

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

Naranjo. César¹, Flor. Omar², Tapia. Jeysson³, Flores. Evelyn⁴, Coba. Alfredo⁵, Chango.
Eduardo⁶

cnestronic@gmail.com, omar.flor@udla.edu.ec, jeyssontap@hotmail.com,
eveflores.uio@gmail.com, alfredocoba@mail.com, eduardo.chango@outlook.com
<https://orcid.org/0000-0002-6494-5260>¹, <https://orcid.org/0000-0002-3455-5982>²,
<https://orcid.org/0000-0003-4859-7662>³, <https://orcid.org/0000-0002-7425-9360>⁴,
<https://orcid.org/0000-0002-3143-8959>⁵, <https://orcid.org/0000-0001-6658-7738>⁶

¹Universidad Internacional del Ecuador, Ingeniería Mecatrónica

²Universidad de las Américas, Facultad de Ingeniería y Ciencias Aplicadas, Ingeniería Industrial.

^{3,6}Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Ingeniería Electrónica y Control.

⁴Universidad de las Américas, Ingeniería en Redes y Telecomunicaciones

⁵Electrónica Solutions & Services, asesoría y soluciones tecnológicas integrales

Resumen

En este trabajo se presenta el diseño de un ventilador mecánico de carácter emergente y que permite el control de variables como el pico de presión inspiratoria (PIP), Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP), Frecuencia Respiratoria (FR), Tiempo Inspiratorio (Ti), Pausa Inspiratoria (Pause ins), Sensibilidad de Disparo (Trigger), Apnea en Modo Espontáneo (Apnea). Para el diseño, se consideró la experiencia previa en el manejo de ventiladores mecánicos de uso médico y el uso de componentes inoxidables (acero 316) de tipo industrial y equipo médico. Este ventilador permite control mandatorio, selección y monitoreo de parámetros mínimos necesarios para dar soporte vital a pacientes con deficiencia respiratoria aguda.

Palabras clave

Ventilador mecánico, Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP), Presión límite (PIP), COVID-19

Emergency mechanical ventilator design in assisted/controlled and spontaneous pressure mode

Abstract

This work presents the electronic and mechanical design of an emerging mechanical ventilator that allows the control of variables such as Peak inspiratory pressure (PIP), Positive end-expiratory pressure (PEEP), Respiratory Frequency (FR), Inspiring Time (Ti), Inspiring pause (Pause ins), Trigger Sensitivity, Apnea in Spontaneous Mode (Apnea). For the design, previous experience in the handling of medical mechanical fans and the use of industrial-type stainless steel (316 steel) components and medical equipment was considered. This ventilator allows mandatory control, selection and monitoring of minimum parameters necessary to provide life support to patients with acute respiratory deficiency.

key words

Mechanical Ventilator, Positive end-expiratory pressure (PEEP), Peak inspiratory pressure (PIP), COVID-19

I. INTRODUCCIÓN

A. Ventilador mecánico,

Ante un colapso del sistema respiratorio, debido a múltiples patógenos, un ventilador mecánico, es un equipo que brinda asistencia respiratoria a pacientes que no tienen la capacidad de hacerlo por sus propios medios [1,2]. Para la conexión del ventilador con el paciente sedado, se utiliza un tubo endotraqueal [3] el cual transportará el flujo de gas en la inhalación y espiración. La respiración es controlada totalmente por el ventilador a través de su presión o volumen. El médico especialista en cuidados intensivos, determina los tiempos de inspiración y espiración de acuerdo a la condición del paciente. Los datos son configurados en el dispositivo y de esta manera se permite la ventilación, [4,5].

Los modos de ventilación mecánica más comunes son: Ventilación controlada (VC) Ventilación asistida (VA), ventilación con presión de soporte (VPS) [6].

En la ventilación controlada [7], es el equipo el cual controla el número de ciclos pautados con la presión o volumen previamente configurado. Este proceso se realiza de forma independiente al esfuerzo que pueda realizar el paciente en la inspiración. Para su configuración, el usuario debe introducir el valor de la frecuencia respiratoria y el volumen corriente o a su vez, la presión [8,9].

