

Estado: El preprint no ha sido enviado para publicación

Diseño y evaluación de un ventilador mecánico

Oscar Heredia, Xiomara Chunga, Lewis De La Cruz, Mirko Zimic

<https://doi.org/10.1590/SciELOPreprints.1770>

Este preprint fue presentado bajo las siguientes condiciones:

- Los autores declaran que son conscientes de que son los únicos responsables del contenido del preprint y que el depósito en SciELO Preprints no significa ningún compromiso por parte de SciELO, excepto su preservación y difusión.
- Los autores declaran que la investigación que dio origen al manuscrito siguió buenas prácticas éticas y que las aprobaciones necesarias de los comités de ética de investigación se describen en el manuscrito, cuando corresponda.
- Los autores declaran que se obtuvieron los términos necesarios del consentimiento libre e informado de los participantes o pacientes en la investigación y se describen en el manuscrito, cuando corresponde.
- Los autores declaran que la preparación del manuscrito siguió las normas éticas de comunicación científica.
- Los autores declaran que el manuscrito no fue depositado y/o previamente puesto a disposición en otro servidor de preprints.
- El autor que presenta declara que todos los autores responsables de la preparación del manuscrito están de acuerdo con este depósito.
- Los autores declaran que en el caso de que este manuscrito haya sido enviado previamente a una revista y esté siendo evaluado, han recibido el consentimiento de la revista para realizar el depósito en el servidor de SciELO Preprints.
- Los autores declaran que si el manuscrito se publicará en el servidor SciELO Preprints, estará disponible bajo licencia [Creative Commons CC-BY](#).
- El manuscrito depositado está en formato PDF.
- El autor que hace el envío declara que las contribuciones de todos los autores están incluidas en el manuscrito.
- Si el manuscrito está siendo revisado y publicado por una revista, los autores declaran que han recibido autorización de la revista para hacer este depósito.

Enviado en (AAAA-MM-DD): 2021-01-26

Postado en (AAAA-MM-DD): 2021-02-01

Diseño y evaluación de un ventilador mecánico

Design and evaluation of a mechanical ventilator

Oscar Heredia ^{1a} (<https://orcid.org/0000-0003-1343-1398>)

Xiomara Chunga ^{1a} (<https://orcid.org/0000-0002-3277-9173>)

Lewis De la Cruz ^{2a} (<https://orcid.org/0000-0002-8383-921X>)

Mirko Zimic ^{1b} (<https://orcid.org/0000-0002-7203-8847>)

¹ Unidad de Bioinformática y Biología Molecular, Laboratorios de Investigación y Desarrollo, Facultad de Ciencias y Filosofía, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú

² Unidad de Informática Biomédica, Facultad de Salud Pública y Administración. Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú.

^a Ingeniero mecatrónico, ^b Doctor en salud pública

Conflictos de interés: Los autores declaramos no presentar conflictos de interés

Contribuciones de autoría: OH participó en la evaluación del ventilador mecánico. XC participó en el diseño mecánico del ventilador. OH, LD y XC participaron en el diseño y ejecución del software para el ventilador mecánico. MZ participó en la revisión crítica del artículo. Todos participaron en la redacción y aprobación de la versión final.

Agradecimientos: a la Fundación telefónica, Confiep, Ilender, Minero, Enel y Pertel por la donación de los materiales para el desarrollo del prototipo. A la Universidad Privada San Juan Bautista por el apoyo brindando con sus instalaciones y movilidad de los autores

Corresponding Author: Mirko Zimic/ mirko.zimic@upch.pe

Resumen

En respuesta al actual déficit a escala mundial de ventiladores mecánicos causado por el COVID-19, se ha desarrollado un prototipo de ventilador mecánico de bajo costo (aproximadamente 2500 USD) y alta precisión (error menor a 5%). Este equipo permite realizar ventilación mandatoria continua (CMV) controlada por volumen (V-CMV), por presión (P-CMV) y ventilación con presión soporte (PSV). Bajo la CMV se puede trabajar con disparo asistido y controlado; lo que, en combinación, suma un total de cinco modos de ventilación. Su construcción se basa en el uso de componentes comerciales de gama

industrial, piezas mecanizadas con alta precisión y elementos de circuitos de ventilación clínica estándar.

