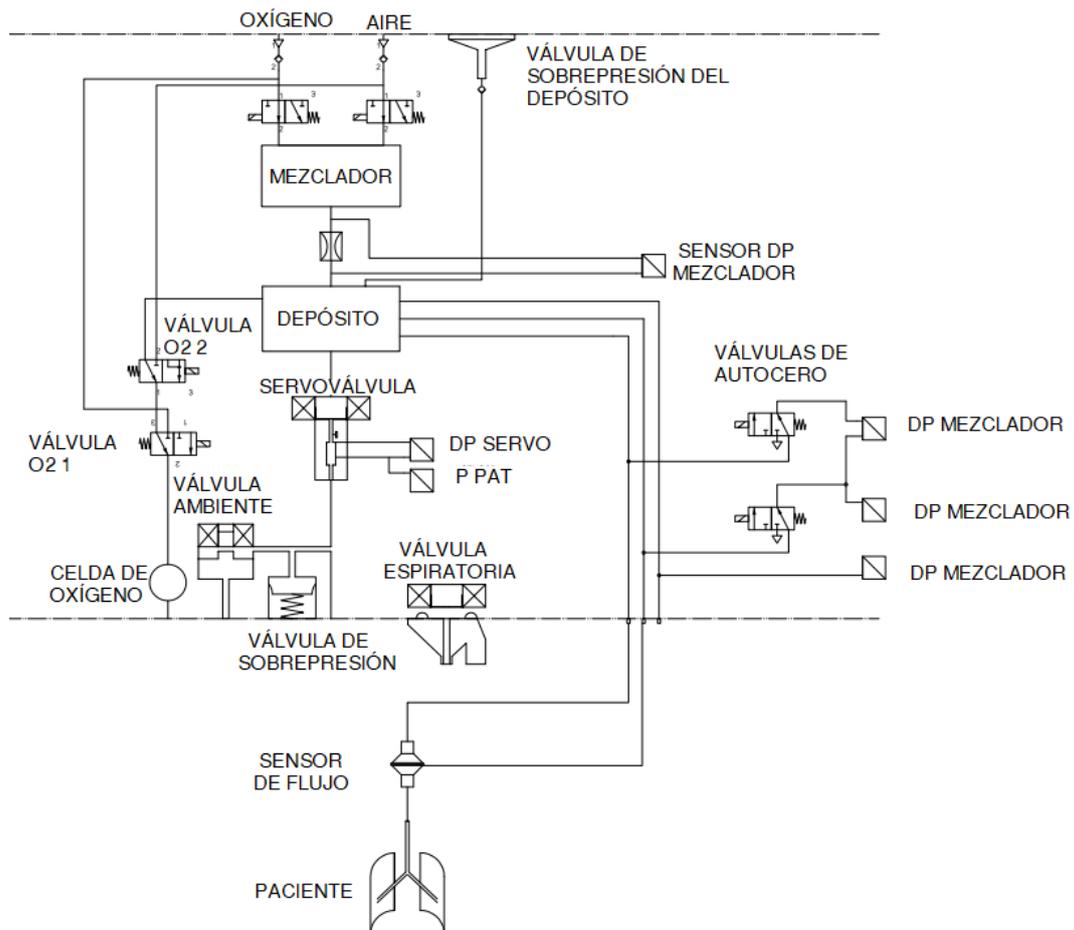
1. Bloque de mezclado
2. Válvula de mezclado oxígeno
3. Válvula de mezclado aire
4. Tanque de almacenamiento
5. Válvula inspiratoria (Servo válvula)
6. Válvula espiratoria
7. Válvula solenoide de celda de oxígeno 1
8. Válvula solenoide de celda de oxígeno 2
9. Válvula de autocero 1
10. Válvula de autocero 2

11. Válvula de ambiente
12. Válvula de sobrepresión

En la Figura 31 se puede apreciar las relaciones entre el sistema neumático y de sensado.

Figura 31

Esquema neumático y de interconexión entre actuadores y sensores



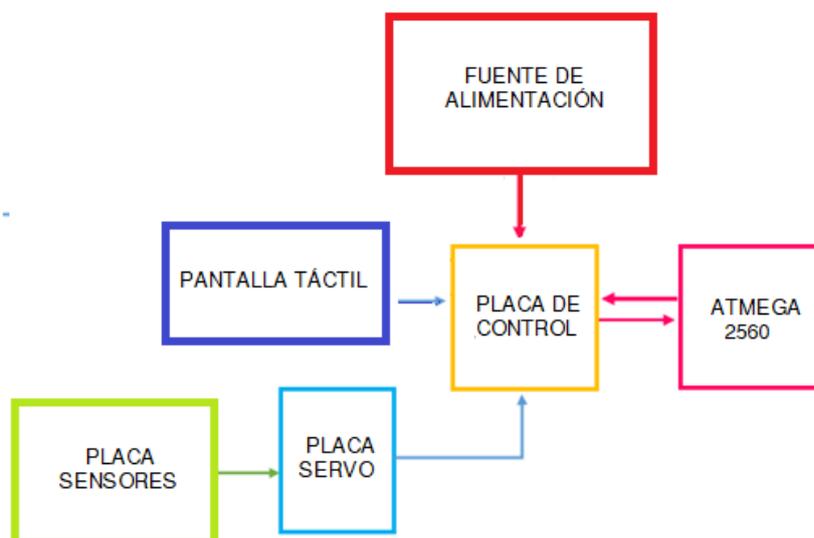
Diseño conceptual del sistema eléctrico y electrónico

Se realiza el diseño de la *Placa de Control*, la cual se encuentra conectada con el microcontrolador ATMEGA 2560 y es el encargado del envío de señales para el control de los actuadores y para la lectura de los sensores. En la *Placa de Control* se incluye los circuitos de acondicionamiento de señales provenientes de los sensores, y los circuitos de control y

potencia de los actuadores. La *Placa de Control* es la encargada de intercomunicar a la *Placa Servo* para el envío y recepción de las señales para su operación. La *Placa Sensores* envía a la *Placa Servo* las señales provenientes de los sensores: *DP Flujo*, *DP Mezclador*, *P Aux* Y *P Paw*. Con respecto a la *Placa Servo*, contiene a los sensores que envían las señales: *DP Servo* y *P Pat*. La Placa de control incluye un relé, el cual, al activarse por orden del microcontrolador, permitirá energizar la *Placa Servo* y la *Placa Sensores* con las fuentes +12V, +15V y -15V, de esta forma se separa la parte de control de la de potencia. Finalmente, se incluye la pantalla táctil Nextion, para mostrar por pantalla el monitoreo de las señales adquiridas a lo largo del circuito neumático. La Figura 32 representa el esquema de las placas electrónicas a desarrollar.

Figura 32

Esquema de placas electrónicas



Diseño conceptual del sistema de sensado

El equipo Hamilton Galileo posee sensores de presión relativa, dos sensores de presión diferencial, un sensor de flujo y un sensor de oxígeno. Todos los sensores monitorean las diferentes presiones a lo largo del sistema mecánico del ventilador, así como también el flujo

de la mezcla enviada al paciente durante la inspiración. (Hamilton Medical AG, 2005) En la Tabla 19 se puede apreciar los sensores existentes en el equipo, con sus respectivas especificaciones técnicas y las señales que envían con una breve descripción.

Tabla 19
Sensores del ventilador mecánico Hamilton Galileo

	NOMBRE	SEÑAL	DESCRIPCIÓN	SENSOR	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS
1	DP FLUJO	UDP FLUJO PACIENTE	Sensor de flujo de presión diferencial en el circuito del paciente	163PC0103 6	Presión diferencial: -12.5 mbar a +12.5 mbar
2	DP MEZCLADOR	UDP MEZCLADOR	Mide la presión diferencial que atraviesa el tanque mezclador	26PCBFA1D	Presión diferencial: 68.94 a 17 236 mbar 1 a 250 psi
3	DP SERVO	UDP SERVO	Mide la presión diferencial que atraviesa la válvula inspiratoria	26PCBFA1D	Presión diferencial: 68.94 a 17 236 mbar 1 a 250 psi
4	P PAW	P VÍAS AÉREAS	Mide la presión en el sensor de flujo	26PCAFK2G	Presión relativa: 68.94 mbar / 1 psi
5	P AUX	P AUXILIAR	Mide la presión de una fuente externa.	26PCAFK2G	Presión relativa: 68.94 mbar / 1 psi
6	P PAT	P PAT	Mide la presión a la salida de la válvula inspiratoria	26PCAFK2G	Presión relativa: 68.94 mbar / psi

Para cada uno de los sensores, se considera los valores de voltaje de salida y se diseña un circuito de acondicionamiento de señales, con un rango de voltaje de 0 a 5V debido a las características de los canales de entrada analógica del microcontrolador. (Valdes & Pallás, 2007)

Diseño conceptual del sistema de control

-Sistema de control para la unidad de mezclado

Para garantizar un adecuado control de la concentración de oxígeno en la mezcla, se parte de la ley de un gas ideal, que señala que el producto de la presión del gas y el volumen es proporcional al producto del número de moles y la temperatura del gas. (Forare et al., 1995a)

$$PV = NRT \quad (17)$$

Donde

$P =$ Presión absoluta del gas

$V =$ Volumen del contenedor de gas

$N =$ Número de moles del gas

$R =$ Constante universal de los gases

$T =$ Temperatura absoluta del gas

Por lo tanto, el número de moles en un contenedor de volumen fijo puede ser determinado de forma indirecta a través del medir el volumen del contenedor, la presión y la temperatura del gas. De igual forma, si el gas es añadido o removido del contenedor, la presión cambiará en cantidades proporcionales. (Forare et al., 1995a)

$$\Delta P = \frac{\Delta NRT}{V} \quad (18)$$

Además, cuando dos gases ideales ocupan el mismo espacio siguen la ley de Dalton de presiones parciales.

$$P = \frac{(N1 + N2)RT}{V} \quad (19)$$

El algoritmo del control de mezclado está basado en las ecuaciones anteriores, donde el número de moléculas del gas introducidas en el contenedor es proporcional al cambio de presión medido. (Forare et al., 1995a)

$$\Delta N = \frac{\Delta PV}{TR} \quad (20)$$

Por lo que, para una adecuada calibración del contenedor, la medida de los cambios de la presión es directamente proporcionales a los moles del contenedor de volumen fijo. (Forare et al., 1995a) Se puede determinar el número de moles de cada gas con las siguientes ecuaciones:

$$NA = mix * \frac{PV}{TR} \quad (21)$$

$$NO = (1 - mix) * \frac{PV}{TR} \quad (22)$$

Para llenar el contenedor con una mezcla en las proporciones adecuadas, al inicio se requiere agregar el número de moles de cada gas de forma estimada utilizando la ecuación 4 y 5. El número deseado de moles de cada gas puede ser calculado a través de las ecuaciones y presiones diferenciales de cada gas. (Forare et al., 1995a)

Esta aproximación permite una gran ventaja sobre otros sistemas de mezclado, ya que las válvulas solenoides pueden actuar de forma independiente, por ejemplo, si se incrementa la concentración de oxígeno la válvula solenoide de oxígeno puede utilizarse varios ciclos hasta que la mezcla deseada sea alcanzada. Además, cuenta con una gran precisión de la mezcla ya que tiene un transductor de presión y un detector de volumen que proveen una alta precisión. (Forare et al., 1995a)

- *Secuencia durante una operación normal*

Al inicio, en el momento en que se enciende el equipo, la presión del contenedor es igual a la presión atmosférica. Después de completar los procedimientos de encendido, se comienza la ejecución de los algoritmos de ventilación. Se comienza midiendo la presión del contenedor y la concentración de oxígeno, datos que son almacenados en la memoria del equipo. (Forare et al., 1995b)

Se aplica la ecuación 21 y 22 para determinar el número de moléculas de cada gas de forma estimada. Luego, se ingresa por teclado el porcentaje de oxígeno de mezcla y el volumen, considerando que el contenedor debe de llenarse. De esta forma se determinará el número de moléculas de aire y de oxígeno (NAD, NOD). El número estimado se resta del número deseado para obtener el número de moléculas de cada tipo a inyectar. Finalmente, se aplica la ecuación (19) para convertir estos valores en valores de cambio de presión equivalentes (APA, APO). Después de establecer un valor de carga de presión para cada gas, se calculan los niveles de presión objetivo. (Forare et al., 1995a)

La válvula solenoide de aire se abre para cargar la botella y luego se cierra cuando la presión alcanza su primer objetivo de presión calculado. Después de una breve pausa, se mide y registra la presión del contenedor. De forma inmediata, se abre la válvula solenoide de oxígeno, y se cierra una vez alcanzada la presión objetivo calculada. (Forare et al., 1995a)

Se determina una breve pausa, para que la presión del contenedor de la mezcla se establezca, para poder medir y registrar el nuevo valor. Las ecuaciones 21 y 22 permiten establecer mayor precisión para la mezcla. (Forare et al., 1995a)

Una vez que se tenga establecida la mezcla, se procede con el suministro de la misma hacia el paciente, durante la inspiración a través de la servoválvula hasta que se suministre el volumen deseado. La estimación nueva de la mezcla se reemplaza a la anterior. Por lo que una vez suministrado el volumen objetivo, el algoritmo de mezcla vuelve a iniciarse. (Forare et al., 1995a)

Para el siguiente ciclo, la presión del contenedor se estima en función de la presión actual, y el volumen será suministrado al paciente en el siguiente ciclo. Al momento en que se suministra el volumen especificado al paciente, se produce un cambio de presión previsto, el cual se restará de la presión actual, el resultado de esta operación se comparará con la presión umbral. En el caso de que este valor sea menor, se realizará un nuevo ciclo de mezcla, de lo contrario, se omitirá la mezcla. Este procedimiento permite que la presión del contenedor se mantenga por encima de la presión umbral. (Forare et al., 1995a)

- Sistema de control de servoválvula

El control de volumen es el método seleccionado para la ventilación mecánica. (Garnero, Abbona, Gordo-Vidal, et al., 2013) El control comienza a partir de la selección de parámetros por parte del operador, donde se determina volumen tidal, corriente y flujo máximo requerido, de esta forma se puede definir la respiración que será enviada hacia el paciente. (Forare et al., 1995a) (HAMILTON MEDICAL AG, 2015)

Durante la fase inspiratoria, las válvulas solenoides del bloque de mezclado, tanto la de aire como la de oxígeno permanecen cerradas. El sensor de presión localizado en el tanque de almacenamiento de la mezcla monitorea continuamente los niveles de presión de la mezcla. (Forare et al., 1995b) (Forare et al., 1995a) (Tehrani, 2013).

Cuando la inspiración comienza, la presión inicial en el tanque de almacenamiento se mide a través del sensor de presión, cuyo dato es almacenado es leído y almacenado en la memoria del programa. De forma paulatina, la válvula inspiratoria comienza su apertura, en donde el flujo es controlado, y sigue una señal de pendiente previamente calculada, en donde se suministra al paciente una mezcla de gases de acuerdo a los parámetros seleccionados por el operador. (Forare et al., 1995a)

Para determinar el flujo de la mezcla que se envía al paciente, se utiliza un sensor diferencial de presión, que conjuntamente con el sensor de posición que determina el grado de apertura de la servoválvula, permite el control de flujo suministrado. La señal dp/dt es utilizada por el sistema de control para mantener el caudal establecido. También se cuenta con un transductor de presión absoluta en el conducto de salida de la servoválvula, el cual proporciona mediciones de la presión atmosférica y detecta si existiera alguna obstrucción en el circuito respiratorio. (Forare et al., 1995a) (Hamilton Medical AG, 2005)

El control de volumen se logra a través de las mediciones directas de las presiones inicial y final en el tanque contenedor de la mezcla, durante la fase inspiratoria de la ventilación. A partir de estas presiones, se determina de forma indirecta el cambio de presión en el tanque y por ley de los gases ideales, se calcula el volumen. (Weiszl, 2012) (Forare et al., 1995a) (Forare et al., 1995b)

Diseño de la interfaz gráfica

Un sistema HMI (human machine interface) es una interfaz de usuario que permite la comunicación entre una persona y una máquina, sistema o dispositivo. Ayuda a comprender la conexión entre el usuario y los equipos existentes en un proceso automatizado. (Patricio Rodríguez V., 2018)

El diseño de la interfaz gráfica para el respirador mecánico muestra en la pantalla principal las curvas de flujo, presión y volumen, como también, los parámetros de porcentaje de oxígeno. Los datos de entrada son: la frecuencia respiratoria, la concentración de oxígeno, valore PEEP/CPAP y el volumen que se ingresará a través de los potenciómetros mostrados en pantalla. Otra pantalla permite ver cómo es el comportamiento de cada uno de los actuadores y sensores para poder verificar si en este caso se tiene algún problema o para poder configurar los de forma manual. La interfaz desarrollada se puede observar en la Figura 33.