B. Mecánica de ventiladores.

El diseño de los ventiladores mecánicos contempla un sistema de gas comprimido, cuya mezcla de aire y oxígeno [10,11] atraviesan un circuito de inspiración, que posee regulación de caudal o presión, así como válvulas de seguridad que garantizan la protección frente a sobrecargas. Un ventilador convencional, cuenta con la posibilidad de variar la presión o volumen en la línea inhalatoria [12], que provee de aire hacia los pulmones. La estructura debe albergar una serie de sensores de presión, oxígeno y volumen empleados en el ámbito electrónico, para su monitoreo y control [13].

Como una segunda etapa en el proceso de ventilación, un circuito de espiración permite que el gas que ha entrado y expandido los tejidos pulmonares, retorne transportando el monóxido de carbono residual en los pulmones. Al igual que en la inspiración, en esta etapa también se requiere la medición del flujo y presión que retorna [14]. Para evitar la contaminación del aire inspirado hacia el entorno exterior, se emplea un filtro adecuado.

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

C. Electrónica de ventiladores.

A pesar de las múltiples marcas y gamas de ventiladores, empleados en instituciones de salud, las variables que deben controlarse son la presión y flujo inspirado; mientras que, sensores y señales que abren y cierran pasos de flujo deben ser acondicionadas. Las válvulas controladas de manera proporcional, constituyen los elementos finales de control y permiten variar adecuadamente los parámetros y lograr el funcionamiento correcto del ventilador [15]. La respiración mecánica maneja presiones de 0 a 60 cmH₂O y flujos de hasta 120LPM, por lo que los sensores deben permitir la adquisición de estas señales, para que un dispositivo con un microprocesador, establezca la señal de control adecuada que será enviada a las válvulas para su accionamiento.

D. Parámetros de control y ventilación.

Los parámetros fundamentales que se deben proveer en la ventilación mecánica son dos: Presión máxima y presión de meseta. La primera se alcanza cuando el ventilador proporciona aire a los pulmones del paciente, mientras que la segunda se alcanza al final de la inspiración. En la operación, además deben incluirse parámetros que sirven de soporte para el control y monitoreo como el Volumen Corriente (VC), Frecuencia Respiratoria (FR), Volumen Minuto (VM), Tiempo Inspiratorio (Ti), Relación Inspiración/Espiración (I/E) según [16].

El Volumen Corriente (VC), es la cantidad de gas que el respirador envía al paciente en cada inspiración. Lo habitual es programar un VC de 7–10ml/kg (Excepto en neonatos y pacientes con enfermedad pulmonar hipoxémica, en quienes se programan volúmenes menores). Debe tomarse en cuenta que algunos respiradores compensan automáticamente el volumen de las tubuladuras (Volumen de compresión) y otros no, por lo que, con el mismo volumen programado, el volumen efectivo puede ser diferente. [17]

La Frecuencia Respiratoria (FR), o número de respiraciones por minuto, administrado por el ventilador, depende de la edad y la patología del paciente. Se emplean FR de 40–60rpm en neonatos, 30–40rpm en lactantes, 20–30rpm en niños, 12–15rpm en adolescentes, y 8-14rpm en adultos.

El Volumen Minuto (VM), es el volumen de gas que el respirador envía al paciente en cada minuto de ventilación. Es el producto del VC por la FR. El VM es el parámetro que está más directamente relacionado con la ventilación y, por lo tanto, con la presión arterial de dióxido de

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

carbono (PaCO_2). En algunos respiradores se programa el VM en vez del VC [17]. Por tanto, para mejorar la ventilación se puede modificar, dependiendo del estado del paciente, el VC, la FR o ambas.

El período de entrada del gas en la vía respiratoria (Tubuladuras, tubo endotraqueal, tráquea y bronquios) y pulmones, se conoce como Tiempo Inspiratorio (T_i). Este parámetro se programa tanto en las modalidades de volumen como en las de presión. En la ventilación por volumen, la inspiración está dividida en 2 fases: En la primera se produce la entrada del gas (T_i) y en la segunda, el Tiempo de pausa inspiratoria (T_p), en la que el aire se distribuye por el pulmón. En esta fase el flujo se hace 0. La pausa inspiratoria corrobora que la ventilación sea más homogénea ya que permite una redistribución del gas por todos los alveolos, a pesar de que tengan distintas constantes de tiempo (Resistencia y elasticidad). En la ventilación por presión, no se programa el T_p [18].