El mecanismo del prototipo consta de un cilindro dentro del cual se desplaza un émbolo accionado por un motor paso a paso. Esto se logra a través de un sistema de transmisión compuesto por un tornillo sin fin y una tuerca. Dependiendo de la cantidad y frecuencia de los pulsos eléctricos emitidos por el sistema de control, se define el avance y velocidad del émbolo. De este modo, el émbolo desplaza la mezcla de aire y oxígeno hacia el paciente.

El prototipo fue evaluado en modo V-CMV mediante pruebas de laboratorio con un pulmón electrónico, que simula las condiciones de operación típicas. Como resultado se obtuvo un error promedio del 3% de las variables de funcionamiento del equipo.

Palabras clave: Ventilación mecánica; Componentes industriales; SARS-COV-2; COVID-19; Peru.

Abstract

This paper describes the design and prototyping of a low cost (under 2500 USD), high precision (error percentage lower than 5%) mechanical ventilator in response to the global demand for this equipment. The ventilator is designed to deliver continuous mandatory ventilation (CMV) in two forms: volumen controlled (V-CMV) and pressure controlled (P-CMV), and pressure support ventilation (PSV). CMV inspiration triggering can be assisted or controlled, which in combination results in five different ventilation modes. It's construction is based on industrial devices, high precision machined parts and standard clinical ventilation elements.

The prototype's mechanism consists of a piston-cylinder system driven by a stepper motor and connected by a lead screw and nut. The distance and velocity of the piston displacement is defined by the quantity and frequency of electronic signal pulses from the programmed control system. The piston movement displaces a mix of air and medical oxygen to the patient.

The prototype's V-CMV mode has been tested on an electronic lung to simulate the response of a real organ in typical conditions. As a result an average error of 3% was obtained. Further upgrades are suggested for performance optimization, pre-clinical tests and clinical validation.

Keywords: Mechanical ventilation; industrial components; SARS-COV-2; COVID-19; Peru

Introducción

El coronavirus tipo 2 del síndrome respiratorio agudo grave (SARS-CoV-2), causante del COVID-19, se propagó rápidamente por todo el mundo hasta ser declarado como pandemia por la Organización Mundial de la Salud (OMS). En finales de enero del 2020, se han reportado cerca de 100 millones de casos confirmados por COVID-19 superando a los dos millones de muertes en todo el mundo. Asimismo, Perú ocupa el cuarto lugar en casos confirmados por COVID-19 en Latinoamérica (1).

En varias partes del mundo los establecimientos de salud colapsaron. En China la cantidad de pacientes que requerían asistencia ventilatoria superó el número de camas disponibles en la unidad de cuidados intensivos (UCI). Como respuesta a esto, un porcentaje de camas generales se convirtieron en camas UCI y los hospitales generales en hospitales de cuidados críticos (2). En el Perú también se ha incrementado el número de camas UCI con ventiladores mecánicos, sin embargo, esta respuesta no ha cubierto la demanda; sin contar que, hasta finales del 2019, el precio unitario de los ventiladores mecánicos que el Estado peruano adquirió fue mayor a 50 mil USD (RM N° 883-2019/MINSA). Cabe señalar que, según un estudio, aproximadamente el 5% de los infectados por SARS-CoV-2 serán casos críticos que requerirán ingreso a UCI y ventilación mecánica con mortalidad casi del 50% (3).

Debido a la escasez de ventiladores mecánicos han surgido comunidades de ingenieros y aficionados que se unen en busca de replicar o desarrollar este equipo biomédico. Los diseños son diversos, sin embargo, se diferencian tres enfoques principales según el modo en que el flujo de aire ingresa al paciente. El primer enfoque está basado en un mecanismo que presiona una bolsa de resucitador manual de emergencia. El segundo enfoque emplea una turbina como medio impulsor de aire hacia el paciente. Y el último enfoque hace uso de un compresor de aire médico y electroválvulas neumáticas que regulan el flujo de aire entregado (4). En Perú, varias universidades vienen desarrollando prototipos de ventiladores mecánicos que en su mayoría se basan en el primer enfoque mencionado (5). Sin embargo, como mencionan Simone Mora y compañía, las bolsas de resucitadores manuales están diseñadas para un uso manual, por lo que no se sabe con certeza si estos podrán soportar un trabajo continuo. Además, los autores encontraron que la mayoría de estas propuestas no cuentan con ventilación mecánica asistida por el paciente. Por lo que estos prototipos solo funcionan en condiciones específicas donde el equipo es quien controla la respiración del paciente.