Figura 33

Interfaz gráfica desarrollada para el monitoreo de flujo, presión y volumen del ciclo respiratorio del paciente



Nota. La interfaz gráfica HMI muestra los controles de entrada y las curvas de monitoreo. .

Diseño conceptual para validación

El método de validar los datos es a través de la utilización de un pulmón de prueba de un litro de capacidad, de esta forma, se logrará determinar si los parámetros enviados tanto de flujo, volumen, y presión son los correctos y adecuados para el paciente. A través de la utilización de un pulmón de prueba (*Westmed Acute Care e Catalog Updated 07 202>*, n.d.) se logra simular el comportamiento del pulmón de una persona, y se tiene valores de presión diferencial que simula la inspiración y espiración. De igual forma, para la medición de presiones diferenciales se utiliza un manómetro de columnas de agua, (Aranda et al., 2001) el cual está conectado en el circuito del paciente y registra los valores de presión diferencial durante la inspiración y espiración medidos en cm de H₂O. Los registros medidos en columnas de agua se los compara con los registros medidos con el sensor DP FLUJO PACIENTE para su validación. (Hamilton Medical AG, 2005) La Figura 34 muestra un esquema de la validación de datos de presión, flujo y volumen.

Figura 34

Manómetro columnas de agua



Capítulo V: Implementación

Para la implementación del sistema completo se procede a dividir en cuatro subsistemas: Subsistema neumático, subsistema eléctrico y electrónico, subsistema interfaz gráfica y subsistema programación.

En el capítulo se desarrollará un análisis neumático de los componentes principales del ventilador mecánico Hamilton Galileo, que es el punto de partida para el desarrollo de los siguientes subsistemas.

Una vez, que las especificaciones técnicas de cada válvula han sido determinadas, se procede a diseñar los circuitos de control y potencia para cada actuador.

De igual forma, a partir del análisis neumático, se establecen los rangos valores a obtener de los diferentes sensores del sistema, para poder definir el acondicionamiento de la señal para que pueda ser procesada por el microcontrolador.

Con los subsistemas listos, se continúa con la implementación de la programación de forma paralela con el desarrollo de la interfaz gráfica a través de una pantalla táctil.

Subsistema Neumático

Se procede al montaje de todos los componentes neumáticos en la disposición original, y se establecen las conexiones neumáticas, así como también se definen las mangueras y presiones específicas de trabajo. En la Tabla 20 se observa las especificaciones neumáticas del sistema y en la Figura 35 se tiene el montaje final del sistema neumático.

Tabla 20*Especificaciones neumáticas*

ESPECIFICACIONES NEUMÁTICAS		
Suministro de entrada de aire y oxígeno	Presión	400 kPa / 4 bar
	Flujo máximo	120 l/min STPD
	Flujo mínimo	40 l/min STPD
	Fluidos secos y limpios	
Sistema de mezcla de gases	Concentración de O ₂ de al menos 95%	
	Flujo suministrado	120 l/min
	Presión suministrada	0 a 120 cmH ₂ O
	Presión de funcionamiento	200 a 600 kPa / 2 a 6 bar
Conectores	Rama inspiratoria	ISO macho cónico 22 mm/hembra cónico 15 mm
	Rama espiratoria	ISO macho cónico 15 mm/hembra cónico 2 mm
	Entrada de aire	macho DISS o NIST
	Entrada de oxígeno	macho DISS o NIST
	STPD	Condiciones estándar de temperatura y presión

Figura 35*Montaje del sistema neumático*

Nota. Se observa el montaje de las válvulas solenoides y las servoválvulas.

Subsistema eléctrico y electrónico

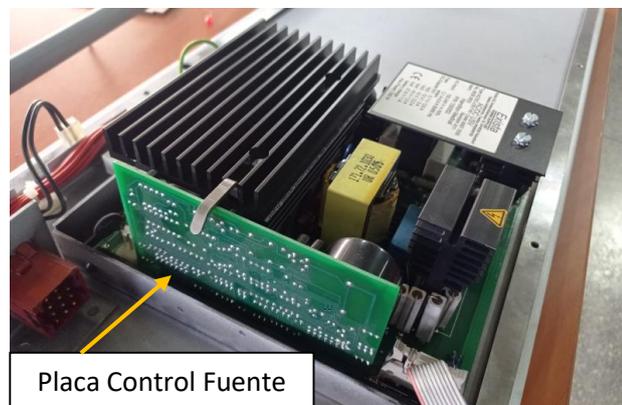
Para el sistema eléctrico y electrónico se procede a la reutilización de los componentes electrónicos principales, eliminando la placa de control original del equipo Hamilton Galileo y reemplazándola por una de elaboración propia. Las placas reutilizadas son: Fuente de alimentación, Placa Sensores y Placa Servo. La Placa Conectora, la Placa de Control 1 Y la Placa de Control 2 (Hamilton Medical AG, 2005) son reemplazadas por la Placa de Control.

- Sistema de alimentación

El sistema de alimentación lo conforma una fuente de 130W, la cual posee cuatro diferentes fuentes que alimentan a los diferentes sistemas del ventilador mecánico. (Hamilton Medical AG, 2005) Al momento de la reutilización de la fuente de alimentación se presentaron problemas de conexión, debido a la eliminación *de la Placa Conectora, Placa de Control 1, Placa de Control 2 y la Placa Monitor*. Para resolver el problema y mantener estables los valores de voltaje, se opta por eliminar la *Placa de Control Fuente* la cual es la encargada de la interconexión las demás placas originales del sistema y de generar las Alarmas de fallos del sistema por desconexión o por corte de energía, se la puede apreciar en la Figura 36 (Hamilton Medical AG, 2005)

Figura 36

Placa de Control Fuente



Para mantener estables los valores de voltaje de salida de la fuente se implementan Reguladores de Voltaje STEP-DOWN. (Abreu, 2005) Primero se realiza un análisis del circuito de la fuente para poder determinar su configuración. Se observa que la fuente tiene un transformador de alta frecuencia por el tamaño y el peso, como se puede observar Figura 37 en Se logran identificar transistores polarizados, reguladores de voltaje, diodos de potencia, inductores y condensadores de filtro. (Manual, 2002) Se establece que es una fuente conmutada Buck/Step-down, en donde el valor de la tensión de entrada es mayor al de salida, y que además este tipo de fuente es necesaria para la implementación en un equipo médico, por las ventajas sobre las fuentes lineales, ya que son capaces de minimizar pérdidas por su elemento regulador, y por lo tanto, su eficiencia es mayor. (Bottigelli, n.d.)

Figura 37

Transformador de alta frecuencia utilizado en fuentes conmutadas



Para las cuatro fuentes se implementan los módulos LM2596, que son capaces de entregar voltajes de salida de ajustables por potenciómetros, y capaz de alimentar cargas de hasta 3A con una excelente regulación de línea y de carga. (STEK, 2005) Para implementar los reguladores de voltaje se realizan pruebas en los actuadores para determinar la corriente de trabajo, obteniendo los siguientes datos como se puede apreciar en Tabla 21.

Tabla 21

Tabla de operación de actuadores

	Voltaje [V]	Amperaje [A]
Válvula inspiratoria	15	1,2
Válvula espiratoria	12	1,5
Válvula de oxígeno	12	0,4
Válvula de aire	12	0,4
Válvula oxígeno 1	12	0,4
Válvula oxígeno 2	12	0,4

Para determinar el tipo de regulador a utilizar, se buscan las especificaciones técnicas en el datasheet del elemento, que en este caso es el módulo LM2596, y se obtienen los siguientes datos como se puede apreciar en Tabla 22.

Tabla 22

Especificaciones técnicas módulo LM2596

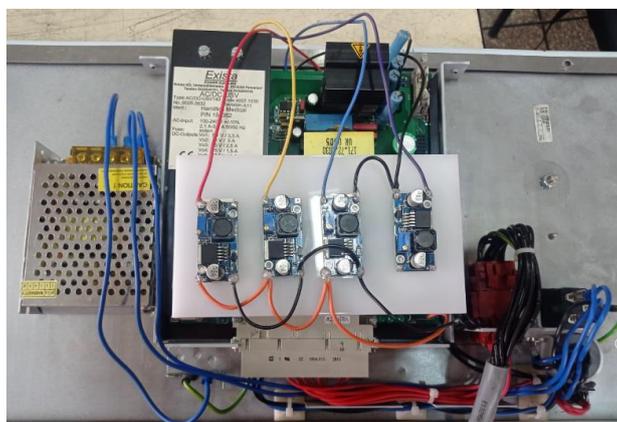
Características	Rango
Voltaje de entrada	40,0 [V]
Rango de voltaje salida	1,2 a 37,0 [V]
Corriente de salida con carga	3,0 [A]
Frecuencia interna oscilador	150,0 [kHz]

Nota. Fuente: (STEK, 2005)

Finalmente, se implementan los reguladores de voltaje para la fuente de +15V, -15V, +12V y +5V. Como se puede observar en Figura 38.

Figura 38

Fuente de alimentación modificada



- Circuitos de control de válvulas

Para los actuadores se desarrollan diferentes circuitos de potencia según su comportamiento. Se tiene a las válvulas solenoides del bloque de mezclado, a las válvulas solenoides de oxígeno, a la servoválvula inspiratoria y a la servoválvula espiratoria.

Válvulas solenoides del bloque de mezclado

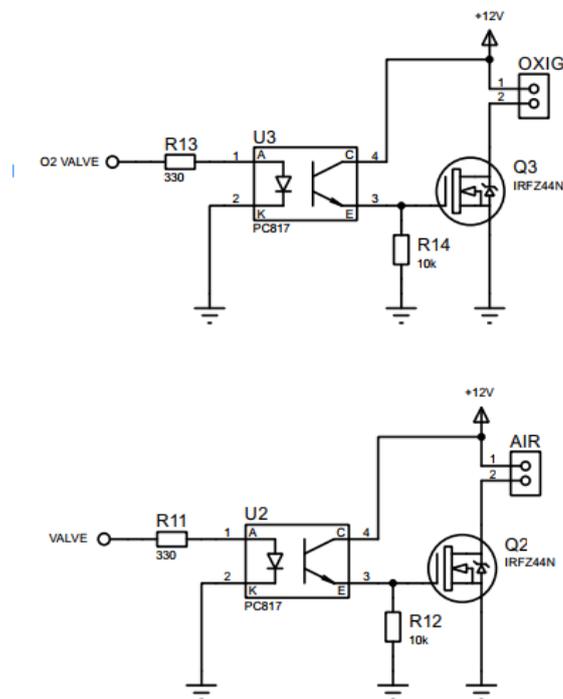
Para el desarrollo de control y de potencia de las válvulas solenoides del Bloque de mezclado, se parte de las especificaciones técnicas de los componentes de la Tabla 23.

donde se identifica que el voltaje de trabajo es de 12VDC con una potencia de 2W. Se diseña un circuito eléctrico que sea capaz de energizar la válvula solenoide a partir de una señal digital de control proveniente del microcontrolador. (*Refrigeración: Válvulas Solenoide >*, n.d.)

Ya que las válvulas solenoides se alimentan con 12VDC se opta por utilizar un transistor tipo MOSFET IRFZ44N, el cual trabaja con una corriente de drenaje 49 A, con Voltaje de drenaje fuente de 55V y potencia de 50W. El microcontrolador enviará una señal digital a un opto acoplador PC817 (Sharp, 1995), el cual al recibir la señal digital en alto creará una variación de tensión entre los terminales de colector y emisor. (Malvino & Bates, 2007) Este voltaje se enviará al Mosfet, que al sobrepasar el voltaje mínimo de disparo de compuerta de 2 V, permitirá el paso de corriente entre los terminales Fuente y Drenaje del transistor Mosfet (Interntional Rectifier, 2001). Las ventajas de utilizar un opto acoplador en lugar de un relevador es el aislamiento eléctrico, entre los circuitos de entrada y de salida. (Flores, 2009) En la Figura 39 se observa el circuito de control para la válvula de mezcla de oxígeno, y para la válvula de mezcla de aire.

Figura 39

Circuitos de control para energización de válvula solenoides de bloque de mezclado

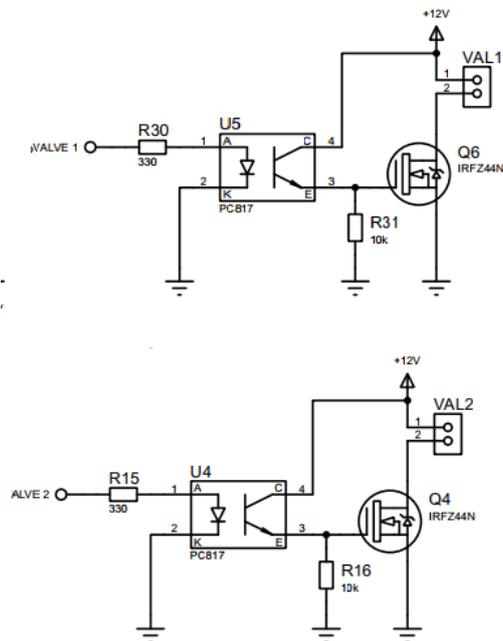


Válvulas solenoides de la celda de oxígeno

Con los datos de Tabla 3 se sabe que la válvula solenoide trabaja con 12VDC y una potencia de 5W. A partir de estas especificaciones técnicas se procede al diseño del circuito de control de ambas válvulas. Se selecciona un opto acoplador PC817 y un transistor tipos Mosfet IRFZ44N como componentes principales para la energización de las válvulas con el envío de una señal digital proveniente del microcontrolador. Este circuito es óptimo ya que reduce el consumo de corriente, aísla el circuito de entrada del de salida a través del uso del opto acoplador, mientras que el Mosfet, evita ruidos posibles ruidos ocasionados en la conmutación, a diferencia de los relevadores y, sobre todo, el precio de los componentes es más económico. (Malvino & Bates, 2007) Los circuitos implementados se pueden observar en Figura 40.

Figura 40

Circuitos de control para válvulas de celda de oxígeno



Válvula inspiratoria

Para el control de la válvula inspiratoria se tiene dos puntos principales de monitoreo de presión, cuyas señales se denominan UDP SERVO y P PAT. La señal UDP SERVO mide la diferencia de presión a través del orificio triangular de la válvula inspiratoria. Esta señal, junto con la restricción de flujo causada por el tamaño del orificio triangular (señal enviada por el sensor de posición) es utilizada para calcular el flujo de gas que pasa a través de la servoválvula.

Por otra parte, la señal P PAT es la medición de la presión en la salida de la válvula inspiratoria. (Hamilton Medical AG, 2005) Por lo tanto, la válvula inspiratoria puede suministrar la mezcla de gases en el volumen (usando el sensor de presión diferencial servo dP) o en la presión (usando el sensor de presión Ppat) requerido por el modo de respiración y la configuración del usuario.

Análisis del circuito analógico de Placa Servo

Para determinar el sistema de control para aplicar a la servoválvula se procede a realizar un estudio exhaustivo de cada uno de los circuitos de la *Placa Servo*. De esta forma se logra comprender el comportamiento de cada señal y su forma de actuar en el sistema.

Partiendo de ese punto se busca el diseño de un óptimo algoritmo que permita el control de la servoválvula, dependiendo de los requerimientos de presión, control y volumen durante las diferentes fases del ciclo respiratorio. En la Tabla 23 se observa un cuadro resumen de todas las señales que intervienen para el correcto funcionamiento de la servoválvula.