Relación Inspiración/Espiración (I/E). Es la relación del tiempo que se dedica a la inspiración y la espiración en cada ciclo respiratorio. Habitualmente se utiliza una relación I/E de 1/2 a 1/3. La programación de la relación I/E defiere según el modelo del ventilador. En unos se programa la FR y la relación I/E; en otros, el T_i y el tiempo espiratorio en segundos; en otros, la FR, el porcentaje de T_i y T_p en porcentaje; y en otros, la FR y el T_i en segundos. [18]

II. DESARROLLO

A. *Diseño mecánico.*

Considerando las dos líneas de inspiración y espiración que se requieren en el proceso, se planteó la distribución de la figura 1, en la que se esquematizan los componentes principales y que se han ensamblado en una distribución que permite practicidad en su reemplazo de componentes.

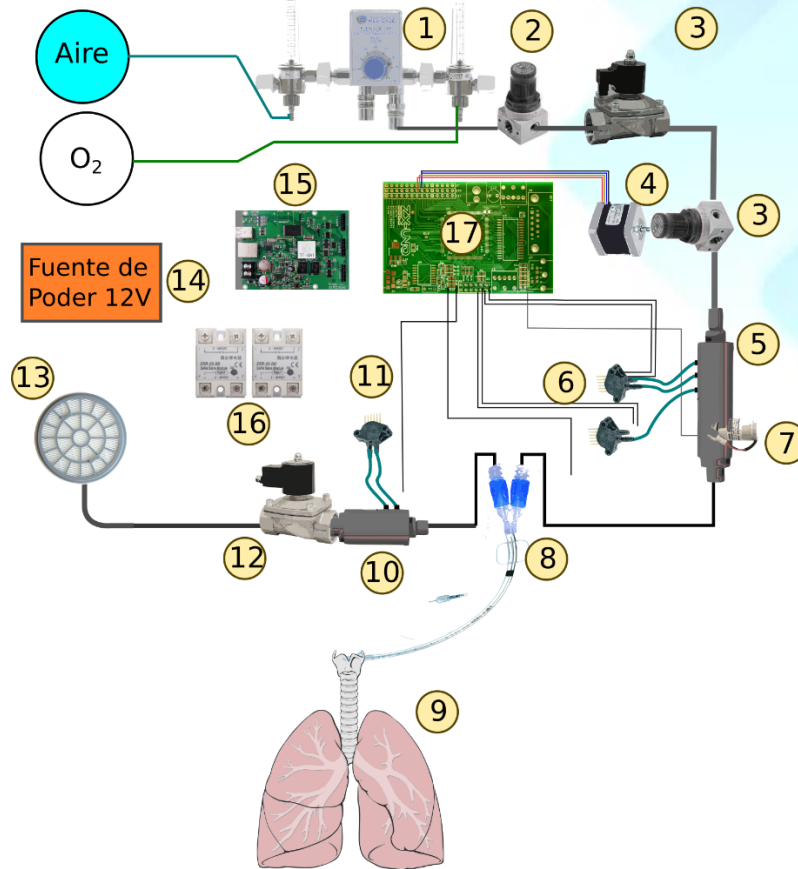


Figura 1: Esquema del diseño de ventilador mecánico emergente.

En la figura 1, se enumeran los componentes: (1) Mezclador de aire y oxígeno, (2) reguladora de presión de precisión, (3) válvula reguladora de presión, (4) motor de pasos NEMA 17, (5) manifold de inhalación, (6) sensores de presión, (7) sensor de oxígeno, (8) circuito paciente, (9) sistema respiratorio del paciente, (10) manifold de espiración, (11) sensor de presión, (12) electroválvula, (13) filtro EPA, (14) Fuente de poder – 12VDC, (15) placa controladora, (16) relés y (17) placa controladora.