Sumándose a este conjunto de iniciativas, se ha desarrollado un ventilador mecánico de bajo costo que trabaja con 5 modos ventilatorios. A diferencia de otros prototipos, este no usa una bolsa de resucitador manual, pero sí aprovecha sus válvulas. Tampoco necesita una fuente de aire comprimido, pues cuenta con su propio impulsor de aire. Además, los componentes empleados son comerciales y de nivel industrial, lo que asegura un equipo robusto y seguro.

El equipo fue evaluado en pruebas de laboratorio preliminares y con modelo simulado, las cuales superó satisfactoriamente. Este trabajo expone el desarrollo y evaluación del ventilador mecánico propuesto.

Materiales y métodos

Equipo de calibración

a. Analizador de flujo de gases

El analizador de flujo de gases monitorea todos los parámetros del proceso ventilatorio. De esta manera es posible contrastar las mediciones de este equipo con las mediciones del ventilador mecánico en evaluación. El modelo empleado fue el VT PLUS HF del fabricante FLUKE.

b. Pulmón electrónico

Como elemento de prueba simulada se usó un pulmón electrónico modelo ACCU LUNG marca FLUKE,. El pulmón electrónico simula las propiedades físicas de un pulmón humano y permite evaluar su respuesta al proceso ventilatorio, como la presión pico, presión plateau, volumen tidal, flujo inspiratorio y espiratorio. Las configuraciones disponibles para compliancia son 10, 20 y 30 mL/cmH₂O y para resistencia al flujo, 5, 20 y 50 cmH₂O/L/s.

Prototipo de ventilador mecánico

Hardware

El ventilador se puede dividir en 3 sistemas: el sistema de control y monitoreo, el sistema mecánico motriz y el circuito del paciente.

El sistema de control y monitoreo está compuesto de un Controlador Lógico Programable (PLC) marca Wecon modelo LX3V-1212MT; una pantalla Human Machine Interface (HMI) marca Wecon modelo LEVI2070D; un sensor de presión marca Sendo modelo SS305-PA01A01B; un sensor de presión diferencial marca Lefoo modelo LFM110 que trabaja junto a un tubo venturi fabricado de polietileno de alta densidad (HDPE) y un medidor de oxígeno marca Greisinger modelo GOX100. Estos componentes en su conjunto sirven para programar el funcionamiento del ventilador y monitorear el estado del paciente.

En conjunto, el sistema de control y monitoreo tiene un tiempo de actualización en la pantalla HMI de 100 milisegundos. Sin embargo, el control en el PLC se monitorea y actualiza el sensor de presión en menos de 4 milisegundos. Mientras para la lectura del flujo a través del sensor diferencial se actualiza cada 20 milisegundos.

El segundo sistema es el mecánico motriz, basado en un mecanismo de cilindro-émbolo accionado por un motor paso a paso marca Primopal modelo PHB57S112-430AD y una transmisión compuesta por un tornillo sin fin y una tuerca de 12 mm de paso. El aire del ambiente y el oxígeno medicinal ingresan a través de la válvula de entrada de un resucitador manual, marca Spencer modelo B-Life adaptada al ventilador. El aire y el oxígeno forman una mezcla que se deposita en el cilindro, la cual es comprimida gracias a la presión generada por el movimiento del émbolo y transportada hasta el circuito del paciente.

La capacidad neta del sistema cilindro-émbolo es de 550 ml, y su hermeticidad permite trabajar a 100 cmH₂O de presión. El flujo máximo de aire que impulsa el sistema es de 547,24 ml/s, a 337,5 rpm de velocidad de motor.

Finalmente, el circuito del paciente, está compuesto por un circuito de ventilación mecánica convencional, la válvula de salida anti retorno del resucitador manual y el conector universal de una válvula PEEP marca Spencer modelo EVX 32. Este circuito se encarga de conducir la mezcla hacia el paciente y de permitir la salida del aire espirado previamente filtrado (figura 1).

El suministro eléctrico del ventilador es principalmente la red eléctrica estándar de 220VAC y 60Hz. En caso esta se vea interrumpida, cuenta con una unidad de respaldo (UPS) marca EAST modelo EA900PRO 3kVAS que le permite autonomía de al menos tres horas.