Tabla 23

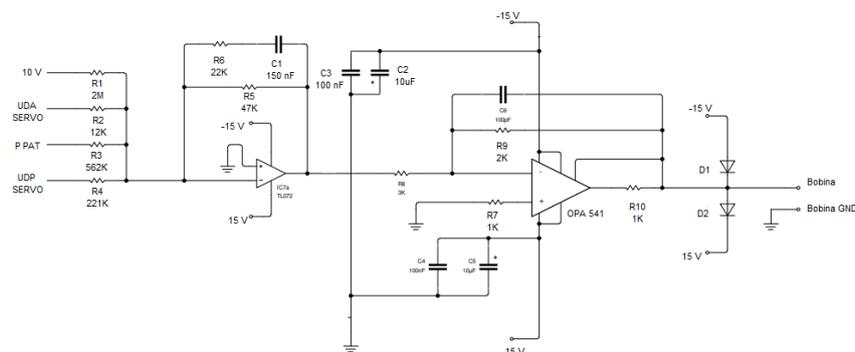
Tabla de señales analógicas y digitales de la Placa Servo que intervienen en el control y monitoreo de presione de la válvula inspiratoria

	SEÑAL	TIPO	DESCRIPCIÓN
1	SERVO OFF/ON	digital	Señal que activa la servo válvula, y permite el paso de la señal analógica UDA SERVO par el control de apertura de la servoválvula.
2	FEEDBACK CONTROL	digital	Permite que el paso de la señal de retroalimentación para el control de la servoválvula.
3	SERVO FLOW P	digital	Señal que determina el control de la servoválvula, ya sea control de flujo o control de presión, lo que se requiere dependiendo de fase inspiratoria.
4	INSP/EXP	digital	Señal que determina modo de control de la servoválvula dependiendo de la inspiración o espiración.
5	UDA SERVO	analógica	Señal que se envía desde el microcontrolador y permite el control del grado de apertura de la servoválvula.
6	P PAT	analógica	Señal enviada desde el sensor de presión relativa, que monitorea la presión a la salida de la servoválvula. Esta señal es utilizada para el lazo de control de la servoválvula.
7	UDP SERVO	analógica	Señal enviada desde el sensor de presión diferencial, que monitorea el cambio de presión entre la entrada y salida de la servoválvula. Esta señal es utilizada para el lazo de control de la servoválvula.
8	U ROOT FLOW	analógica	Señal de flujo de la mezcla de gases que es enviado a través de la servoválvula hacia el circuito del paciente.
9	ERROR SERVO	analógica	Señal de error que relaciona la señal UDA SERVO y DP SERVO
10	ERROR FAN	analógica	Es la señal del lazo de control de temperatura de la placa SERVO

El circuito principal donde se realiza el lazo de control del grado de apertura de la servoválvula se puede observar el uso de electrónica analógica. El componente principal es el amplificador operacional OPA 541, que es capaz del envío de corriente continua hasta 10 A comúnmente utilizado en el control de servo amplificadores. (Burr-Brown & Plastic, 2016) (Pertence, 2009)

Figura 41

Circuito de amplificación para control de posición de Válvula inspiratoria



En la Figura 41 se puede observar un amplificador operacional en configuración de sumador, donde las señales que intervienen son 4. (Pertence, 2009) La primera viene de un voltaje fijo de 10 V, la segunda es la señal UDA SERVO, la tercera es la señal P PAT y la cuarta es la señal UDP SERVO. Posteriormente la señal es enviada hacia el amplificador OPA 541 que envía finalmente la señal a la bobina de posicionamiento.

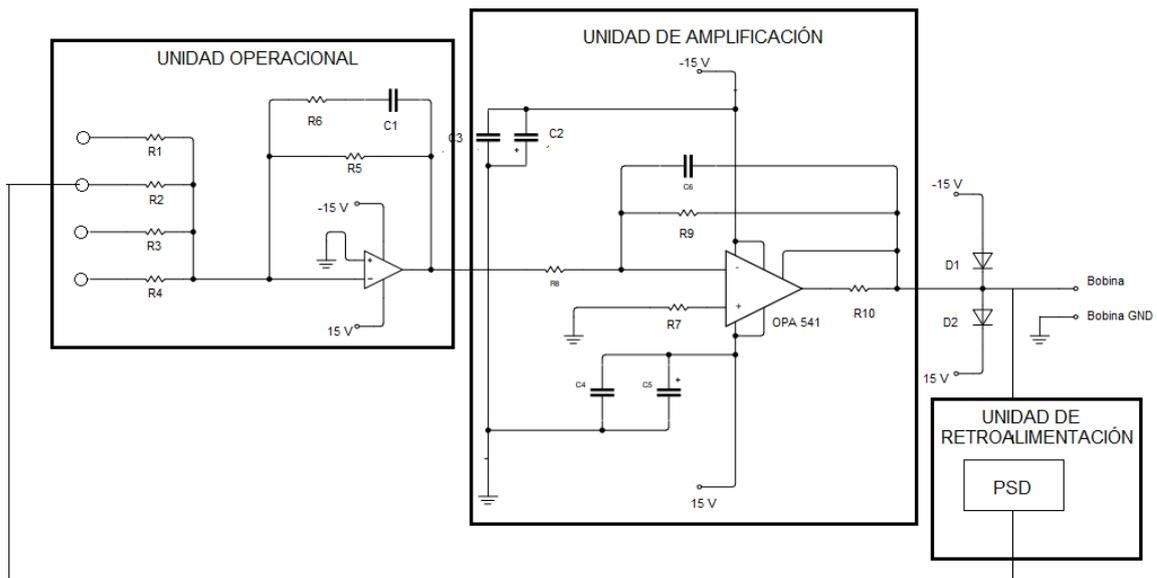
Como medida de protección los terminales de la fuente de alimentación deben puentearse con condensadores de baja impedancia en serie. El circuito posee dos capacitores, uno de cerámica y otro de tantalio en paralelo. Y finalmente, como la bobina de la servoválvula es capaz de generar un campo electromagnético, y por lo tanto devolver una corriente de carga al amplificador, haciendo que el voltaje de salida exceda la tensión de alimentación y ocasione daños en el circuito, como medida de protección el circuito posee diodos de abrazadera desde el terminal de salida hasta las fuentes de alimentación. (Burr-Brown & Plastic, 2016)

Se realiza el análisis del circuito de control de la servoválvula, en donde se identifica su estructura y se determina que es un control de posición, donde interviene el dispositivo de detección de posición para enviar la señal de retroalimentación. (Dialog Semiconductor, 2018)

El circuito analizado se puede observar en la Figura 42.

Figura 42

Estructura del circuito de control de posición de la servoválvula



Se realiza un análisis de ganancias, para determinar la lógica del funcionamiento del amplificador.

$$-V_{out} = V_1 \left(\frac{R_f}{R_1} \right) + V_2 \left(\frac{R_f}{R_2} \right) + V_3 \left(\frac{R_f}{R_3} \right) + \dots + V_n \left(\frac{R_f}{R_n} \right) \quad (23)$$

$$-V_{out} = 10V \left(\frac{R_5}{R_1} \right) + UDA \text{ SERVO} \left(\frac{R_5}{R_2} \right) + P \text{ PAT} \left(\frac{R_5}{R_3} \right) + UDP \text{ SERVO} \left(\frac{R_5}{R_4} \right)$$

$$-V_{out} = 10V \frac{47,5 \text{ K}}{2,7 \text{ M}} + UDA \text{ SERVO} \frac{47,5 \text{ K}}{12,1 \text{ K}} + P \text{ PAT} \frac{47,5 \text{ K}}{562 \text{ K}} + UDP \text{ SERVO} \frac{47,5 \text{ K}}{221 \text{ K}}$$

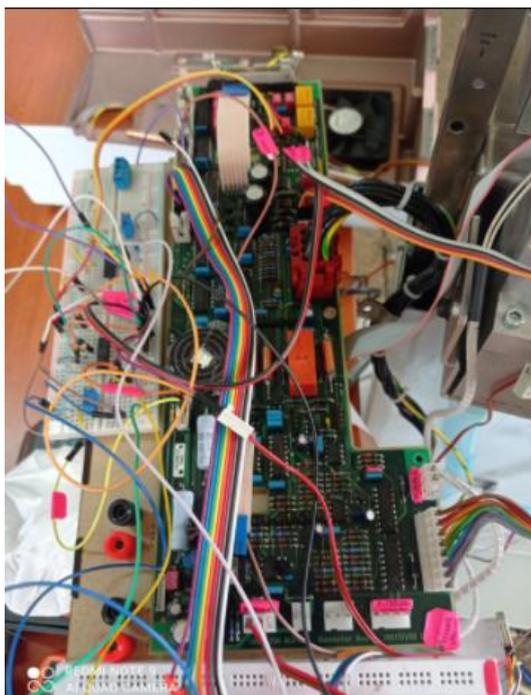
$$-V_{out} = 0,17 \text{ V} + 3,92 \text{ UDA SERVO} + 0,08 \text{ P PAT} + 0,21 \text{ UDP SERVO}$$

Como se puede observar a través del análisis de ganancias, tanto las señales P PAT como la señal UDP SERVO, son las encargadas de enviar la señal de control a la servoválvula. Esta señal posee un filtro capaz de eliminar el ruido de alta frecuencia, que logra enviar una señal óptima hacia el amplificador OPA 541. (Pertence, 2009) (Malvino & Bates, 2007)

La combinación de señales digitales determina el comportamiento de la servoválvula, en donde se tiene control por presión y control por flujo. Estas combinaciones permiten que el funcionamiento de la válvula inspiratoria se adapte a las fases del ciclo respiratorio (inspiración y espiración), ya que en determinado momento se buscará mantener estable los valores de presión o flujo a pesar de las posibles perturbaciones del medio. Para realizar el análisis, se utiliza un pulmón de prueba de 1L, (Westmed, 2007) con el cual se pueda evidenciar las diferentes combinaciones de señales y los dos tipos de control. En la Figura 43 se aprecia las reconexiones que se realizaron únicamente a la servoválvula para poder identificar su funcionamiento e implementar su control.

Figura 43

Reconexión y análisis de señales



Durante este procedimiento el bloque de mezclado no realiza su algoritmo de mezcla, por lo que se tiene un flujo constante. De igual forma, la válvula espiratoria no actúa en el sistema, para poder comprender de mejor forma el comportamiento de la válvula inspiratoria. En la Figura 44 se puede observar a la válvula inspiratoria conectada para la realización de pruebas y determinar su comportamiento. La Tabla 24 resume el comportamiento de la válvula inspiratoria sobre el pulmón de prueba, mientras que en la Figura 44 se observa el control de apertura con variación de voltaje, y en la Figura 45 se aprecia las pruebas con la servoválvula en operación sobre el pulmón de prueba.

Figura 44

Realización de pruebas para control de apertura de válvula inspiratoria



Figura 45

Pruebas de control de servoválvula aplicadas al pulmón de prueba



Tabla 24

Comportamiento de la válvula inspiratoria sobre un pulmón de prueba

SERVO OFF/ON	SERVO FLOW/P	EXP/INSP	VARIABLE DE CONTROL	SEÑAL DE RETROALIMENTACIÓN	COMPORTAMIENTO PULMÓN DE PRUEBA 1 I
1	1	1	PRESIÓN	P PAT	Se anula el control de presión.
1	1	0	PRESIÓN	P PAT	Mantiene el volumen constante a pesar de las perturbaciones sobre el pulmón de prueba.
1	0	1	FLUJO	POSICIÓN	La presión no interviene en el controlador. UDA SERVO es la señal que determina el grado de apertura de la servoválvula
1	0	0	FLUJO	POSICIÓN	La presión no interviene en el controlador. UDA SERVO es la señal que determina el grado de apertura de la servoválvula

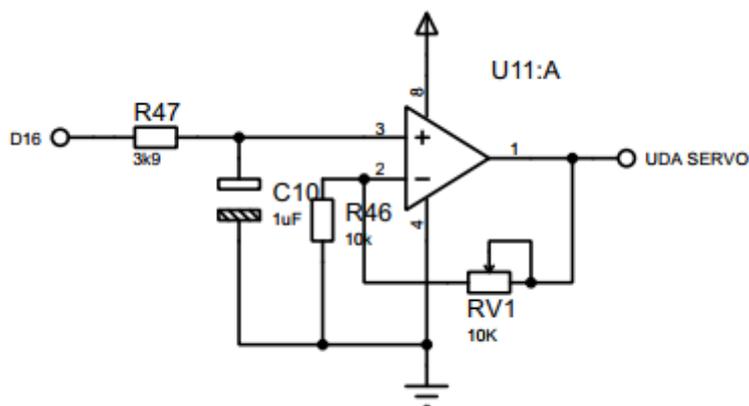
Con los respectivos análisis se determina un circuito de control que sea capaz de enviar una señal analógica desde el microcontrolador para poder controlar el grado de abertura del orificio de la servoválvula. Se considera los datos obtenidos durante las pruebas, y las especificaciones técnicas de la Tabla 5 para determinar los valores de voltaje y corriente a trabajar.

El primer circuito es el encargado de alimentar a la válvula inspiratoria con voltaje entre 0 y 15 V. El microcontrolador enviaría una señal de PWM, ya que el microcontrolador es el ATMEGA2560, se tienen una resolución de 8 bits, es decir 256 niveles, por lo que en la programación se tendrá un Duty Cycle de 0 a 255. (RobotDyn, 2017) (Llamas, 2015) El circuito tiene un filtro de 1 μ f y 10 k Ω , el cual convierte la señal PWM a voltaje CC en un rango de 0 a 5[V] . Esta señal ingresa a un circuito con un amplificador operacional de fuente única, el cual está montado en configuración no inversora, y que amplificará el voltaje en un rango de 0 a 15[V]. Se incluye un potenciómetro de 10k Ω el cual permitirá aumentar o disminuir el rango de

trabajo. (Aka, 2016) (Pertence, 2009) (Malvino & Bates, 2007) En Figura 46 se puede apreciar el circuito diseñado en la Figura 46.

Figura 46

Circuito de control de señal analógica



Para la activación de la servoválvula se requieren señales digitales enviadas por el microcontrolador, que en este caso son los pines de la *Placa Servo*, ya que las señales requeridas comprenden entre 0 y 5 [V], se diseñarán circuitos con opto acopladores por el asilamiento eléctrico y protección al microcontrolador (Malvino & Bates, 2007) y resistencias en configuración pull down, el cual será capaz de mantener la caída de tensión en 0V, cuando el circuito se encuentra en reposo, de esta forma se logra eliminar la condición de entrada flotante que puede ocasionar ruidos. (Diaz, 2007) (Malvino & Bates, 2007). Se pueden apreciar los circuitos en la Figura 47 y en la Figura 48. Respecto a las señales de entrada provenientes del sensor de POS de posición, se realiza circuito divisor de tensión (Malvino & Bates, 2007), como se aprecia en Figura 49, ya que el rango de trabajo es de 0 a 5[V], y el microcontrolador ATMEGA2560 es capaz de leer esta señal de volta y convertirlo de 0 a 1023 niveles. (Thompson & Aguayo, 2009) (RobotDyn, 2017)

Figura 47

Circuito de envío de señal digital para señal INSP/EXP

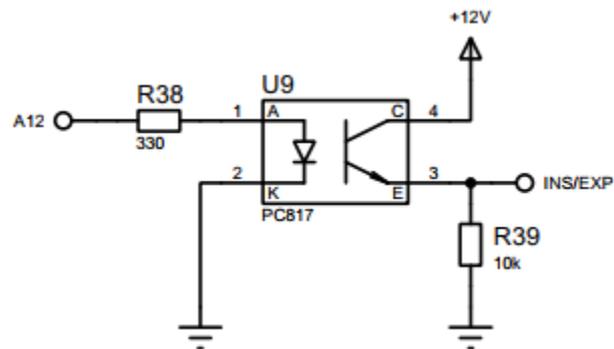


Figura 48

Circuito de envío de señal digital para señal SERVO OFF/ON

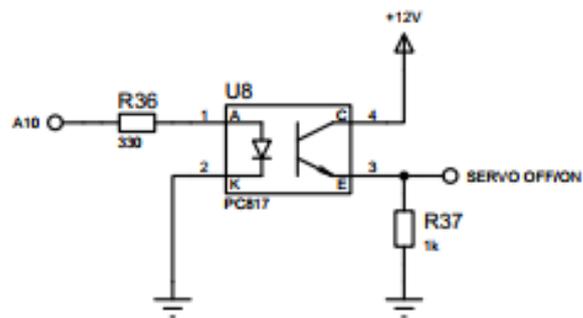
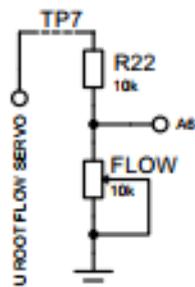


Figura 49

Circuito de acondicionamiento de señal para posición de servoválvula



Válvula espiratoria

La válvula espiratoria es una válvula que tiene una bobina de posicionamiento, la cual es controlada por voltaje de 0 a 15 [V], y logra la variación de posición del émbolo. Se utiliza un Convertidor Step-Down, (Monolithic Power, 2010) ya que con este circuito se puede hacer una variación de voltaje de alimentación para la válvula espiratoria. El voltaje de salida se lo puede configurar a través de un divisor de voltaje conectado desde la salida de retroalimentación V_{FB} . De esta forma el divisor de voltaje divide el voltaje de salida para el voltaje de retroalimentación. Se utilizan las siguientes ecuaciones:

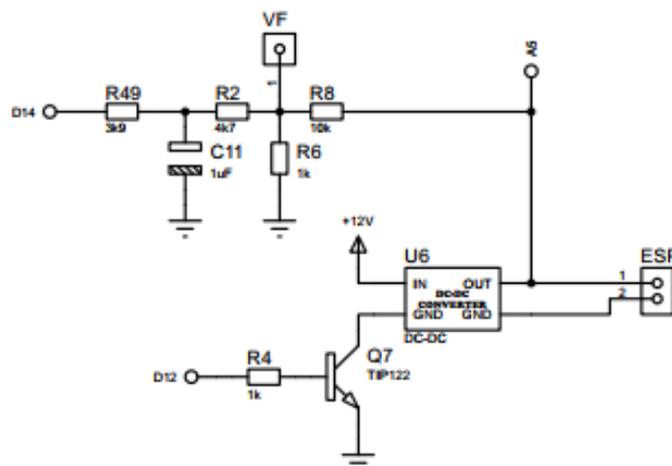
$$V_{FB} = \frac{V_{OUT} R2}{R1 + R2} \quad (24)$$

$$V_{OUT} = 0.925 \frac{R1 + R2}{R2} \quad (25)$$

La Figura 50 muestra el circuito de control implementado.