La línea de espiración inicia con la alimentación de las fuentes de aire y oxígeno, cuyos flujos, con ayuda de (1), se mezclan en proporciones que deben ser variables para su utilización. El gas mezclado atraviesa una válvula de regulación de caudal (3), que por cuestiones de seguridad evitará un exceso de flujo por parte de las fuentes como medio de protección inicial para el equipo. Una segunda válvula acondicionada al componente (4), cumple la función de válvula proporcional, la misma que regula la apertura y cierre para el ciclo inspiratorio. El componente (5), permite la incorporación de los sensores (6) y (7) y conduce el aire hacia (8) y (9).

El circuito de exhalación empieza por (9) propulsado por la recuperación elástica del sistema pulmonar, que envía el aire inspirado a (10), en cuya estructura se encuentra acondicionado (11) y posterior a ellos, la válvula (12) y finalizando por el filtro (13).

B. Diseño electrónico,

El ventilador mecánico desarrollado se basa en un sistema embebido Raspberry, ya que al ser un equipo complejo en funcionamiento, requiere ser amigable con el usuario. El sistema operativo Raspbian, presenta facilidades para desarrollar la interfaz. El valor de la presión, se obtuvo mediante tomas conectadas en la línea inspiratoria, usando un amplificador de instrumentación y el sensor MPX2010DP. El sensor utilizado, puede medir entre 0 a 100cm de agua, posee una salida analógica acondicionada de 0 a 25mV y se alimenta con 12VDC. Las medidas de flujo se tomaron basándonos en un sistema de placa orificio, uno colocado en la línea inspiratoria y otro, en la línea espiratoria. Para obtener los datos de flujo, se utilizó el mismo sensor MPX2010DP, pero aprovechando la característica diferencial del mismo; sin embargo, al tener diferencias de presiones muy bajas, se acondicionó la señal mediante un amplificador de instrumentación AD620, a fin de optar por una entrada diferencial, permitir la regulación de la ganancia y el offset mediante arreglos de potenciómetros. En la figura 2, se presenta el esquema eléctrico del sensor MPX2010DP.

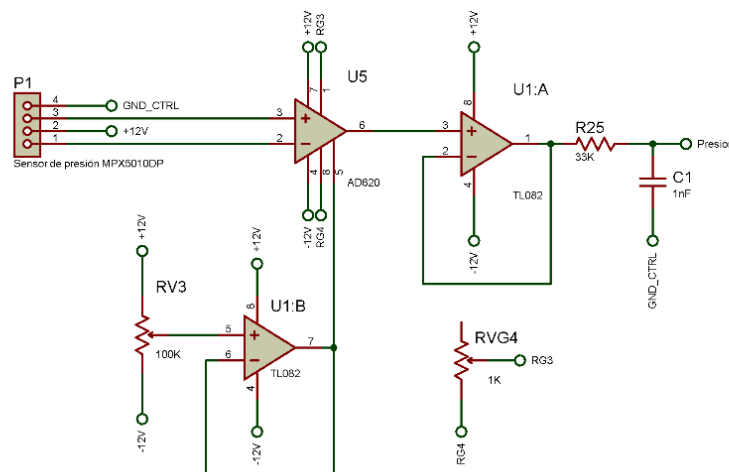


Figura 2. Sensor de presión/flujo MPX2010DP

Para la determinación del porcentaje de oxígeno que tiene la mezcla gaseosa y que es enviado al paciente (FiO_2), se utiliza una celda de oxígeno de grado médico, la cual se ha considerado de fácil acceso e intercambiable por el desgaste que sus reacciones químicas ocasionan. La señal obtenida se acondicionó con el uso de un amplificador AD620, que permite que el voltaje inicial

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

que emite la celda (8mV a 40mV), se amplifique a valores en voltios (0 a 3V), permitiendo así, ser interpretado por el conversor análogo digital ADS1115 [19] e ingresado a la placa controladora Raspberry mediante el protocolo de comunicación I2C.