Software

Se desarrolló un algoritmo en relación con el esquema de funcionamiento mostrado en la figura 2. Este algoritmo permite al ventilador ejecutar las funciones de los modos ventilatorios V-CMV, P-CMV y PSV. Los programas se realizaron en los respectivos “Integrated Development Environment (IDE)” del HMI y PLC. El PLC se programó en lenguaje Ladder y el HMI a través de una interfaz gráfica de programación. El programa del PLC tiene cinco subrutinas “Step Ladder programming (STL)” que secuencian los estados del ciclo ventilatorio: estado de reposo; estado de inspiración; estado *hold*; estado espiración y estado de pausa entre inspiración y espiración.

Se desarrollaron 11 pantallas para la interfaz de usuario en el HMI. En la pantalla principal se pueden observar las curvas de volumen, presión y flujo. También se muestran otros parámetros ventilatorios como la presión PEEP; tiempo inspiratorio; frecuencia respiratoria y ratio, además de alarmas visuales y auditivas. Asimismo, cuenta con la opción de activar la función Hold, que es la interrupción del proceso inspiratorio. Esta función permite hacer el cálculo de la potencia mecánica. La potencia representa las causas de lesión pulmonar relacionadas con el ventilador (6). Los modos ventilatorios V-CMV, P-CMV y PSV tienen sus propias pantallas donde se ingresan sus parámetros de configuración. Si se presentan fallas en el ventilador se podrá consultar en la pantalla de alarmas donde se encontrará el

registro de errores. El resto de pantallas son complementarias para una mejor visualización de las gráficas (volumen, presión y flujo); configuración general y control manual del ventilador.

En el modo V-CMV, la variable controlada es el volumen corriente o volumen tidal (VT) y la variable de ciclo es el tiempo. En la pantalla de este modo, el VT se puede configurar de 2 formas: la primera es a través de un factor de volumen por unidad de peso (7) multiplicado por el peso ideal del paciente, calculado a partir del sexo y la altura (8); y la segunda forma es digitar el VT requerido directamente en mililitros. Una vez que se ingrese el valor del VT, el algoritmo podrá calcular la distancia que se moverá el émbolo hasta desplazar el VT requerido. También se introducen datos como la frecuencia respiratoria, encargada de definir la velocidad con que se desplaza el émbolo; el tiempo de inspiración; el ratio y el tiempo Hold, que es el tiempo en el que la función Hold estará activa.

En el modo P-CMV la variable de control es la presión inspiratoria y la variable de ciclo también es el tiempo. En su pantalla, fuera de su variable de control, se cuentan con los mismos parámetros del modo V-CMV a excepción de las variables para el cálculo del VT. La presión inspiratoria se controla a través de la frecuencia del motor. Para esto se diseñó un controlador proporcional-derivativo (PD) adaptado de uno realizado para microcontrolador (9). Se implementó el PD en el PLC teniendo como entrada la presión inspiratoria y como salida la frecuencia del motor con un tiempo de muestreo de 80 milisegundos.

Ambos modos pueden ser asistidos o controlados; donde un ciclo respiratorio es asistido cuando es iniciado por el paciente (10). En el modo asistido se monitorea constantemente la presión en el circuito del paciente; y si hay una caída de presión en el estado de espiración, se inicia un nuevo ciclo respiratorio. En caso no se presente una caída de presión, el ciclo respiratorio serán los parámetros establecidos por el médico especialista.

Por último, el modo PSV es un tipo de ventilación asistida cuya variable de control es la presión inspiratoria y a diferencia de los modos anteriores, su variable de ciclo es el flujo. Esta variable se monitorea constantemente y cuando desciende a un valor establecido llamado flujo umbral, culmina el ciclo de inspiración (11). En su pantalla se encuentran los siguientes parámetros: presión inspiratoria; flujo umbral, que puede ingresarse en L/min o porcentaje; el tiempo Hold y la sensibilidad. El controlador PD y el tiempo de muestreo son los mismos que los del modo P-CMV.

Pruebas preliminares de laboratorio

Las pruebas preliminares se desarrollaron con el prototipo conectado a un medio elástico de baja precisión. La función de este elemento fue recibir y expulsar el volumen de aire proporcionado por el prototipo, y generar una respuesta en los sensores de presión y flujo para evaluar el funcionamiento en conjunto de todos los subsistemas del prototipo.