Figura 50

Circuito de control para la válvula espiratoria



Análisis para el sistema de sensores

El equipo Hamilton Galileo posee una placa que monitorea las presiones y flujo a lo largo del circuito neumático del equipo. Se realiza las pruebas y los sensores funcionan correctamente y se encuentran con señales acondicionadas debidamente para su uso. En función de Tabla 19 se realizan circuitos de acondicionamientos de señal en función de la capacidad de lectura del microcontrolador seleccionado.

UDP FLUJO PACIENTE

La señal UDP FLUJO PACIENTE es la señal que mide el flujo del circuito del paciente a través de la medición directa de presión diferencial. El sensor encargado de recibir y enviar la señal hacia el microcontrolador es el circuito de sensor DP SENSOR DE FLUJO, el cual se encuentra localizado en la placa de sensores del equipo. El sensor es el 163PC01036 de la marca Honeywell, y registra valores que van desde -12.5 milibares a +12.5 milibares. La Figura 51 muestra el sensor de presión diferencial. (Sensor Technics, 2006)

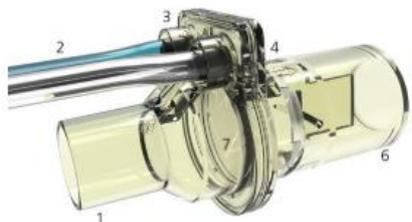
Figura 51

Sensor de presión diferencial 163PC01036 de la marca Honeywell



Nota. Tomado de (RS, 2008).

El sensor de flujo posee un orificio variable que trabaja con una membrana con forma de diamante dentro de una carcasa exterior con puntos de presión. La abertura del orificio cambia en función de la magnitud flujo que atraviesa por ella. En la Figura 52 se puede apreciar el sensor de flujo, sus especificaciones técnicas se encuentran en la Tabla 25 y Tabla 26. (Hamilton Medical, 2013)

Figura 52*Sensor de flujo*

Nota. Tomado de: (Hamilton Medical, 2013)

Tabla 25*Parámetros técnicos sensor de flujo*

		Diametro (ID,OD [mm])/Descripción	Material
1	Conector	OD15, lado del ventilador	MABS or PSU
2	Tubería	-	PVC
3	Conectores para tubos	Medida de presión diferencial	MABS or PSU
4	Índice de dirección	-	-
5	Número de serie individual	-	-
6	Conector	OD22/ID15,lado del paciente	MABS or PSU
7	Aleta	-	PET

Nota. Tomado de (Hamilton Medical, 2013)

Tabla 26*Especificaciones técnicas sensor de flujo*

Especificaciones técnicas	
Rango de flujo	0 to 180 l/min (corto plazo 260 l/min)
Espacio muerto	<11 ml (funcional)
Resistencia	< 0.027 cmH ₂ O/(l/min) en todo el rango de flujo (-180 l/min to 180 l/min)
Peso	Aprox. 14 g sin tubos, 68 g con tubos de 188 cm, 89 g con tubos de 260 cm, 110 g con tubos de 330 cm
Material	Cumple con ISO 10993-1: 2009 (Biocompatibilidad) y Directiva 2011/65 / UE (RoHS). No fabricado con látex de caucho natural, DEHP y BPA.
Exactitud	Para parámetros relacionados con el volumen del sensor de flujo calibrado con ventiladores Hamilton Medical HAMILTON-C1 / T1 / MR1 y HAMILTON-C2 / C3 / C6: ± 10% o ± 10 ml Para parámetros relacionados con el volumen del sensor de flujo calibrado con ventiladores Hamilton Medical HAMILTON-G5 / S1: ± 15% o ± 20 ml (lo que sea mayor)
Temperatura	-20 ° C a 50 ° C (-4 ° F a 122 ° F) (en funcionamiento) -20 ° C a 60 ° C (-4 ° F a 140 ° F) (almacenamiento)

Nota. Tomado de (Hamilton Medical, 2013).

Para validar las mediciones del sensor, se realizó un circuito que permita la toma de datos correspondientes y compararlos con las mediciones de presión diferencial de un manómetro de columnas de agua. Este procedimiento es válido, ya que los valores de presión diferencial a las que se trabaja durante la inspiración y espiración se encuentran en ese rango. (Cairo, 2012)

Se implementan los circuitos del datasheet para verificar su funcionamiento, (Honeywell, 2005) y se compara las lectura con columnas de agua. Se verifica que el sensor funciona según los parámetros técnicos especificados en el documento. La Tabla 27 indica que las operaciones de trabajo van de -5 pul a +5 pulgadas de H₂O. De la Tabla 28 se obtiene que la sensibilidad del sensor es de 0.5 V/pul H₂O.

Tabla 27

Tabla de Operaciones de trabajo del sensor 163PC01036

OPERACIONES DE TRABAJO		
RANGO DE TRABAJO	-5 a +5 pul H ₂ O	
SOBREPRESIÓN	5 PSI	
RANGOS DE TEMPERATURA	ALMACENAMIENTO	-55 A 125°C
	OPERACIÓN	-40 A 85°C
	COMPENSADO	+5 A +45°C
VOLTAJE DE ENTRADA	8 VDC	
CORRIENTE DE ENTRADA	20 mA MAX con 10 K de carga	

Nota. Tomado de (Honeywell, 2005)

Tabla 28

Tabla de desempeño eléctrico del sensor 163PC01036

DESEMPEÑO ELÉCTRICO		
VOLTAJE DE SALIDA	A 25°C y 8.00+/-0.01 VDC	
VACÍO (0 PSI)	3,5	VDC
MÍNIMO FULL ESCALA -5 IN H2O	1	VDC
SPAN (0 A +5 IN H2O)	2,5	VDC
FULL ESCALA +5 IN H2O (P2>P1)	6.00 +/- 0.20	VDC
SENSIVIDAD	0.5V/pul H2O	
LINEALIDAD (SPAN)	+1	P2<P1
	+2	P2>P1
HYSTERESIS Y REPETIBILIDAD	+0.15	
TIEMPO DE RESPUESTA	1 m SEC MAX	

Nota. Tomado de (Honeywell, 2005)

A partir de los datos de la Tabla 27 y la Tabla 28 se genera una nueva Tabla en la que se puede determinar el comportamiento del sensor, y se determina su curva teórica. Los valores de la Tabla 29 permiten la generación de la gráfica de Voltaje de Salida vs Diferencia de presión que se puede apreciar en la Figura 53. La Figura 54 muestra el comportamiento del sensor frente a diferentes valores de alimentación, considerando que uno de los terminales está conectado al ambiente.

Tabla 29

Valores de Presiones en pulgadas de H₂O y centímetros de H₂O, y su equivalente en voltaje

Rango de Presión [in H ₂ O]	Rango de Presión [cm H ₂ O]	Vo [V]
-5	-12,70	1,00
0	0,00	3,50
5	12,70	6,00

Figura 53

Gráfica de Voltaje de Salida vs Diferencia de Presión

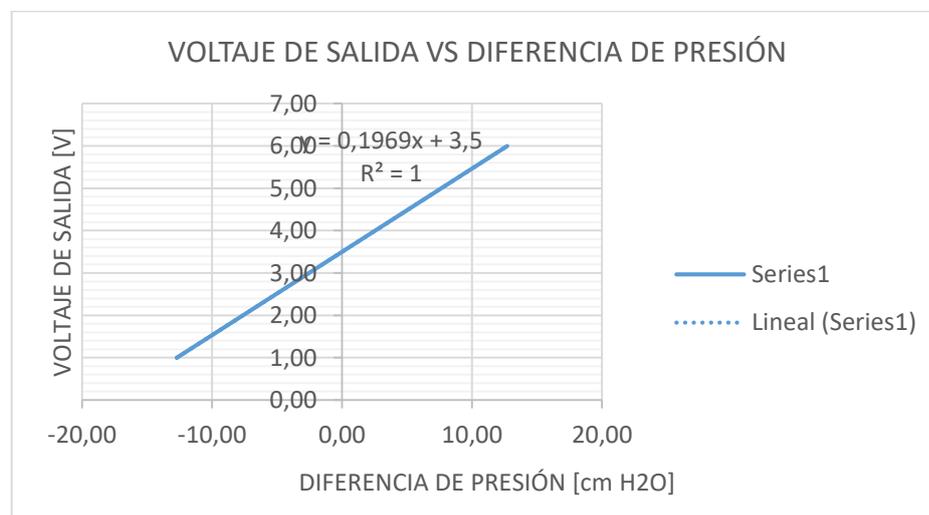
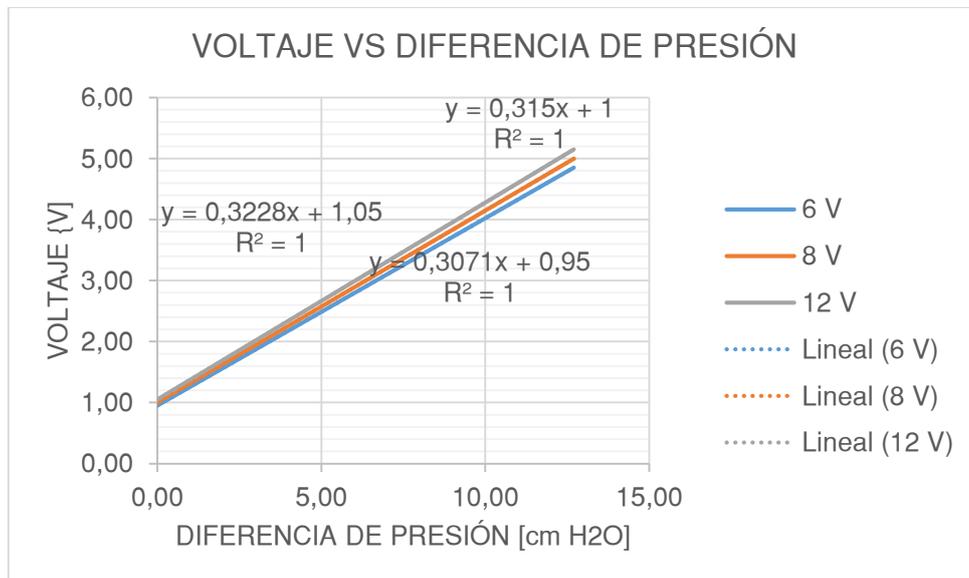


Figura 54

Gráfica de Voltaje vs Diferencia de Presiones frente a los diferentes voltajes de alimentación



A través de los análisis realizados se tienen las siguientes ecuaciones dependiendo del voltaje de alimentación.

Para alimentación de 6V:

$$V = 0.3071 \text{ UDP} + 0.95 \quad (26)$$

Para alimentación de 8V:

$$V = 0.3228 \text{ UDP} + 0.95 \quad (27)$$

Para alimentación de 12V:

$$V = 0.315 \text{ UDP} + 0.95 \quad (28)$$

Posteriormente, se procede a respirar a través de una manguera de 4mm de diámetro conectada al sensor como lo indica el datasheet. Durante este proceso se realiza tanto la inspiración como la espiración de forma marcada y pausada para obtener los mejores resultados posibles. También se realizaron pruebas en las que se sopló y se absorbió el aire

para obtener los máximos valores posibles. La Tabla 30 muestra los valores promedios de 10 muestras realizadas a tres personas diferentes para determinar los valores de diferencia de presión para diferentes acciones durante el proceso de respiración.

Tabla 30

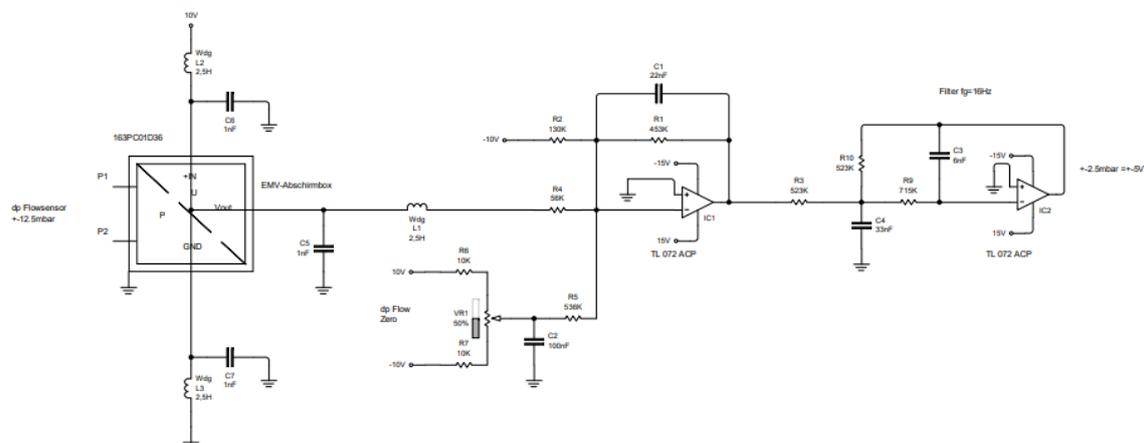
Tabla de valores promedios de Voltaje de salida del sensor y de Presión diferencial para diferentes acciones durante la respiración

Acción	Vo [V]	Presión diferencial [cm H2O]
Inspiración	2.53	-4.926
Espiración	4.45	4.824
Soplar	5.56	10.462
Absorber	0.92	-13.103
Ambiente	3.51	0.051

Una vez que se tienen los valores y las curvas que relacionan la presión diferencial y voltaje de salida, se analiza el circuito propio del sensor en la *Placa Servo*. En el circuito se puede observar las ganancias aplicadas y por lo tanto se determina que los valores de presión diferencial comprenden entre -2.5 mbar y +2.5 mbar, cuyos valores respectivos son de -5V y +5V respectivamente, se puede observar el circuito de acondicionamiento en la Figura 55.

Figura 55

Circuito de acondicionamiento del sensor DP FLUJO PACIENTE

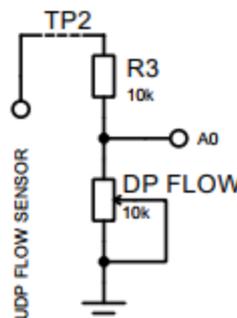


Nota. Tomado de (Hamilton Medical AG, 2005).

A partir del circuito de la *Placa Servo* se busca diseñar un circuito de acondicionamiento que permita que el microcontrolador pueda ingresar un valor de 0 a 5 voltios. Al momento de realizar las pruebas previas se observa que el rango de trabajo se tiene valores positivos, por lo que se decide implementar un circuito divisor de tensión. (Malvino & Bates, 2007) Como se puede apreciar en la Figura 56.