Para enviar las señales de manejo a los elementos finales de control, los mismos que son dos válvulas todo o nada y una válvula proporcional que fue adaptada con un regulador de presión de alta precisión y un motor a pasos Nema17, pues al ser un equipo médico, este debe garantizar que los elementos finales de control sean lo más precisos y fiables. Para enviar las señales que manejan el motor a pasos se utiliza el driver de motor TB6600, que permite interpretar directamente las señales digitales de la Raspberry; para manejar las válvulas (figura 3) todo o nada se optó por acondicionar la señal mediante optoacopladores PC817 y Mosfets IRF840, los mismos que permiten manejar sin problema a las válvulas de 24V y de 26W aproximadamente.

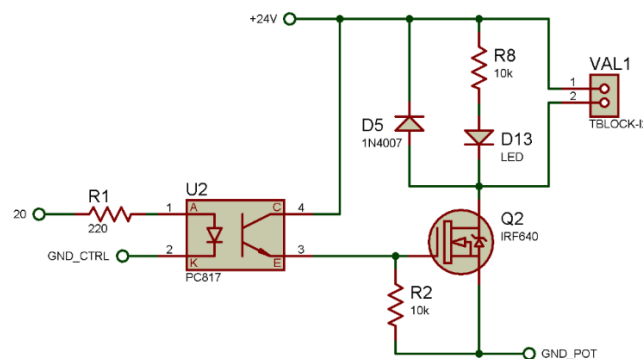


Figura 3. Esquema de control de válvulas.

En el diseño de la placa final se consideró una disposición modular, para facilitar el reemplazo de los módulos de sensores, si estos sufren algún daño. La placa controladora de la figura 4, posee un sistema de acople fácil con la placa controladora Raspberry, eliminando al máximo el cableado dentro del equipo.

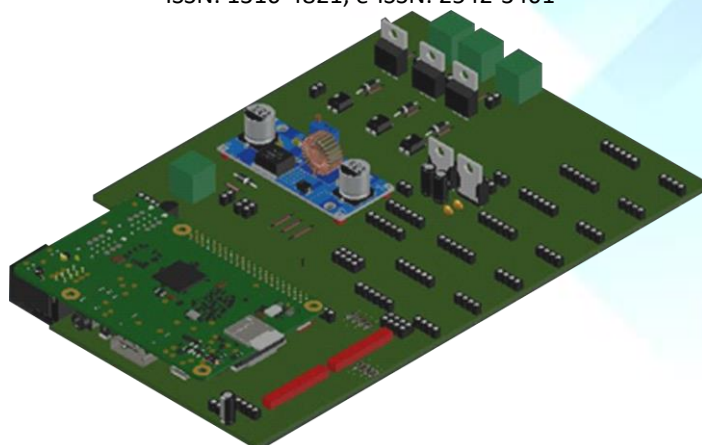


Figura 4. Placa electrónica modular.

C. METODOLOGÍA (centrado)

Para el diseño planteado, se consideró aspectos mecánicos y eléctricos, el primero con referencia a las líneas de aspiración/espriación y el segundo, respecto al sistema de control necesario para el proceso de apertura/cierre de válvulas, empleo de sensores y comunicación con la interfaz.

A. Diseño Mecánico

El diseño mecánico propuesto, basó su estudio en dos aspectos fundamentales, el primero fue el diseño del sistema neumático de baja presión, y el segundo, la disposición de componentes que permitan un ensamble sencillo, modular y a la vez compacto para su traslado.

Las líneas de inspiración y espriación se basaron en una adaptación sencilla a los componentes neumáticos y médicos, dado que la presión de funcionamiento fue muy reducida para el empleo de criterios de dimensionamiento de redes de aire comprimido, sin embargo, el dimensionamiento se basó en la funcionalidad que ofrecía para el buen desempeño de los sensores de la parte electrónica y resistencia de inspiración por parte del futuro paciente.

La disposición de componentes, procuró la optimización del espacio con la limitante de brindar la suficiente holgura para proveer de ventilación requerida para el funcionamiento de partes eléctricas y electrónicas.