Durante estas pruebas se evaluó el funcionamiento de los siguientes sistemas:

1. Algoritmos de control: Se verificó que el software propuesto funcione correctamente.
2. Interfaz de control: En esta prueba se verificó que las pantallas cambien con fluidez y que todas las funciones establecidas en el HMI se ejecuten correctamente.
3. Sistema de seguridad y alarmas: Se simularon posibles fallos mediante desconexión; uso de material dañado y uso inadecuado del dispositivo.
4. Suministro energético de respaldo: Se encendió el ventilador y se programó en modo V-CMV. Luego se realizó un corte de suministro eléctrico al UPS y se midió el tiempo de autonomía.
5. Sistema mecánico motriz y transmisión: En esta prueba se examinó el correcto funcionamiento de la parte mecánica y se hizo una evaluación de trabajo continuo.

Pruebas de laboratorio con modelo simulado

La prueba con modelo simulado consiste en conectar el ventilador a un pulmón electrónico, este equipo reproduce de manera confiable la resistencia al flujo y la compliancia de un pulmón humano.

El prototipo fue sometido a proceso de calibración, que consiste en la comparación de las medidas obtenidas por el ventilador, versus los valores obtenidos por el equipo de calibración certificado (analizador de flujo de gases). Los parámetros evaluados fueron los siguientes: VT, presión estática (prueba de fugas), presión pico, presión PEEP, flujo inspiratorio, flujo espiratorio, ratio, tiempo de inspiración, frecuencia respiratoria. El proceso de calibración se realizó de manera iterativa, siguiendo los pasos mostrados en la figura 3.

Resultados

Resultados de pruebas preliminares

1. Algoritmos de control: Los algoritmos implementados respondieron a las necesidades del prototipo. El sistema pudo controlar las etapas del proceso respiratorio a través del sistema motriz en los modos V-CMV, P-CMV y PSV.
2. Interfaz de control: En esta prueba se verificó que las pantallas cambien fluidamente y que todas las funciones establecidas en el HMI se ejecuten correctamente.
3. Sistema de seguridad y alarmas: Este sistema funcionó correctamente a sobrepresiones establecidas; pérdida de presión en el proceso de inspiración; fallos de posición en el émbolo-cilindro así como en posibles fugas.
4. Suministro energético de respaldo: El ventilador continuó funcionando correctamente después del corte de suministro eléctrico, tuvo una autonomía de un poco más de 2 horas ininterrumpidas, luego se detuvo la prueba y la batería del UPS estaba al 50% de su carga.
5. Sistema mecánico motriz y transmisión: Los resultados de esta evaluación se obtuvieron de la prueba de suministro energético de respaldo. El dispositivo trabajó

continuamente un poco más de 2 horas bajo el modo de ventilación V-CMV. No se logró poner a prueba por un tiempo mayor, ya que una hora después de puesto en marcha se escucharon sonidos de fricción poco comunes en la parte mecánica. Esta fricción poco a poco fue insostenible y produjo un paro de equipo. Luego de una revisión de los componentes internos se encontró un desgaste en partes mecánicas móviles. Pese a ello, después de realizarle mantenimiento, el equipo siguió funcionando con normalidad.

Pruebas de laboratorio con modelo simulado

Calibración de volumen

Se obtuvo un porcentaje de error de 34% que se ajustó mediante regresión lineal en la segunda iteración, obteniendo un error del 3% como se muestra en la figura 4. La línea de tendencia tuvo una pendiente $m=1.0547$, este valor cercano a 1 nos muestra una mejor correlación entre valor esperado y valor obtenido; y un intercepto $b= -13.226$ el cual nos muestra un ligero aumento en el desfase de 13ml. Se realizó una tercera iteración con la intención de disminuir el valor de desfase, sin embargo, la pendiente de la tendencia se incrementó en más del 10%, y el desfase también aumentó, por lo que se regresó a la configuración de la segunda iteración. Al ser el porcentaje de error menor a 5% se da por satisfactoria la calibración y la prueba. Se volvieron a tomar datos para evaluar la repetibilidad del sistema, el cual demostró satisfactoriamente la reproducción de valores en un 95%.

Como se registró desgaste mecánico al realizar trabajo constante en el modo V-CMV, no se pudo continuar las pruebas para los modos P-CMV y PSV.