Figura 56

Diseño del circuito de acondicionamiento de señales para el sensor DP FLUJO PACIENTE



Se realiza un análisis de los voltajes de entrada y los voltajes de salida y se tiene la relación existente.

$$V_o = \frac{R_{POT}}{R_{POT} + R_3} (DP FLOW) \quad (29)$$

FDP MEZCLADOR

La señal FDP MEZCLADOR viene del sensor 26PCBFA1D de la marca Honeywell, denominado FDP MEZCLADOR, el cual se encuentra ubicado en la *Placa de Sensores*. Se encarga de medir la presión diferencial que atraviesa el tanque de almacenamiento de la mezcla. (Hamilton Medical AG, 2005) El Rango de operación del sensor es de 0 a 350 milibares, ya que es la presión máxima a la que está diseñado el tanque de almacenamiento de la mezcla antes de que el aire comprimido sea expulsado por la válvula de alivio. Se realiza un circuito de acondicionamiento para la señal FDP MEZCLADOR, cuyo objetivo principal es mantener los valores de voltaje intactos y que comprenda valores de 0 a 5 voltios para poder ser leídos por

la entrada analógica el microcontrolador. En la Tabla 31 se pueden apreciar las características del sensor 26PCBFA1D de la marca Honeywell, donde el rango comprende entre los 15 y 45 psi. (Honeywell, 2015)

Tabla 31

Especificaciones técnicas del sensor 26PCBFA1D

	MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO	UNIDADES
Alimentación	-----	10	16	VDC
Desplazamiento nulo	-1.5	0	+1.5	mV
Cambio nulo	-----	-----	+ 1.0	mV
Linealidad	-----	+ 0.25	-----	%Span
Sensibilidad	-----	-----	+1.0	%Span
Repetibilidad e histéresis	-----	-----	+2.0	%Span
Respuesta en el tiempo	-----	-----	1.0	msegundos
Resistencia de entrada	-----	7.5 K	-----	ohms
Resistencia de salida	-----	2.5 K	-----	ohms
Rango de presión 5 psi	47	50	53	mV
Sensibilidad	-----	10	-----	mV/psi

Nota. Tomado de (Honeywell, 2015)

UDP SERVO

La señal UDP SERVO es una señal analógica que es enviada por el sensor DP SERVO, el cual se encuentra localizado en la *Placa Servo*. El sensor seleccionado es el 26PCCFA60, el cual mide la presión diferencial entre la entrada y la salida de la servoválvula. (Hamilton Medical AG, 2005) El sensor tiene un rango de operación entre 0 y un bar. El sensor es utilizado para la medición de presión y también para medir el flujo de forma indirecta. (Honeywell, 2015) El circuito de acondicionamiento es un divisor de tensión, diseñado por el rango de operación como se puede apreciar en (Malvino & Bates, 2007)

Figura 57

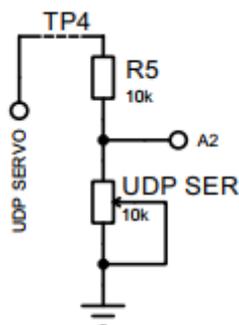
Sensor de presión diferencial 26PCCFA60



Nota. Tomado de: (Honeywell, 2015)

Figura 58

Circuito implementado para el sensor UDP SERVO



En la Tabla 32 se pueden apreciar las características del sensor 26PCCFA60 de la marca Honeywell, donde el rango comprende entre los 15 y 45 psi.

Tabla 32

Especificaciones técnicas del sensor 26PCCFA60

	MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO	UNIDADES
Alimentación	-----	10	16	VDC
Desplazamiento nulo	-1.5	0	+1.5	mV
Cambio nulo	-----	-----	+ - 1.0	mV
Linealidad	-----	+ - 0.25	-----	%Span
Sensibilidad	-----	-----	+ - 1.0	%Span
Repetibilidad e histéresis	-----	-----	+ - 2.0	%Span
Respuesta en el tiempo	-----	-----	1.0	msegundos
Resistencia de entrada	-----	7.5 K	-----	ohms
Resistencia de salida	-----	2.5 K	-----	ohms
Rango de presión 15 psi	97	100	103	mV
Sensibilidad	-----	6.67	-----	mV/psi

P VÍAS AÉREAS

La señal P VÍAS AÉREAS es transmitida por el sensor de presión relativa 26PCAFK2G de la marca Honeywell como se puede apreciar en Figura 59, (Honeywell, 2015) el cual mide la presión a la salida del sensor de flujo en el circuito del paciente. Este sensor se encarga de determinar la presión que el paciente recibe a través de la ventilación mecánica. (Hamilton

Medical AG, 2005) El sensor se encuentra localizado en la placa de sensores. Las características técnicas del sensor se pueden apreciar en la Tabla 33 . El rango de presiones con las que se trabaja en el circuito son de 1 psi o de 68.94 milibares. (Honeywell, 2015) Se utiliza un circuito divisor de tensión para que el microcontrolador pueda recibir la señal como se aprecia en Figura 60.

Figura 59

Sensor de presión relativa 26PCAFK2G de la marca Honeywell



Nota. Tomado de (Honeywell, 2015)

Tabla 33

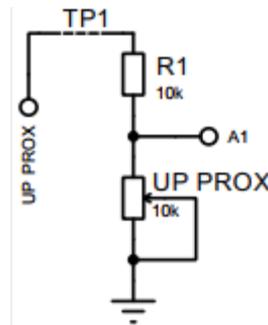
Especificaciones técnicas del sensor 26PCAFK2G

	MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO	UNIDADES
Alimentación	-----	10	16	VDC
Desplazamiento nulo	-1.5	0	+1.5	mV
Cambio nulo	-----	-----	+ - 1.0	mV
Linealidad	-----	+ - 0.25	-----	%Span
Sensibilidad	-----	-----	+ -1.0	%Span
Repetibilidad e histéresis	-----	-----	+ -2.0	%Span
Respuesta en el tiempo	-----	-----	1.0	msegundos
Resistencia de entrada	-----	7.5 K	-----	ohms
Resistencia de salida	-----	2.5 K	-----	ohms
Rango de presión	0	0.5	1	psi
Sensibilidad	-----	16.7	-----	mV/psi

Nota. Tomado de (Honeywell, 2015)

Figura 60

Circuito de acondicionamiento para señal de P VÍAS AÉREAS

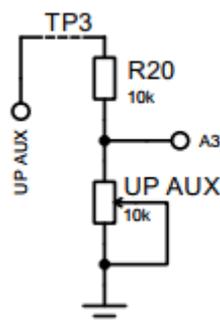


P AUXILIAR

La señal P AUXILIAR es enviada desde el sensor 26PCAFK2G de la marca Honeywell. El sensor se denomina PAUX y mide la presión relativa de una fuente externa cuyos valores alcanzan hasta un 1 PSI. (Honeywell, 2015) Esta señal permite establecer relaciones de la presión externa para compararlos con las presiones existentes en todo el sistema. El sensor de presión se encuentra localizado en la *Placa de sensores*. (Hamilton Medical AG, 2005) Para que la señal P AUXILIAR pueda ser leída por el microcontrolador se implementa un circuito de acondicionamiento como se puede observar en la Figura 61.

Figura 61

Circuito de acondicionamiento para la señal P AUXILIAR

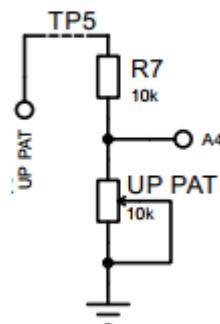


P PAT

El sensor P PAT envía la señal P PAT, la cuál es la medición de la presión relativa a la salida de la válvula inspiratoria. El sensor utilizado es 26PCAFK2G de la marca Honeywell cuyo rango de valores va de 0 a 1 psi, es decir, de 0 a 68.94 milibares. (Honeywell, 2015) Esta señal es la que permite relacionar la presión a la salida de la válvula inspiratoria y es enviada como señal de retroalimentación para el control de presión de la servoválvula dependiendo de la fase en que se encuentra la respiración mecánica. Se implementa el circuito de acondicionamiento para la señal P PAT, y se puede observar en la Figura 62.

Figura 62

Circuito de acondicionamiento para la señal P PAT



Microcontrolador

El microcontrolador seleccionado es el ATmega2560, el cual se caracteriza por un alto rendimiento y bajo consumo Microchip de 8 bits AVR® basado en RISC. Combina una memoria flash ISP de 256 KB, SRAM de 8 KB, EEPROM de 4 KB, 86 líneas de E/S de propósito general.

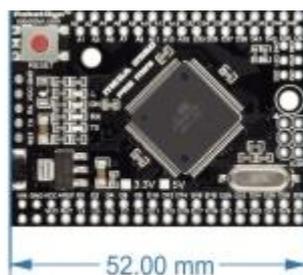
Posee 32 registros de trabajo de propósito general con seis temporizadores con modo comparación. Es capaz de suministrar una salida PWM, cuatro USART, interfaz en serie de dos cables orientada a bytes, y tiene un convertidor A/D de 16 canales y 10 bits y una interfaz JTAG para depuración en chip. El microcontrolador opera en un rango de 4.5 a 5.5 voltios. Es

eficiente por su capacidad de bajo consumo de energía y una alta velocidad de procesamiento. (Microchip, 2021)

La placa Mega Pro MINI CH340G es una placa que posee un adaptador USB-UART CH340 y es apto para desarrollo de proyectos basados en ATmega2560. La placa tiene un práctico tamaño de 38X52 mm, y es ventajoso debido a que tiene todas las funcionalidades de un Arduino Mega 2560. La placa utiliza el chip original, resonadores de cuarzo de alta calidad de 16 MHz, y para su conexión a un PC requiere convertidor USB-TTL. En la imagen de abajo, puedes ver la diferencia de tamaño entre el MINI y el Mega habitual. (RobotDyn, 2021)

Figura 63

Placa Mega Pro MINI CH340G



Nota. Tomado de (RobotDyn, 2021).

Placa de control

Debido a la situación económica acarreada por la pandemia suscitada por la enfermedad COVID 19, se imposibilita la importación de componentes electrónicos, así como también, sensores de presión con rangos de valores en el orden de 0 a 1 psi. Por tal motivo, se reutilizan las placas originales del equipo, el cual ha sido dado de baja por parte del Hospital Militar. Los actuadores y sensores se encuentran funcionando correctamente, sin embargo, el sistema de control no se encuentra operativo.

A partir de la situación antes mencionada, se procede a la interconexión de las placas originales del equipo. Se tiene la fuente de alimentación, la placa servo, en la cual se incluye el

controlador analógico y finalmente la placa de sensores. En lugar de utilizar la placa de control del equipo 1 y 2, se utiliza diseñada una placa de interconexión denominada Placa de control la que permite enviar y recibir señales del microcontrolador hacia las demás placas.

Se analiza cada uno de los circuitos en cada placa y se obtiene un cuadro de resumen de señales, donde se identifican las señales digitales, analógicas y las fuentes de alimentación. Se puede apreciar que las fuentes de +15 y -15 alimentan principalmente a los amplificadores operacionales, así como al circuito principal de la servoválvula. La fuente de +5V es utilizada para mandar señales de altos o de bajo a cada circuito. Y la fuente de +12 se encarga de la alimentación de los sensores de presión. En el Anexo 1 se pueden observar una forma detallada de cada una de las señales que se interconectan.

La placa de control desarrollada cumple tres diferentes funciones para el correcto desempeño del proyecto. La primera función es la distribución de la alimentación de energía a los diferentes sectores, como 15 V a servoválvulas, 12 V a válvulas solenoides, -15[V] a los amplificadores operacionales y 5[V] al microcontrolador. La segunda función es la de recepción de las señales enviados por los sensores. Y la tercera función es el mando a los diferentes actuadores. El circuito eléctrico completo se puede observar en el Anexo 2. En la Figura 64, Figura 65y Figura 66 se puede observar el proceso de elaboración de la palca de control.

Figura 64

Desarrollo de la placa de control para impresión de baquelita.

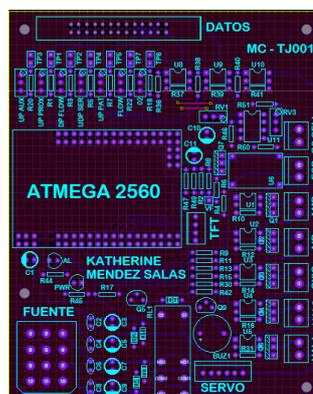


Figura 65

Proceso de soldadura de placa de control

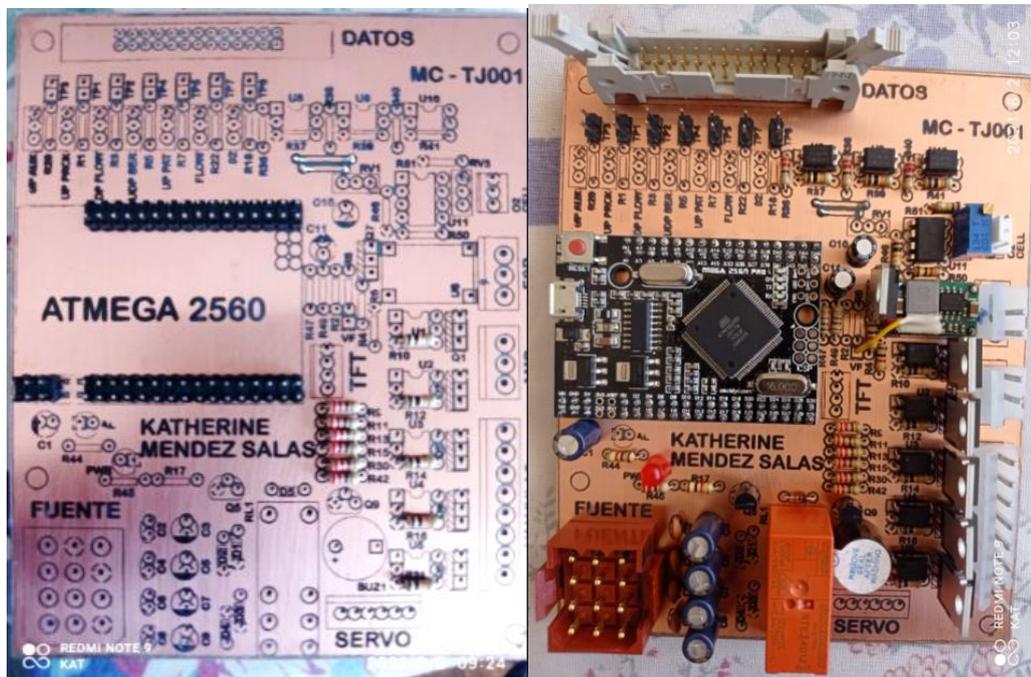


Figura 66

Montaje de la placa de control

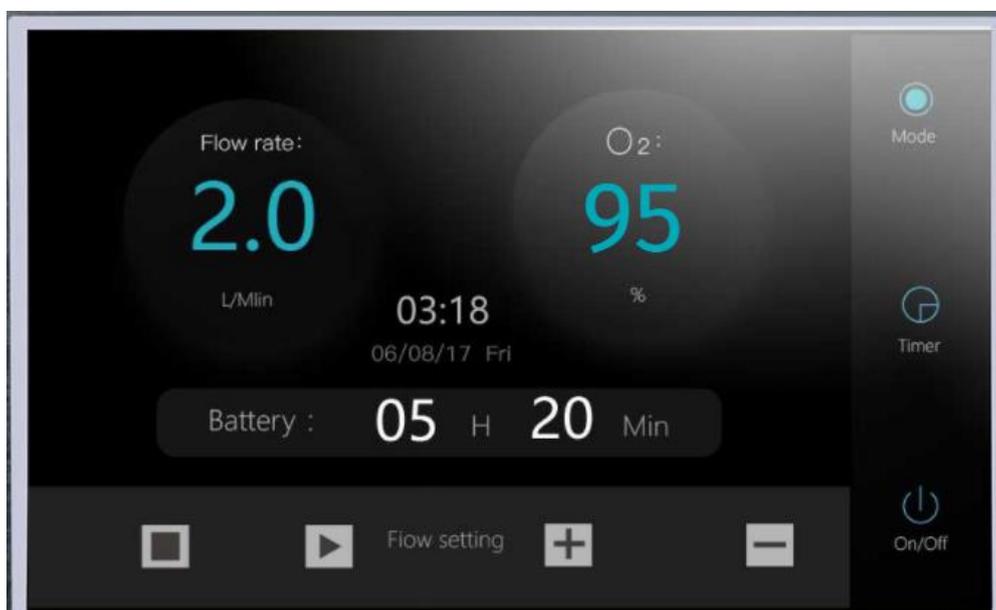


Subsistema interfaz gráfica

El diseño de la interfaz gráfica se lo realiza a través de una pantalla táctil Nextion, la cual es una interfaz hombre-máquina (HMI) que combina un procesador integrado y una pantalla táctil de memoria con el software Nextion Editor para el desarrollo de proyectos HMI GUI. (Nextion, 2021) En la Figura 67 se puede apreciar el uso de una pantalla Nextion empleada en aplicaciones médicas.