B. Diseño Electrónico

Teniendo claras las variables que se deben medir y las que se deben controlar, además de tener presente el cómo se va a controlar, se establece cuáles son los elementos electrónicos que deberán agregar para que el equipo funcione como un sistema complejo pero eficiente, es así que por esta razón se usan los sensores MPX2010DP [20], pues estos sensores miden la presión en el rango requerido y además una de sus cualidades es que presentan compensación de temperatura; la medición de flujo se obtiene en base al principio de diferencial de presión que presenta el método de medición de placa de orificio [21], la medición de FiO₂ que consiste en un proceso químico el cual, como salida proporciona un voltaje variable en el rango de las decenas de milivoltios. Todas las señales que se tienen de las mediciones de las variables (presión, flujo, FiO₂) fueron acondicionadas para lo cual se utilizó un amplificador de instrumentación AD620 [22] y con una configuración que permitió editar la ganancia y el offset, para que de esta forma la señal análoga en milivoltios, pueda ser amplificada al rango de voltios y pueda ser leída por el conversor análogo digital ADS1115 [19]. Finalmente la señal es transmitida al sistema microprocesador Raspberry Pi3, el mismo que genera la respuesta del controlador que debe ser enviada al elemento final de control que consiste en un motor a pasos acoplado a un regulador de presión de alta fidelidad (figura 5), que permite controlar finamente la presión de aire que le llega al paciente que está entubado al sistema.

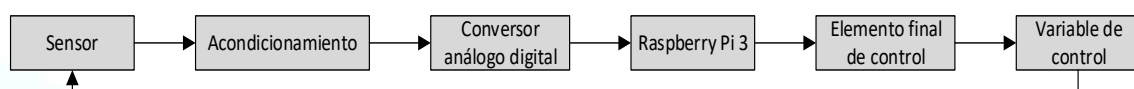


Figura 5. Esquema de control del circuito que acciona la válvula reguladora de presión

D. RESULTADOS

El dispositivo que se ha obtenido como el resultado del diseño planteado mecánica y electrónicamente y su configuración presentada en la figura 6, brinda las características funcionales adecuadas para la fabricación de un ventilador mecánico emergente. Los componentes seleccionados y su ubicación en el circuito, permiten un adecuado control de los parámetros ventilatorios. La incorporación de equipos industriales de carácter inoxidable, como válvulas de control de aire constituidas por acero 316, a pesar de ser de

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

uso industrial, presentan buen desempeño en el uso médico al igual que el acero 304 [23].

La distribución de componentes, permite una adecuada implementación del control electrónico, sin que existan interrupciones de flujo ni afectaciones por la incorporación de sensores en las líneas de inspiración y espiración.

La incorporación de una pantalla táctil para el monitoreo y control de variables es una herramienta indispensable en equipos modernos [24, 25], no solamente por el diseño innovador, sino porque brinda mejor visualización, sencilla manipulación y flexibilidad en su programación y mayor facilidad de limpieza.

La incorporación de alarmas en el equipo, las mismas que son activadas por la placa controladora, cuando los parámetros salen fuera de los rangos especificados por el especialista, fueron de carácter obligatorio y solamente se solucionó mediante programación y empleando la pantalla táctil como alarma visual, a más de un dispositivo sonoro.

A la derecha del equipo (figura 6) se observa el mixer (1), mediante el cual se ingresa el gas mezclado para el proceso inspiratorio. En la parte frontal se observan dos tomas, la derecha para la inhalación y la izquierda para la espiración.



Figura 6. Ventilador mecánico emergente.

La estructura que envuelve los componentes, ilustrada en la figura 6, elaborada en acero inoxidable 304 y protegido por pintura electrostática, brinda una configuración tal que en su exterior elimina la presencia de pernos y tornillos, facilitando su limpieza exterior.

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

CONCLUSIONES

El ventilador diseñado, mediante su configuración, ha permitido un ensamblaje y funcionalidad adecuada para brindar un proceso de inhalación y espiración, controlando en todo momento, los valores de presión y con seguridades adecuadas ante variaciones de presión y variaciones eléctricas; por tanto, sirve de base para futuros desarrollos de ventiladores que pueden ser incorporados en unidades de cuidados intensivos una vez que se cuente con el aval de los expertos y permisos para su implementación.