Prueba de presión estática

La prueba de presión estática consistió en obstruir la vía de espiración al terminar la inspiración y antes de comenzar la espiración, para evaluar el comportamiento de la presión estática en ese momento. Al no haber fugas en el circuito ventilatorio, el valor de la presión se mantuvo constante.

Verificación de medidas de flujo

La medición de flujo inspiratorio cambió a la par del volumen tidal. Luego de la calibración de volumen, se obtuvo un error de medición de 3%.

Verificación de medidas de presión

La lectura de presión dinámica (pico y peep) tuvo un porcentaje promedio de error menor al 10% por lo que no requirió mayores ajustes.

Verificación de variables temporales

Se verificaron los valores obtenidos en el calibrador para las variables temporales: tiempo de inspiración, ratio, tiempo de espiración, frecuencia respiratoria. Todas tuvieron un error menor al 5%.

Discusión

El ventilador mecánico desarrollado es capaz de responder a los requerimientos del modo V-CMV y a los cambios de presión de los modos P-CMV y PSV. Se obtuvieron muy buenos resultados en las pruebas de laboratorio con modelo simulado, con un error menor al 5% en la medición de las variables ventilatorias. Los componentes de gama industrial empleados cumplen de manera suficiente los requerimientos para la ventilación mecánica, tanto para este prototipo como en otros basados en respiradores manuales(12).

Por otro lado, durante las pruebas, se detectaron oportunidades de mejora en el diseño, como el desgaste mecánico en la transmisión; la dificultad en el acceso a los componentes al realizar mantenimiento; el calentamiento de los componentes internos y la lectura del flujo de espiración a través del tubo venturi. Se sugiere, un cambio de transmisión y de partes móviles en contacto, para mejorar el tiempo de trabajo constante y vida útil del equipo. Un nuevo diseño de la estructura mecánica, para una mejor distribución de componentes y así facilitar el mantenimiento. Para solucionar el aumento de temperatura interna se sugiere agregar un sistema de enfriamiento por presión positiva. Por último, para una mejor lectura del flujo de espiración, recomendamos volver a dimensionar el tubo venturi con un flujo máximo menor al que se presenta en este prototipo. El levantamiento de estas observaciones no representa un costo adicional unitario a lo expuesto en este artículo.

Finalmente, hasta la presente etapa de desarrollo tecnológico, el ventilador mecánico presenta un buen rendimiento y cuenta con las mismas funciones básicas de un ventilador comercial a un precio 20 veces menor a los adquiridos por el Estado peruano. Esto justifica la continuidad del desarrollo de este ventilador mecánico, que debe incluir el levantamiento de las observaciones, y su optimización. El desarrollo deberá continuar con las siguientes etapas para su validación: pruebas preclínicas con modelos animales, aprobación del ventilador por parte de la Dirección General de Medicamentos, Insumos y Drogas (DIGEMID) del Perú para realizar las pruebas clínicas propiamente dichas.

Referencias bibliográficas

1. World Health Organization. WHO Coronavirus Disease (COVID-19) Dashboard [Internet]. [citado 20 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://covid19.who.int>
2. Hopman J, Allegranzi B, Mehtar S. Managing COVID-19 in Low- and Middle-Income Countries. *JAMA*. 28 de abril de 2020;323(16):1549-50.
3. Wu Z, McGoogan JM. Characteristics of and Important Lessons From the Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) Outbreak in China: Summary of a Report of 72 314 Cases From the Chinese Center for Disease Control and Prevention. *JAMA*. 7 de abril de 2020;323(13):1239-42.
4. Mora S, Duarte F, Ratti C. Can Open Source Hardware Mechanical Ventilator (OSH-MVs) initiatives help cope with the COVID-19 health crisis? Taxonomy and state of the art. *HardwareX*. octubre de 2020;8:e00150.
5. Ciriaco M. Tecnología peruana ante la emergencia [Internet]. *Salud con lupa*. [citado 12 de junio de 2020]. Disponible en: <https://saludconlupa.com/noticias/tecnologia-peruana-ante-la-emergencia/>
6. Gattinoni L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringer P, Herrmann P, Moerer O, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Med*. 1 de octubre de 2016;42(10):1567-75.
7. Gutiérrez Muñoz F. Ventilación mecánica. *Acta Médica Peru*. abril de 2011;28(2):87-104.
8. Martin DC, Richards GN. Predicted body weight relationships for protective ventilation – unisex proposals from pre-term through to adult. *BMC Pulm Med* [Internet]. 23 de mayo de 2017 [citado 20 de agosto de 2020];17. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5442651/>
9. Najjari MR, Plesniak MW. PID controller design to generate pulsatile flow rate for in vitro experimental studies of physiological flows. *Biomed Eng Lett*. 30 de septiembre de 2017;7(4):339-44.
10. Garnero AJ, Abbona H, Gordo-Vidal F, Hermosa-Gelbard C. Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva. *Med Intensiva*. 1 de mayo de 2013;37(4):292-8.