Figura 67

Pantalla Táctil Nextion utilizada en aplicaciones médicas



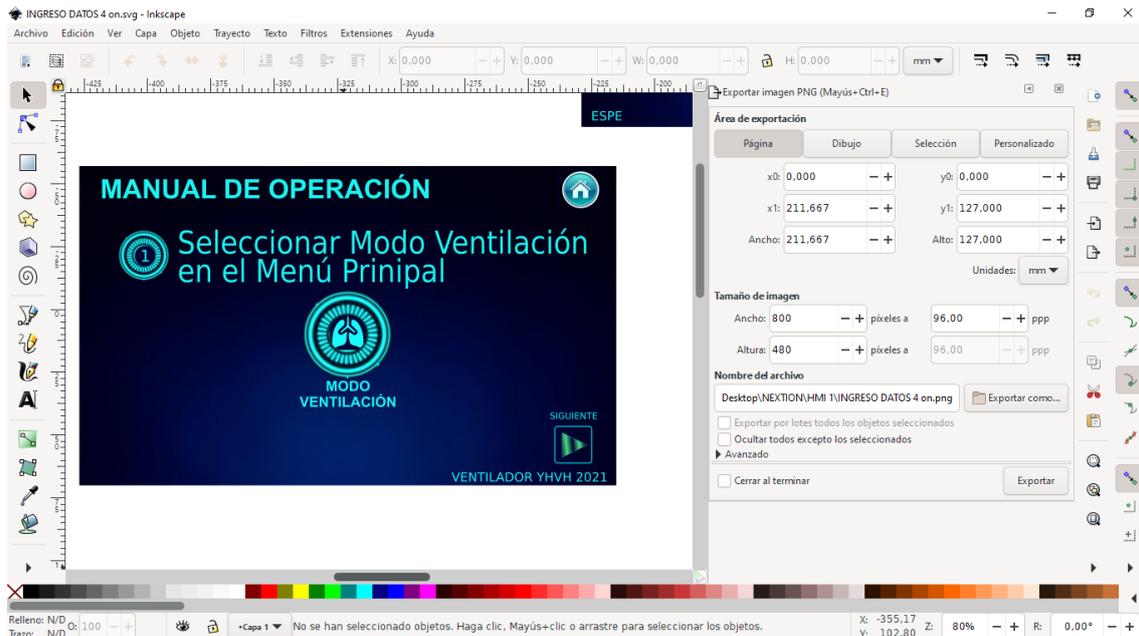
Nota. Tomado de (Nextion, 2021).

El desarrollo de la interfaz gráfica se lo realiza a través del software Nextion Editor, donde se agregan los botones y gráficas para el control (Rodríguez de Ávila, 2012) y monitoreo de las curvas de volumen, presión y flujo. (Hamilton Medical AG, 2005). De igual forma se realiza programación de instrucciones basadas en texto ASCII para la interacción de los botones de la pantalla. (Nextion, 2021) Los gráficos son desarrollados mediante el software Inkscape que es un editor libre de gráficos vectoriales con características profesionales

(Inkscape, 2021) En la Figura 68 se observa el desarrollo de una de las páginas del Manual de Operación mediante es uso de Inkscape. En la Figura 69 se puede apreciar el desarrollo de la página Menú Principal a través de Nextion Editor.

Figura 68

Desarrollo de interfaz gráfica en Inkscape

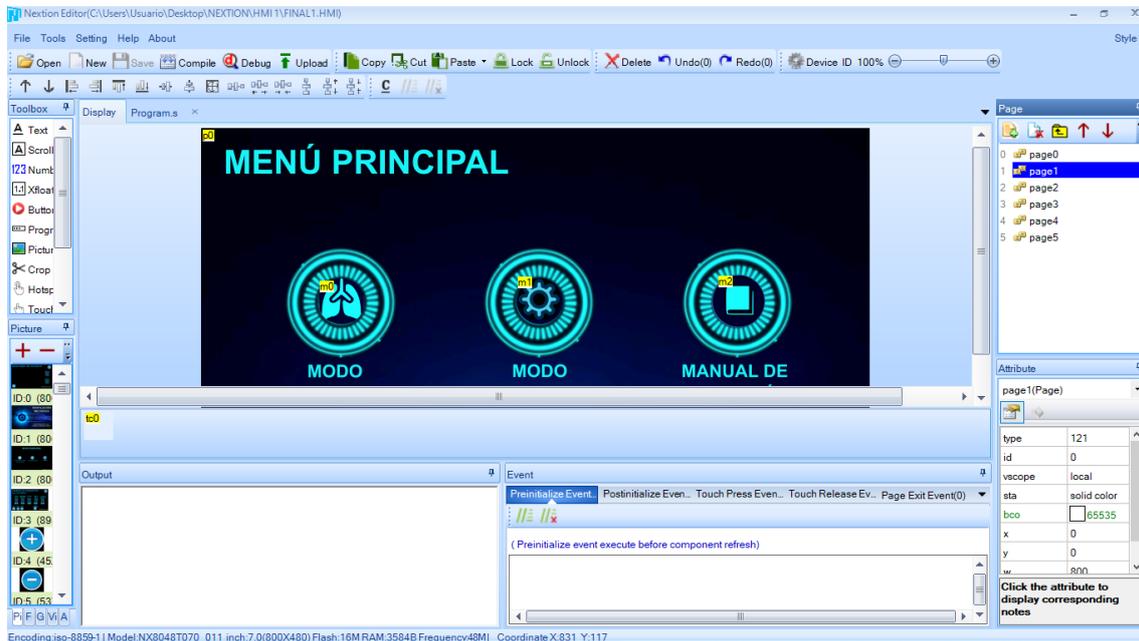


Nota. Software (Inkscape, 2021).

La pantalla Nextion HMI es capaz de comunicarse con el microcontrolador ATMEGA2560 a través de la conexión a la MCU periférica a través de TTL Serial (5V, TX, RX, GND) para proporcionar notificaciones de eventos sobre las que la MCU periférica puede actuar. (Nextion, 2021) De esta forma, la programación puede ser desarrollada a través de del IDE de Arduino, insertando la librería "Nextion.h" En la Figura 70 se puede apreciar el desarrollo de la página Modo Pruebas.

Figura 69

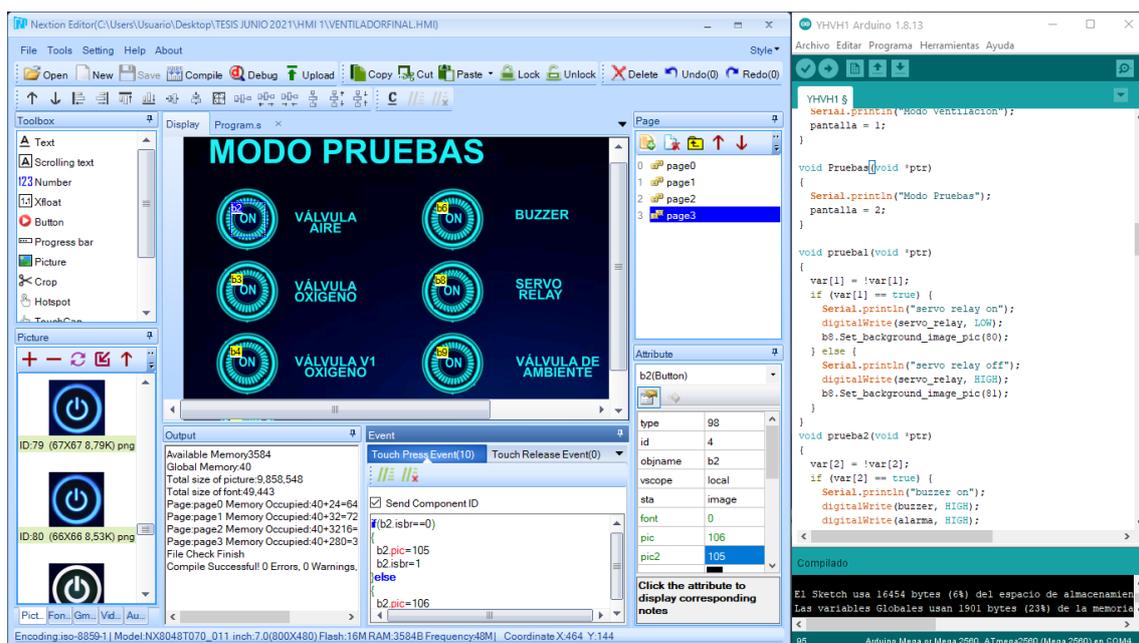
Desarrollo de interfaz gráfica en software Nextion Editor



Nota. Software (Nextion, 2021).

Figura 70

Programación en IDE de Arduino y Nextion Editor



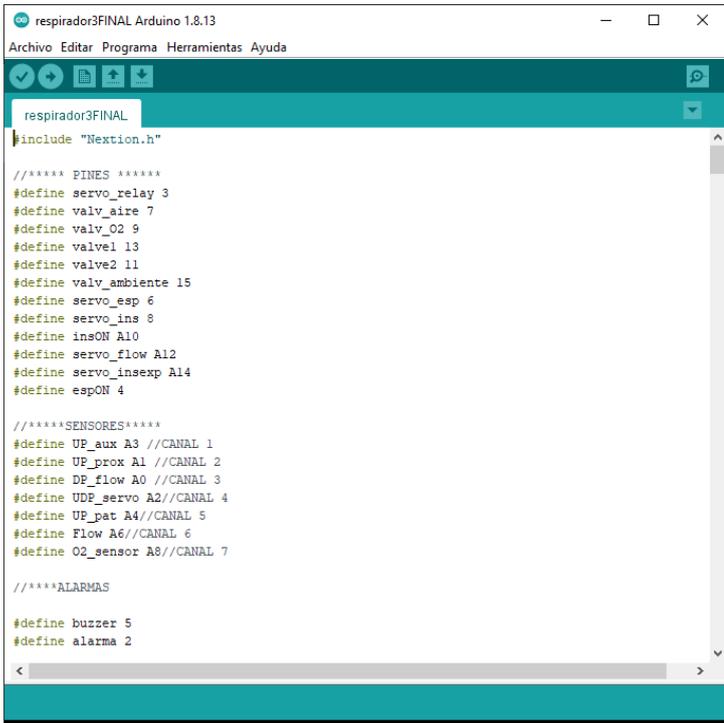
Nota. Software: (Nextion, 2021) (Nextion, 2020)

Subsistema programación

La placa Mega Pro Mini es compatible para que su programación se desarrolle en el IDE de Arduino. A pesar de que la programación se la desarrolla de forma secuencial, se utiliza la función `millis()`, la cual permite la realización de multitareas. (Arduino, 2021)

Figura 71

Programación desarrollada en el IDE de Arduino



```

respirador3FINAL Arduino 1.8.13
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

respirador3FINAL
#include "Nextion.h"

//***** PINES *****
#define servo_relay 3
#define valv_aire 7
#define valv_O2 9
#define valve1 13
#define valve2 11
#define valv_ambiente 15
#define servo_esp 6
#define servo_ins 8
#define insON A10
#define servo_flow A12
#define servo_insexp A14
#define espON 4

//*****SENSORES*****
#define UP_aux A3 //CANAL 1
#define UP_prox A1 //CANAL 2
#define DP_flow A0 //CANAL 3
#define UDE_servo A2//CANAL 4
#define UP_pat A4//CANAL 5
#define Flow A6//CANAL 6
#define O2_sensor A8//CANAL 7

//*****ALARMAS
#define buzzer 5
#define alarma 2

```

Nota. Software: (Arduino, 2021)

Cada válvula presenta su propio comportamiento, dependiendo en la fase de la respiración que se encuentra trabajando.

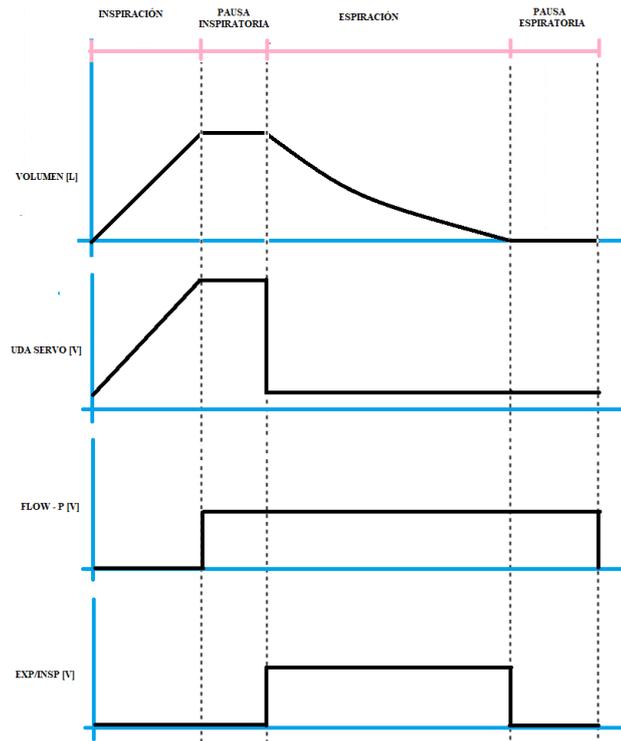
- Válvula inspiratoria

Finalmente, se determina el modo de operación de la servoválvula dependiendo de la fase del ciclo respiratorio. Se tiene la inspiración, la pausa inspiratoria, la espiración y la pausa

espiratoria. Dependiendo de la fase se activan diferentes señales a través del microcontrolador, en este caso tenemos UDA SERVO, FLOW P, t EXP-INSP.

Figura 72

Representación de las señales que determinan el modo de operación de la válvula inspiratoria respecto al ciclo respiratorio con la gráfica de Volumen vs Tiempo



Se realiza un análisis en el cual se busca encontrar la función de transferencia de la válvula inspiratoria, donde se utiliza la interfaz de Labview y la placa MyRio para la toma de datos, y Matlab para obtener la función de transferencia respectiva. En la Figura 73 se puede apreciar en una gráfica de los datos obtenidos a través del entorno desarrollado en Labview. La Figura 74 muestra la función de transferencia obtenida para del análisis realizado en MatLab, y finalmente se determinan las ganancias para un controlador PID.