El hardware implementado en el ventilador contiene los elementos físicos requeridos para incorporar todas las modalidades ventilatorias que sean requeridas en lo posterior, que estarán disponibles mediante actualización del software.

La optimización y uso de elementos mecánicos de fácil acceso permite que los tiempos de armado del diseño sean convenientes frente a la demanda de estos equipos en una emergencia sanitaria como la actual pandemia producida por la COVID-19. Su diseño, que incorpora entradas de alimentación universal y salidas de dimensiones médicas estándar, facilitan la producción masiva de estos ventiladores.

RECONOCIMIENTO

Se agradece el apoyo a los valientes integrantes ecuatorianos del grupo “YO NO ME RINDO”, al apoyo en todo momento del Club Rotary, Ministerio de Cultura, Municipio de Quito y a personas que velaron por el bienestar de los integrantes a lo largo de esta tarea, que busca apoyar de manera desinteresada, en esta emergencia que vive el mundo entero por la pandemia ocasionada por el COVID19.

REFERENCIAS (Centrado)

- [1] F. Gutierrez, “Ventilación mecánica”, *Acta Médica Peruana*, vol. 28, no. 2, Junio 2011.
- [2] F. Gutiérrez, “Diagnóstico, Monitoreo y Soporte Inicial del Paciente con Insuficiencia Respiratoria Aguda”; Simposio: “Atención Inicial Del Paciente Crítico Para No Especialistas” (Parte 1). *Revista Acta Médica Peruana*, no. Especial, 2011.
- [3] Y. Rodríguez, D. Rodriguez, A. Monsalve, K. López, A. Arévalo, “Recomendaciones clínicas para la atención del paciente agudo y crítico con COVID-19”, Abril 2020.
- [4] Grace K, “The Ventilador: selection of mechanical ventilators.” *Critical Care Clinics*, Vol. 14, no. 4, Octubre 1988.
- [5] J.A. Farias, I. Alía, A. Retta, F. Olazarri, A. Fernández, A. Esteban, “An evaluation of extubation failure predictors in mechanically ventilated infants and children.”, *Intensive Care Med.*, pp. 752-757, 2002.