11. Sebastián RL, Luis Joel AH. Ventilación mecánica básica y avanzada [Internet]. Primera edición. Ciudad de México; 2019 [citado 10 de noviembre de 2020]. 70 p. Disponible en: <https://cutt.ly/Ventilacion-mecanica-basica-avanzada>
12. Szlosarek R, Teichert R, Wetzel A, Fichtner A, Reuter F, Kröger M. Design and construction of a simplified, gas-driven, pressure-controlled emergency ventilator. Afr J Emerg Med [Internet]. 7 de noviembre de 2020 [citado 13 de noviembre de 2020]; Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7648187/>

Figuras

Figura 1. Circuito del Paciente

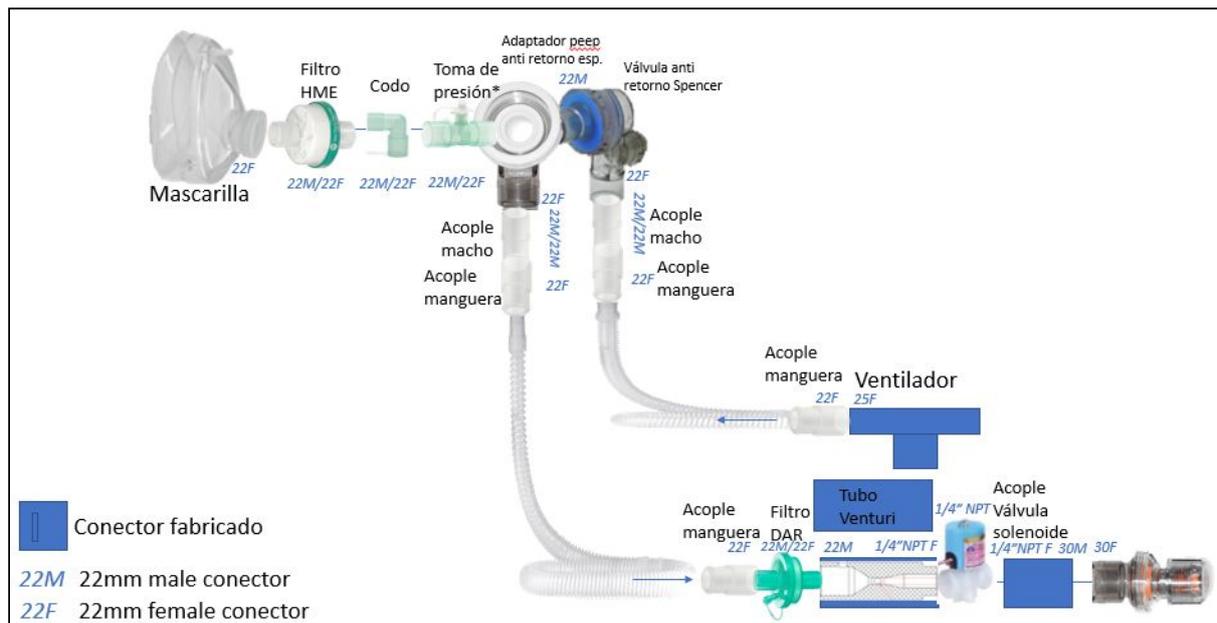


Figura 2. Esquema de funcionamiento

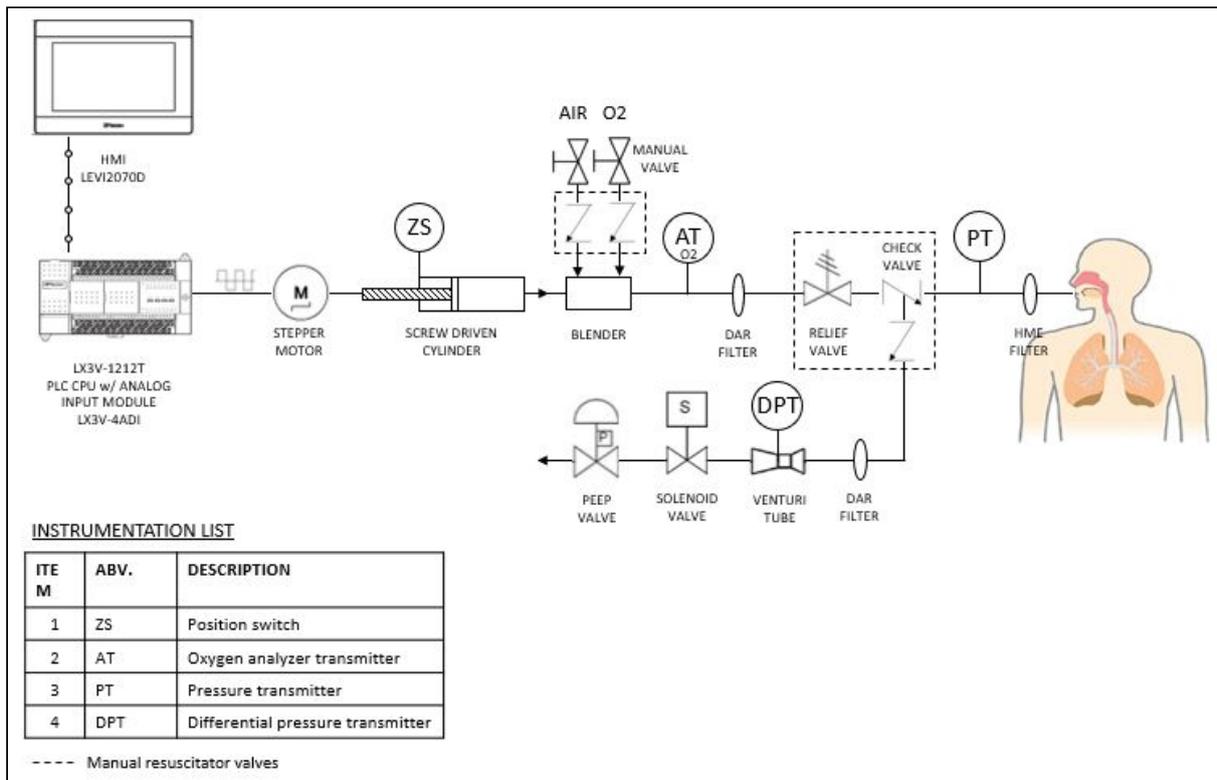


Figura 3. Diagrama de flujo de calibración

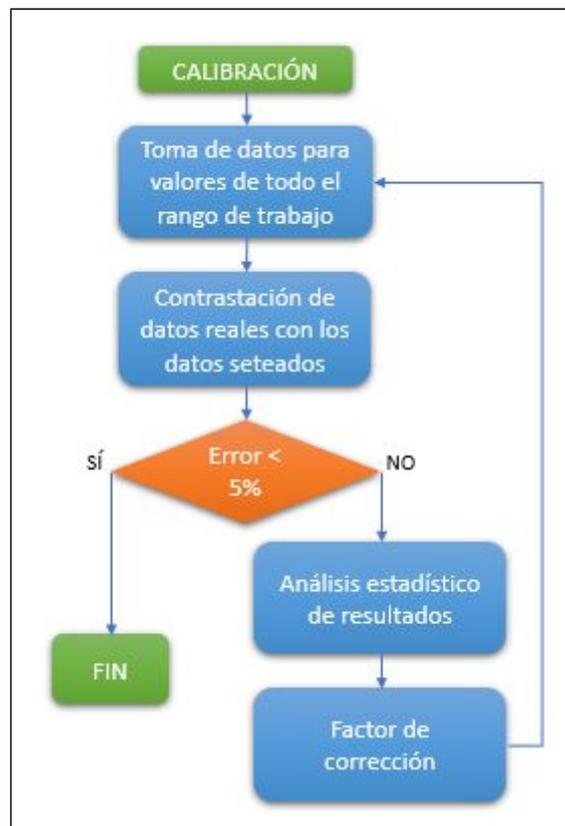


Figura 4. Resultados de calibración de volumen.