Figura 73

Toma de datos de Flujo vs Tiempo de la válvula inspiratoria

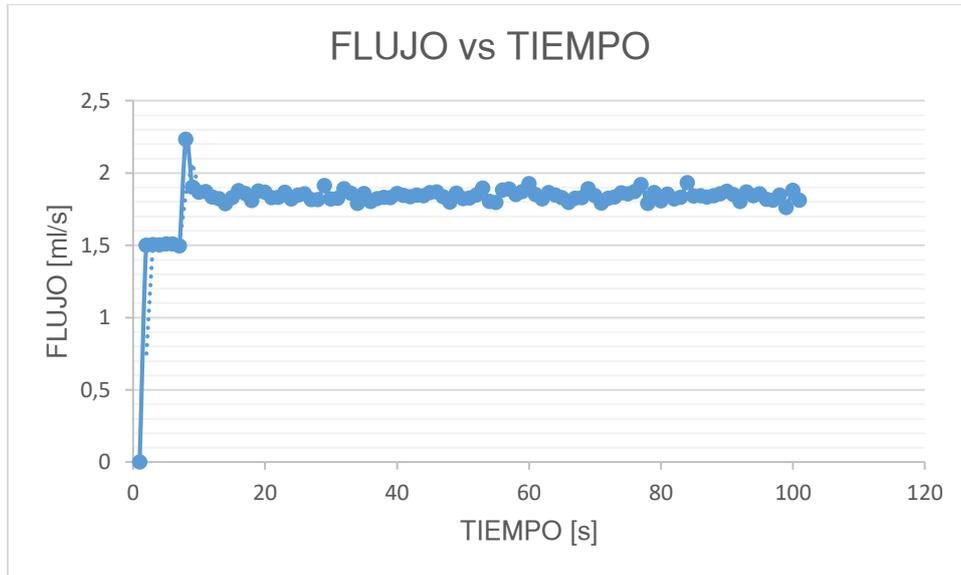


Figura 74

Determinación de la función de transferencia para el comportamiento de la válvula inspiratoria

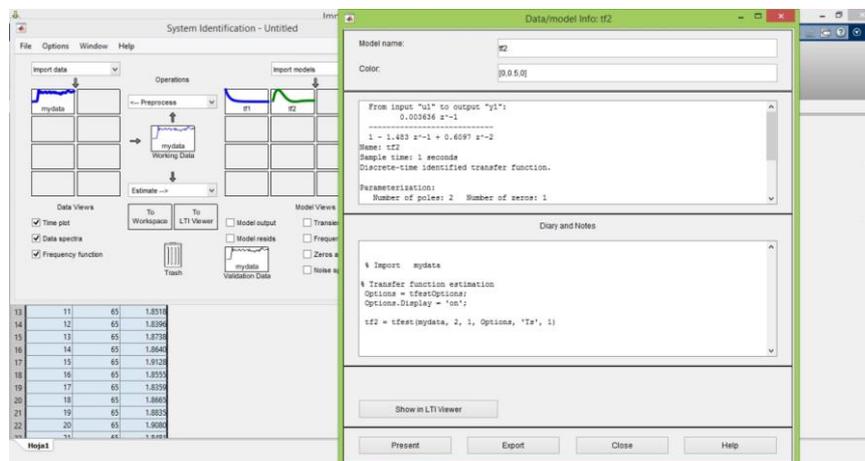
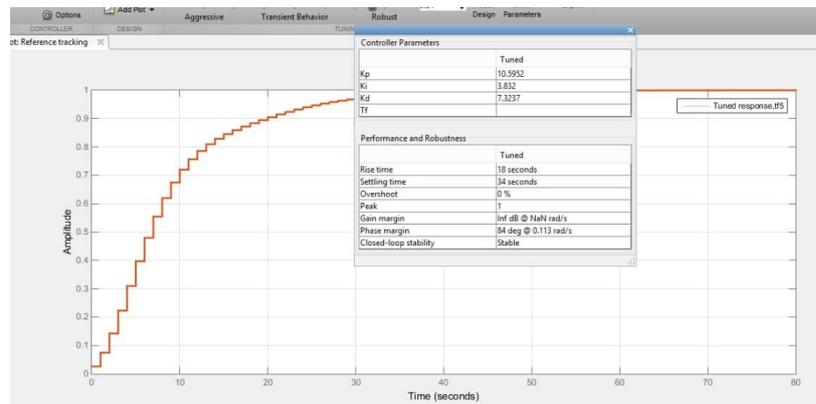


Figura 75

Determinación de las ganancias para un controlador PID

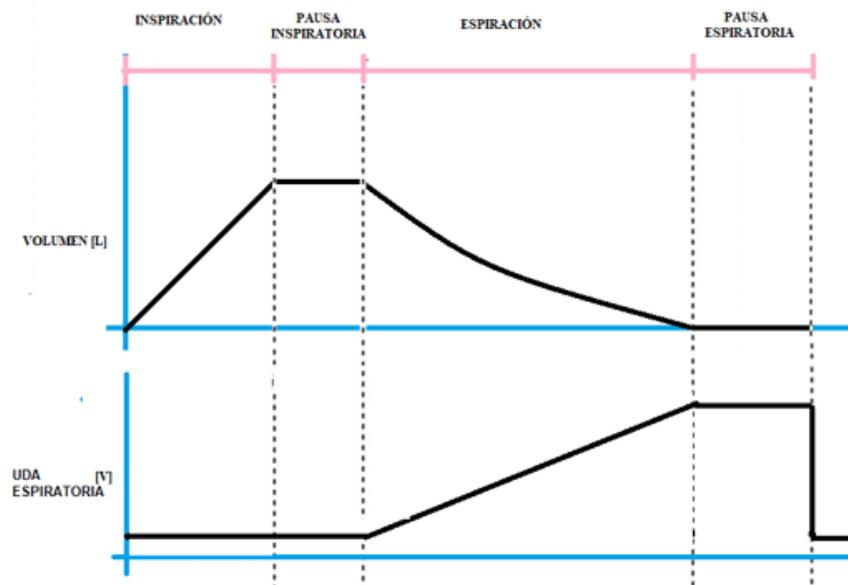


Válvula espiratoria

La válvula espiratoria trabaja de forma sincronizada con la válvula inspiratoria dependiendo de las fases respiratorias, por lo que en su comportamiento varía como se puede apreciar en Figura 76.

Figura 76

Comportamiento de la válvula espiratoria



Capítulo VI: Pruebas y resultados

Al montar el sistema neumático, eléctrico, electrónico e interfaz gráfica, queda integrado completamente, como se observa en Figura 77. Se opta por la reutilización de la carcasa se reutiliza la original del equipo y el resultado final se puede apreciar en Figura 78. Finalmente se puede apreciar su funcionamiento frente a un pulmón de prueba en Figura 79.

Figura 77

Integración de los subsistemas para el montaje final



Figura 78

Montaje de la carcasa original del equipo



Figura 79

Funcionamiento del equipo con pulmón de prueba

**Pruebas**

- Caracterización de sensor del flujo paciente

Se realiza una secuencia de activación de los actuadores principales del circuito neumático, donde se activan de forma sincronizada la válvula de mezclado aire y la servoválvula simulando la respiración. A través de este proceso se busca encontrar la validación de los valores obtenidos.

Para determinar la curva característica del sensor, se realizaron dos experimentos con los mismos valores iniciales, donde se relacionaron los datos obtenidos en cm H₂O con el voltaje del sensor, como se ve en las siguientes imágenes.

Tabla 34

Tabulación de datos para diferencia de presión medida a través de columnas de agua y voltaje obtenidos del sensor 163PC01D36

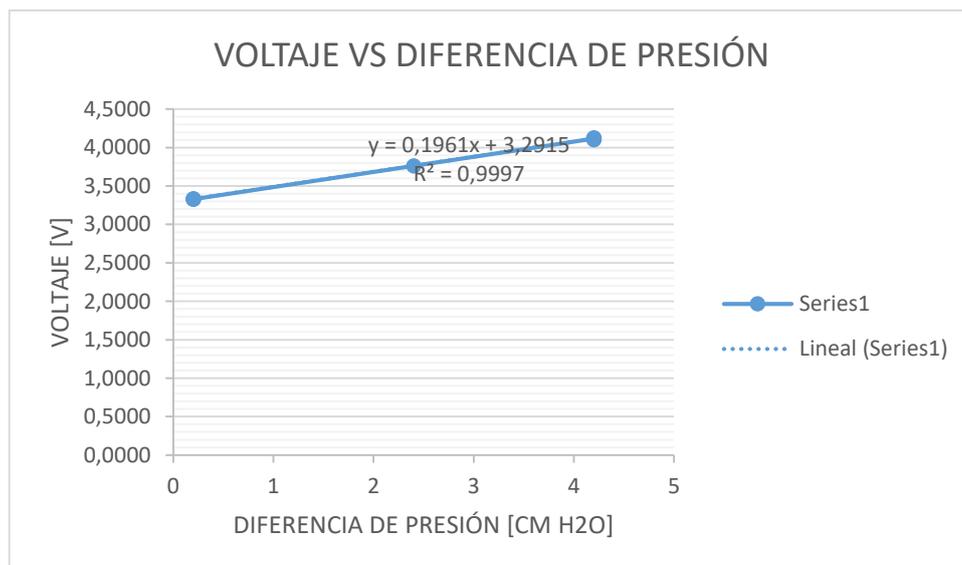
T [s]	DIFERENCIA DE PRESIÓN [cm H2O]			VOLTAJE [V]
	P1 [cm H2O]	P2 [cm H2O]	DIFERENCIA DE PRESIÓN UP [cm H2O]	
0.50	15.80	15.60	0,2	3,3333
1.00	15.80	15.60	0,2	3,3292
1.50	15.80	15.60	0,2	3,3293
2.00	16.90	14.50	2,4	3,7626
2.50	17.80	13.60	4,2	4,1174
3.00	17.80	13.60	4,2	4,1258
3.50	17.80	13.60	4,2	4,1018

Con los datos obtenidos se realiza regresión lineal para obtener la línea de tendencia del sensor como se puede apreciar en la ecuación 30. En la Figura 80 se puede observar la Gráfica de Voltaje vs Diferencia de Presión utilizada para la caracterización de la curva.

$$V [V] = 0,1961 \text{ UDP}[cm H2O] + 3,2915 [V] \quad (30)$$

Figura 80

Caracterización del sensor 163PC01D36, con un voltaje de alimentación de 10.0 VDC



Prueba de repetibilidad del equipo.

Se realiza dos experimentos que mantienen los mismos parámetros de entrada (sincronización de válvula inspiratoria) y válvula solenoide de mezclado y en puntos específicos de la fase respiratoria se toman los valores pico, tanto para presión diferencial con columnas de agua como voltaje correspondiente al sensor de flujo. Se puede observar en las gráficas que se mantiene el mismo comportamiento, incluso al medir con diferentes instrumentos. Ver Figura 81 y Figura 82.

Figura 81

Gráfica de Presión diferencial medida en cm H₂O respecto al tiempo de apertura de la válvula solenoide

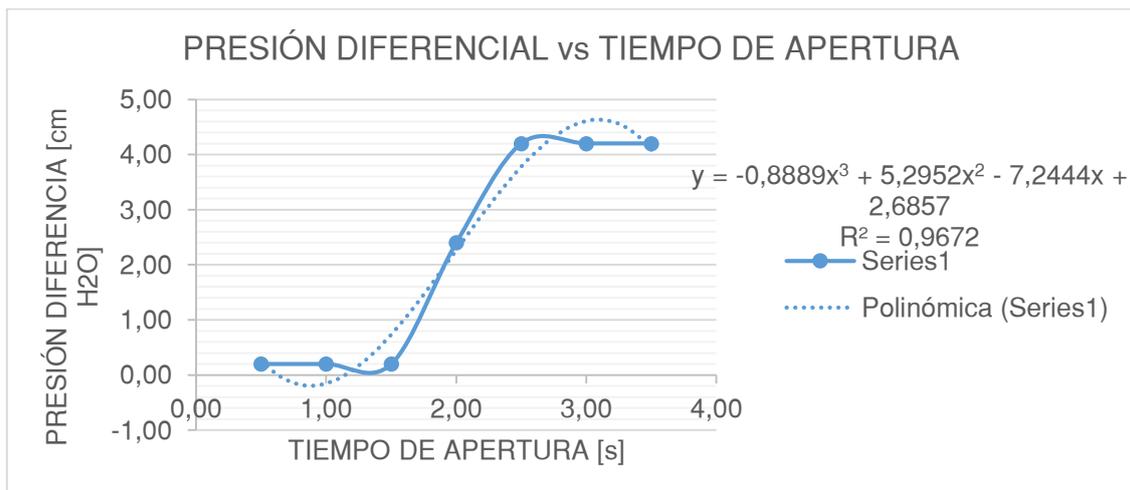
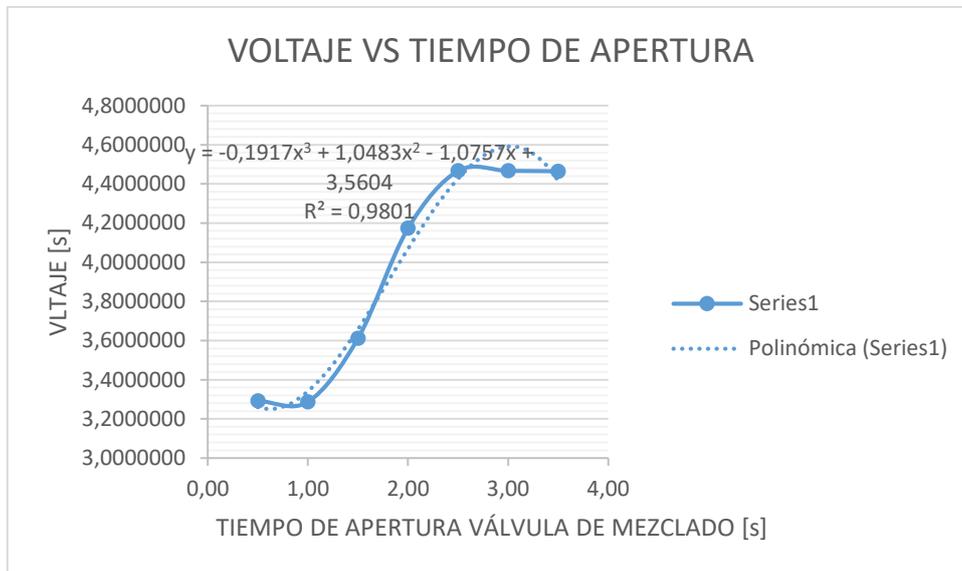


Figura 82

Gráfica de Presión diferencial medida voltaje del sensor respecto al tiempo de apertura de la válvula solenoide



Se realiza la validación de datos a través de la medición en columnas de agua para determinar las curvas de presión, volumen y flujo. Se puede observar en Figura 83 las curvas resultantes.

Figura 83

Curvas monitoreadas



Valoración de datos:

Se realiza el cálculo para determinar los valores teóricos de presión, volumen y flujo. A través de la utilización de la ecuación de Bernoulli se puede determinar el flujo a través de la medición de presión diferencial. (Martin et al., 2011) Considerando que la gravedad en el Ecuador es de $9,78 \text{ m/s}^2$ (Marsh, 2007). Los datos de la sección vienen determinados por los datos del sensor de flujo.

$$Q = \frac{A_1}{\sqrt{1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2}} * \sqrt{2 * \frac{g}{\rho} * (P_2 - P_1)} \quad (31)$$

Donde:

A_1 : Área sección 1

A_2 : Área sección 2

g : Gravedad

ρ : densidad del fluido

P_1 : Presión 1

P_2 : Presión 2

$$g = 9.78 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$P_1 = 13,5 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$P_2 = 10,5 \text{ cm H}_2\text{O}$$

$$P_1 = P_1 * 98.0665 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

$$P_2 = P_2 * 98.0665 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$$

$$\rho = 9.62 \frac{\text{N}}{\text{m}^3}$$

$$d_1 = 15\text{mm}$$

$$d_2 = 22\text{mm}$$

$$A_1 = \pi \frac{d_1^2}{4}$$

$$A_1 = 1.767 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$A_2 = \pi \frac{d_2^2}{4}$$

$$A_2 = 3.801 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$Q = \frac{A_1}{\sqrt{1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2}} * \sqrt{2 * \frac{g}{\rho} * (P_2 - P_1)}$$

$$Q = 2,269 \times 10^{-3} \frac{\text{m}^3}{\text{s}}$$

$$Q = 2,269 \frac{\text{l}}{\text{s}}$$

$$Q = 136,16 \frac{\text{l}}{\text{min}}$$

Lo que da como resultado un error de 3,55%

Para el flujo enviado hacia el paciente se determina a través de los datos enviados por la posición del émbolo de la válvula inspiratoria y por el diferencial de presión que a traviesa por ella. (Hamilton Medical AG, 2005) Se tiene los siguientes datos:

Señal de posición: $0,417 \text{ V/mm}$

Señal de presión diferencial: $0,0142 \text{ V/mbar}$

Señal de flujo: $5V \sqrt{\frac{Vr}{3000 \frac{\text{ml}}{\text{s}}}}$

Se tiene:

$$FLOW[V] = 5[V] * \sqrt{\frac{Q}{3000 \text{ ml/s}}}$$

$$Q \left[\frac{ml}{s} \right] = \frac{(FLOW[V])^2 * 3000 \left[\frac{ml}{s} \right] * 60 s * 1 L}{25[V]^2 * 1000 ml * 1 min}$$

$$Q \left[\frac{ml}{s} \right] = \frac{(4,43)^2 * 3000 \left[\frac{ml}{s} \right] * 60 s * 1 L}{25[V]^2 * 1000 ml * 1 min}$$

$$Q = 141,299 L/min$$

Se determina que las señales se aproximan mucho a las curvas monitoreadas propuestas, por lo que los tiempos seleccionados y control sincronizado de los actuadores son los factores que determinan las salidas de presión volumen y flujo.

El algoritmo de mezcla de gases no se lo pudo comprobar por los escasos de oxígeno existente durante toda la pandemia suscitada por el Covid-19, sin embargo, el algoritmo desarrollado está basado en numerosas fuentes bibliográficas en donde al trabajar con fracciones parciales y variable de control la presión permite una mezcla con gran exactitud.