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión

- [6] A. Chavez, R. De la Cruz, A. Zaritsky., "Spontaneous breathing trial predicts successful extubation in infants and children.", *Pediatr Crit Care Med.*, pp. 324-328, 2006.
- [7] C. M. Reina, "Ventilación mecánica controlada y asistida y controlada.", *Science Direct*, vol. 59, pp. 82-85, 2003.
- [8] P. Jouvret, C. Farges, G. Hatzakis, A. Monir, F. Lesage, L. Dupic, "Weaning children from mechanical ventilation with a computer-driven system (closed-loop protocol): a pilot study." *Pediatr Crit Care Med.*, pp. 425-432, 2007.
- [9] F. Scopesi, M.G. Calevo, P. Rolfe, C. Arioni, C. Traggiai, F.M. Risso, "Volume targeted ventilation (volume guarantee) in the weaning phase of premature newborn infants.", *Pediatr Pulmonol.*, pp. 864-870, 2007.
- [10] M. Sánchez, M. Quintana, D. Palacios, V. Hortiguera, C. Schulk, J. Garcia, A. Canabal, M.J. Pérez, A. Velasco, M.A. Arrense, "Relación entre el gradiente alveolo-arterial de oxígeno y la PaO₂/FiO₂ introduciendo la PEEP en el modelo.", *Medicina Intensiva*, vol. 36, no. 5, Junio- Julio 2012.
- [11] J. Aboab, B. Lous, B. Jonson, L. Brochard., "Relation between PaO₂/FiO₂ ratio and FiO₂: a mathematical description.", *Int Care Med*, 2006
- [12] JJ.Marini, AP. Wheeler. "Respiratory monitoring. Critical" *Care Medicine. The Essentials.*, 2010.
- [13] M. El-Khatib, G. Jamaledine. "A new oxygenation index for reflecting intrapulmonary shunting in patients undergoing open-heart surgery". *Chest*. 2004.
- [14] F. Aranda, J. Aliste, F. Altermatt, J.P. Álvarez, F. Bernucci, "Recomendaciones para el manejo de pacientes con COVID-19 con indicación terapéutica de ventilación mecánica que eventualmente son conectados a máquinas de anestesia.", *Revista Chilena de Anestesia*, vol.49, no.3, 2020.
- [15] A. Güldner, T. Kiss, A. Serpa Neto, SN Hemmes, JCanet, Spieth PM, "Intraoperative protective mechanical ventilation for prevention of postoperative pulmonary complications: a comprehensive review of the role of tidal volume, positive end-expiratory pressure, and lung recruitment maneuvers." *Anesthesiology*. 2015.
- [16] J. Lopez, A. Carrillo,"Ventilación mecánica: indicaciones, modalidades y programación y controles.", *Elsevier*, vol. 6, no. 6, 2008.
- [17] J. Shults, J. Martsma, S. Slutsky, O. Gajic. "What tidal volumes should be used in patients without acute lung Injury?", *ASA Publications: Anesthesiology*, vol.106, 2007.
- [18] A. Carrillo, J. Lopez, "Parameters of mechanical ventilation.", National Library of medicine, Julio 2003.
- [19] Catalogo ADS11x Ultra-Small, Channel with Programmable Gain Amplifier, Adafruit component, Adafruit, producto ID: 1085.
- [20] Catálogo Motorola , 10 kpa on chip temperature compensated calibrated silicon pressure sensors Available: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-df/pdf/86195/MOTOROLA/MPX2010DP.html>
- [21] Creus. A. Neumática e Hidráulica. España: Marcombo, S.A., 2007.
- [22] Catalogo AD620. Precision, Dual-Channel Instrumentation Amplifier, Adafruit componen, Adafruit, producto ID: 1085.
- [23] I. Tolosa, F. Garcíandía, F.Zubiri, F. Zapirain, A. Esnaloa, " Study of mechanical properties of AISI 316 stainless steel processed by "selective laser melting", *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 51. 639-647. 10.1007/s00170-010-2631-5, 2010, DOI: 10.1007/s00170-010-2631-5
- [24] Catálogo Electronic ventilator / intensive care / transport / multi-mode , AxCent Medical Available: <https://www.medicalexpo.com/prod/axcent-medical-gmbh/product-122394-861419.html>



César Naranjo, Ingeniero en Mecatrónica de la Universidad Internacional del Ecuador, investigador apasionado por el diseño y fabricación de sistemas Mecatrónicos automatizados para uso en la industria alimentaria bajo normativa ISO 9001:2015 CEO de la empresa CNESTRONIC ubicada en Quito.



Omar Flor, Ingeniero Mecánico de la Escuela Politécnica del Ejército, Máster en Automática, Robótica y Telemática en la Universidad de Sevilla-España, docente e investigador en la Universidad de las Américas en Quito-Ecuador.



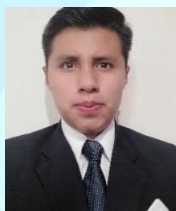
Jeysson Tapia, Ingeniero en Electrónica y Control de la Escuela Politécnica Nacional, apasionado por la tecnología, la automatización y más aún por la instrumentación biomédica, con experiencia en instrumentación, control y manejo de sensores. Quito – Ecuador.



Alfredo Coba, Ingeniero electrónico de la Escuela Politécnica del Ejército, apasionado por la investigación y desarrollo de equipos especiales, con amplia experiencia en las áreas de telecomunicaciones e inmótica, asesor de la empresa Electronic Solutions & Services.



Evelyn Flores, Estudiante de Ingeniería en Redes y Telecomunicaciones de la Universidad de las Américas, especialista en optimización de sistemas neumáticos y diseño e instalación de redes de aire comprimido a nivel industrial. Quito Ecuador



Eduardo Chango, Estudiante de Ingeniería en Electrónica y Control, enfocado en sistemas de control industrial y electrónica de potencia aplicado en sistemas de movilidad inteligente Quito Ecuador