Capítulo VII: Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

Se concluye que la ventilación mecánica es un procedimiento que simula la respiración humana y es la encargada de suministrar los gases necesarios cuando la respiración de una persona es insuficiente. La ventilación mecánica tiene como componentes principales una válvula inspiratoria y una válvula espiratoria, las cuales a través de trabajar en sincronía son capaces de suministrar la mezcla de gases deseada, manteniendo los valores de presión, volumen y flujo según a los parámetros específicos requeridos por cada paciente.

El análisis y estudio de cada una de las señales que intervienen durante el proceso, tanto neumáticas y eléctricas fueron las que permitieron descifrar y llegar a un nivel de abstracción superior que permitió determinar y emular el complejo funcionamiento del respirador mecánico.

Se concluye que la válvula inspiratoria utilizada en el equipo Hamilton Galileo es una válvula que posee un control de presión y de flujo requerido para cada una de las fases de la inspiración. Es capaz de mantener los parámetros requeridos de la ventilación mecánica, a través de la utilización de lazos de control de electrónica analógica, cuyos sensores de presión y de posición son los encargados de enviar la señal de retroalimentación y lograr el sistema de control deseado.

Se implementa un control de secuencia para que la válvula inspiratoria y la válvula espiratoria actúen de forma sincronizada, para lograr el alcance de los valores de volumen, presión y flujo requeridos por el paciente. Esto es posible a través del análisis del circuito de control analógico y, el correcto y sincronizado envío de señales en función de la fase inspiratoria en que se encuentre y el complemento con la válvula espiratoria para mantener los valores de presión PEEP requeridos.

Se elabora la validación de los sensores de presión a través de la utilización de un manómetro de presión diferencial de columnas de agua, ya que, en el mercado ecuatoriano no se logra encontrar sensores de presión con rangos tan bajos de presión, y los únicos que se han encontrados trabajan con valores de hasta 10 kPa, por lo que la sensibilidad no es la adecuada para trabajar con fines médicos.

Se logra diseñar una placa de control capaz de integrar las placas originales del equipo, que permita el mando de los actuadores y la recepción de señales monitorizadas, a través del empleo de componentes fáciles de conseguir como lo es el microcontrolador ATMEGA 2560 y una pantalla táctil Nextion.

Se logra poner en marcha un respirador mecánico Hamilton Galileo dado de baja y reconstruir sus interconexiones, optimizar los circuitos y la reducción de espacios a través de la implementación de circuitos digitales y el uso de un microcontrolador para la sustitución de electrónica analógica.

El modo ventilatorio seleccionado es la ventilación mandatoria controlada sincronizada, la cual se encuentra desarrollada en función del tiempo de inspiración y espiración, la frecuencia respiratoria, el volumen frecuencia y presión meseta. Se opta por el desarrollo de un modo ventilatorio el cual es mandado por tiempo debido a que es el modo ventilatorio más accesible a desarrollar, debido a la complejidad del sistema.

Se determina un algoritmo de mezcla de gases basado en el número de moles y en la presión parcial de cada elemento que compone la mezcla, el cual permite un mejor control de la proporción de la mezcla de oxígeno y aire. El algoritmo es válido, ya que las presiones de trabajo son menores a 1 atm y por lo tanto se considera las propiedades de un gas ideal, sin embargo, por la escasez suscitada por la pandemia Covid - 19 no se puede realizar las pruebas e implementación del algoritmo con oxígeno, por lo que se mantiene la implementación y pruebas realizadas únicamente con aire.

Recomendaciones

Se recomienda la utilización de sensores de flujo másico de uso clínico, los cuales permiten determinar con certeza cuál es el envío de la mezcla de gases hacia el paciente.

Se recomienda para trabajos futuros que la unidad de mezclado, en lugar de utilizar de válvulas solenoides, se utilice servoválvulas, las cuales son capaces de controlar el grado de apertura, y por lo tanto un control adecuado de flujo, con mayor precisión de la entrega de oxígeno hacia el paciente.

Se recomienda la utilización de fuentes de alimentación de uso médico, ya que al utilizar sensores de presión de valores sumamente bajos requiere la utilización de amplificadores de instrumentación los cuales son sumamente sensibles a variaciones de voltaje y corriente.

Bibliografía

- Abreu, R. (2005). Fuentes de alimentación conmutadas. *El1313-Electrónica III 2005*, 4,5.
<http://www.el.bqto.unexpo.edu.ve/rabreu/Electronica3/Clase9.pdf>
- Aka, A. (2016). *Convertidor de PWM a CC con amplificador operacional*.
<https://electronica.guru/questions/83377/convertidor-de-pwm-cc-con-amplificador-operacional-aumentand>
- Aranda, G., Aranda, V., & Medrano, S. (2001). Columna De Líquido, Manómetro Primario En Laboratorios "Secundarios." *Simposio de Metrología 2001 CENAM*, 0–4.
<https://www.cenam.mx/publicaciones/gratuitas/descarga/memorias-simposio/documentos/ta-or003.pdf>
- Arduino. (2021). *millis()* - *Arduino Reference*.
<https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/time/millis/>
- Bimedis. (2021). *HAMILTON MEDICAL G5*. <https://es.bimedis.com/hamilton-medical-g5-m261724>
- Bottigelli, S. (n.d.). *Fuente Conmutada de Microconsumo de Energía y Alta*. 1–4.
- Burr-Brown, & Plastic, L. P. (2016). DS_OPA541 - high power AMP. *Power*, 6133(520), 1–8.
- Cairo, J. . (2012). *Mechanical Ventilation Physiological and Clinical Applications* (Fifth). ELSEVIER.
- Chatburn, R. L., El-Khatib, M., & Mireles-Cabodevila, E. (2014a). A taxonomy for mechanical

ventilation: 10 fundamental maxims. *Respiratory Care*, 59(11), 1747–1763.

<https://doi.org/10.4187/respcare.03057>

Chatburn, R. L., El-Khatib, M., & Mireles-Cabodevila, E. (2014b). A taxonomy for mechanical ventilation: 10 fundamental maxims. *Respiratory Care*, 59(11), 1747–1763.

<https://doi.org/10.4187/respcare.03057>

Chatburn, R. L., Faarc, M. R., El, M., Rrt, K., & Mireles-cabodevila, E. (2014). *A Taxonomy for Mechanical Ventilation : 10 Fundamental Maxims. C*, 1–17.

<https://doi.org/10.4187/respcare.03057>

Cristancho, W. (2020). *VENTILACIÓN MECÁNICA EN COVID-19. UNA APROXIMACIÓN PRÁCTICA.*

Manual Moderno. <https://www.manualmoderno.com/blog/post/ventilacion-mecanica-en-covid-19.-una-aproximacion-practica/>

Cross, J., & Chikofsky, E. (1990). *Reverse Engineering and Design Recovey: A Taxonomy.* January, 13–17.

Delgado, J. (2012). “*Diseño y control de una servoválvula.*” Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.

Dialog Semiconductor. (2018). *Position and Speed Control of a DC Motor using Analog PID*

Controller. 6. https://www.dialog-semiconductor.com/sites/default/files/an-cm-250_position_and_speed_control_of_a_dc_motor_using_analog_pid_controller.pdf

Diaz, A. C. (2007). *Circuitos Lógicos Combinacionales, Secuenciales (Flip-Flops) y Contador de 0 a 9 en la Protoboard.* UNIVERSIDAD CATÓLICA DE OCCIDENTE FACULTAD DE INGENIERÍA

Y ARQUITECTURA. <http://www.monografias.com/trabajos55/circuitos-logicos-combinacionales/circuitos-logicos-combinacionales.shtml>

Flores, H. (2009, January 27). *Relevadores Y Optoacopladores.* Universidad Politécnica de

Aguascalientes. <https://es.slideshare.net/JAJAA/relevadores-y-optoacopladores>

- Forare, L., Fennema, P., & Gagne, C. (1995a). *US005383449A*.
- Forare, L., Fennema, P., & Gagne, R. (1995b). *VENTILATOR CONTROL SYSTEM FOR MIXING AND DELIVERY OF GAS* (Patent No. 5,383,449). United States Patent.
- Freiberger, S., Albrecht, M., & Käufel, J. (2011). Reverse Engineering Technologies for Remanufacturing of Automotive Systems Communicating via CAN Bus. *Journal of Remanufacturing*, 1(1), 6. <https://doi.org/10.1186/2210-4690-1-6>
- Garnero, A. J., Abbona, H., Gordo-Vidal, F., & Hermosa-Gelbard, C. (2013). Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva. *Medicina Intensiva*, 37(4), 292–298. <https://doi.org/10.1016/J.MEDIN.2012.10.007>
- Garnero, A. J., Abbona, H., Gordo-vidal, F., Hermosa-gelbard, C., Respiratoria, I., Semicyuc, A. De, Association, A., Respiratory, F., & International, C. (2013). Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva. *Neurología*, 37(4), 292–298. <https://doi.org/10.1016/j.medin.2012.10.007>
- Hamilton Medical. (2013). Technical specifications Flow sensor. *Hydraulic Fill Manual*, 433–475. <https://doi.org/10.1201/b13077-13>
- Hamilton Medical AG. (2005). *GALILEO Service Manual including Maintenance, Repairs and Tests*.
- Hamilton Medical AG. (2015). Manual del Operador 610866/04 Versión de software. In *Food and nutrition bulletin*. <https://www.google.com.my/#q=SHAKE+Technical+Package+for+Salt+Reduction+%0Ahttp://www.wcrf.org/int/policy/our-policy-work/curbing-global-sugar-consumption%0Ahttp://link.springer.com/article/10.1007/s11936-012-0182-9%5Cnhttp://link.springer.com/article/10>
- HAMILTON MEDICAL AG. (2015). *GALILEO MANUAL DEL OPERADOR*.

Heredia, V. (2020, July 1). *Todas las camas UCI para covid-19, ocupadas en la red privada en Quito*. <https://www.elcomercio.com/actualidad/hospitales-privados-limite-covid19-quito.html>

Holum, J. (1999). *Fundamentos de Química General, Orgánica y Bioquímica* (Noriega (Ed.)). Limusa.

Honeywell. (2005). *Pressure Sensors 160PC Series*.

Honeywell. (2015). *Miniature Low Pressure Sensors*. 1–19.

Imedica del Pacífico. (n.d.). *Hamilton Galileo*. Retrieved August 3, 2021, from <https://www.imedicadelpacifico.cl/>

IMI. (2015). *VALVES IMI FAS. NORGREN*. [http://cdn.norgren.com/pdf/IMI FAS Microsol 15mm 2&3-way valve.pdf](http://cdn.norgren.com/pdf/IMI_FAS_Microsol_15mm_2&3-way_valve.pdf)

Información básica sobre la COVID-19. (2021). Organización Mundial de La Salud. <https://www.who.int/es/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019/question-and-answers-hub/q-a-detail/coronavirus-disease-covid-19>

Inkscape. (2021). *Inkscape*. <https://inkscape.org/es/#el-programa>

Interntional Rectifier. (2001). *IRFZ44N* (pp. 1–8). International Rectifier. [https://doi.org/PD - 94053](https://doi.org/PD-94053)

Llamas, L. (2015, August 26). *Salidas analógicas PWM en Arduino*. <https://www.luisllamas.es/salidas-analogicas-pwm-en-arduino/>

Malvino, A., & Bates, D. (2007). *Principios de electrónica* (7ma ed.). McGraw-Hill.

Manual, R. (2002). *Switch–Mode Power Supply Reference Manual*. www.onsemi.com

Marsh, V. (2007). *Ya se puede medir la gravedad exacta de cualquier lugar del mundo desde*

casa. Innovacion Tecnológica. https://tendencias21.levante-emv.com/ya-se-puede-medir-la-gravedad-exacta-de-cualquier-lugar-del-mundo-desde-casa_a1609.html%0Ahttps://www.tendencias21.net/Ya-se-puede-medir-la-gravedad-exacta-de-cualquier-lugar-del-mundo-desde-casa_a1609.html

Martin, I., Salcedo, R., & Font, R. (2011). *Medición de flujo y presión*. 1–62.

Mecánica, T. (2017). *Tema 2. Mecánica respiratoria 2.1*. 2017.

Microchip. (2021). *ATMEGA2560*. <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega2560>

Ministerio de Salud Pública. (2020). *Informe Covid Pichinca 27-07-2021*. <https://coe-pichincha.senescyt.gob.ec/situacion-cantones-pichincha/>

Monolithic Power. (2010). *MP2307 3A, 28V, 340KHz Synchronous Rectified Step-Down Converter*. 1–15.

Nextion. (2020, November 23). *The Sunday Blog: Talking to your Nextion HMI – Part 4: Let your Arduino control your Nextion HMI - Nextion*. <https://nextion.tech/2020/11/23/the-sunday-blog-talking-to-your-nextion-hmi-part-4-let-your-arduino-control-your-nextion-hmi/>

Nextion. (2021). *Home - Nextion*. <https://nextion.tech/>

Ospina, C. (2015). *Aplicación de la ingeniería inversa en la reproducción de una pieza plástica inyectada*. ESCUELA DE TECNOLOGÍA MECÁNICA PEREIRA.

Palma, O. (2000). *Manual Practico de Ventilacion Mecanica*.

Patricio Rodríguez V. (2018). Diseño de Interfaces Hombre - Máquina (HMI). *Instituto de Electricidad y Electrónica – Universidad Austral de Chile, Figura 1*, 1–7.

<http://www.sistemamid.com/panel/uploads/biblioteca/1/619/620/621/3620.pdf%0Ahttp://library1.nida.ac.th/termpaper6/sd/2554/19755.pdf>

- Pérez, E., & Fernández, A. . (2011). Aparato respiratorio. Procedimientos relacionados. In *Técnicas básicas de enfermería*.
- Pertence, A. (2009). Amplificadores operacionales Op-Amp. In *Repositorio Institucional de la Universidad Nacional Abierta y a Distancia*. McGraw-Hill.
- RobotDyn. (2017). *ATmega2560-16AU*.
- RobotDyn. (2021). *Mega 2560 PRO MINI, ATmega2560-16AU*. <https://robotdyn.com/mega-2560-pro-mini-atmega2560-16au.html>
- Rodríguez de Ávila, J. E. (2012). Buenas prácticas para diseño de HMI de alto rendimiento. <Http://Biblioteca.Utb.Edu.Co/Notas/Tesis/0063148.Pdf>.
<https://repositorio.utb.edu.co/handle/20.500.12585/536>
- RS. (2008). *163PC01D36 Sensor de presión diferencial Honeywell*. <https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-presion/0395263/>
- Sapiensman. (2000). *Refrigeración: Válvulas solenoide* .
http://www.sapiensman.com/tecnoficio/electricidad/valvula_solenoide.php
- Sensor Technics. (2006). *160PC ... -PCB Series Fully signal conditioned low pressure transducer*.
June, 1–6.
- Sharp. (1995). *PC917XI Photocoupler*.
- STEK. (2005). *3A Step-Down Voltage Regulator* (pp. 1–12).
- Tehrani, F. T. (2013). A control system for mechanical ventilation of passive and active subjects. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *110*(3), 511–518.
<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.01.013>
- Thompson, C., & Aguayo, P. (2009). *Como utilizar un servo motor con Arduino* .

Tobin, M. (2013). *Principles and Practice of Mechanical Ventilation* (Third).

Valdes, F., & Pallás, R. (2007). *Microcontroladores Fundamentos y Aplicaciones con PIC*.

https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=ODenKGOHMRkC&oi=fnd&pg=PA9&dq=entradas+analogicas+de+microcontroladores&ots=unqT0i5e-A&sig=Dg7Wp2yK8latQBNMGf3TkLO81Ro&redir_esc=y#v=onepage&q=entradas&f=false

Weiszl, G. (2012). *Gas blender for blending at least two different gases, method for blending at least two different gases and medical device*. 1(19), 1–25.

Westmed. (2007). *Westmed HYPERINFLATION SETS*. Westmed. www.westmedinc.com

Westmed. (2019). *Westmed Acute Care e Catalog Updated 07 2020*.

<http://online.flipbuilder.com/westmed/emkh/mobile/index.html#p=42>

worldometers. (2020). *COVID-19 CORONAVIRUS PANDEMIC*.

https://www.worldometers.info/coronavirus/?utm_campaign=homeAdvegas1?

Anexos