



## **Optimización de diseño de ventilador portátil de traslado para asistencia respiratoria**

*Manuel Antonio Arenas Méndez<sup>1\*</sup>, Carlos Alberto Contreras Verteramo<sup>1</sup>, Marco Antonio Díaz Martínez<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>TecNM-Instituto Tecnológico Superior de Pánuco

\*manuel.arenas@itspanuco.edu.mx

### **RESUMEN**

En 2020 a partir de la pandemia por COVID-19 el Instituto Tecnológico Superior de Pánuco a través del departamento de Ingeniería Electrónica se unió a los esfuerzos mundiales para el desarrollo de un prototipo de ventilador mecánico basado en bolsas de resucitación cardiopulmonar tipo ambú. Durante el transcurso de la pandemia se implementaron una serie de prototipos con características funcionales y a mediados de 2022 se implementó un último prototipo portable el cual presenta algunas características propias de los ventiladores comerciales, sin embargo, ante la falta de instrumentos de medición de los parámetros de funcionamiento básicos, flujo y presión, no se logró realizar una calibración adecuada del sistema de control. En 2023 a raíz de la Segunda Convocatoria de Proyectos de Investigación Científica y de Desarrollo Tecnológico se obtuvo un financiamiento por parte del Consejo Veracruzano de Investigación Científica y Desarrollo Tecnológico (COVEICYDET), clave CP 1111 1719/2023, para la conclusión del prototipo. El presente artículo describe la metodología aplicada para la mejora del prototipo y los resultados iniciales obtenidos.

Palabras clave: Ventilador Mecánico, Ambú, Covid-19.

### **ABSTRACT**

In 2020, following the COVID-19 pandemic, the Instituto Tecnológico Superior de Pánuco, through its Department of Electronic Engineering, joined the global effort to develop a prototype mechanical ventilator based on ambu-type cardiopulmonary resuscitation bags. During the pandemic, a series of prototypes with functional characteristics were implemented and by mid-2022, a final portable prototype with some commercial ventilator

characteristics was implemented. However, due to the lack of instruments to measure the basic operating parameters, flow and pressure, it was not possible to perform an adequate calibration of the control system. In 2023, because of the Segunda Convocatoria de Proyectos de Investigacion Cientifica y de Desarrollo Tecnologico, funding was obtained from the Consejo Veracruzano de Investigacion Cientifica y Desarrollo Tecnologico (COVEICYDET), code CP 1111 1719/2023, for the completion of the prototype. This article describes the methodology used to improve the prototype and the first results obtained.

Key words: Mechanical Ventilator, Ambu, Covid-19.

## **INTRODUCCIÓN**

La alta capacidad de contagio del virus SARS-COV-2 provocó una rápida aparición de casos de COVID-19 en el mundo, como respuesta, la Organización Mundial de la Salud declaró una alarma epidemiológica en el planeta, situación conocida como pandemia. Esta situación ha generado tensión mundial, exigiendo altos niveles de atención gubernamental en todos los países y ha puesto en evidencia las deficiencias de los sistemas de salud para hacerle frente a nivel global (Llanes, 2020).

La pandemia de COVID-19 provocó un crecimiento exponencial en la demanda de equipos para ventilación mecánica debido a que un grupo importante de pacientes se vio sujeto a cuidados intensivos por presentar condiciones de insuficiencia respiratoria entre su sintomatología (Aranda et al. 2020).

Mientras que países como Nigeria tienen aproximadamente un ventilador por cada 1,266,440 personas, Estados Unidos tiene un ventilador por cada 5,076 personas, es decir, 250 veces más ventiladores per cápita. Además, entornos de bajos recursos económicos tienen una variedad de desafíos, incluidos equipos limitados de suministro de oxígeno, electricidad poco confiable y carencia de técnicos en el área de la salud (Meyerowitz et al., 2021).

Para afrontar la emergencia sanitaria, a nivel mundial un número importante de instituciones de educación superior generaron proyectos de investigación y desarrollo tecnológico enfocados en ofrecer soluciones para resolver las demandas de los sistemas

de salud públicos. Instituciones como la Universidad de Oxford y el King's College de Londres en el Reino Unido, la Universidad de Sandip en La India, las Universidades de Minnesota, California y Princeton en Estados Unidos, la Universidad de Bergamo en Italia o la de Gotenburgo en Suecia investigaron y desarrollaron tecnologías enfocadas en la generación de ventiladores mecánicos confiables de bajo costo para la atención de pacientes con afecciones respiratorias (Beale et al., 2022; Bombarda et al., 2021; Kartik et al. 2022; Meyerowitz et al., 2021). En México, el TecNM se sumó al esfuerzo para diseñar y desarrollar herramientas de manejo de datos e inteligencia artificial, desarrollo de sensores y kits de diagnóstico, producción de gel antibacterial y manufactura de ventiladores mecánicos para atención de pacientes con función respiratoria comprometida, entre otras acciones (TECNM, 2020). De forma particular el Instituto Tecnológico Superior de Pánuco desarrolló un prototipo, figura 1, de ventilador portátil de traslado para asistencia respiratoria.

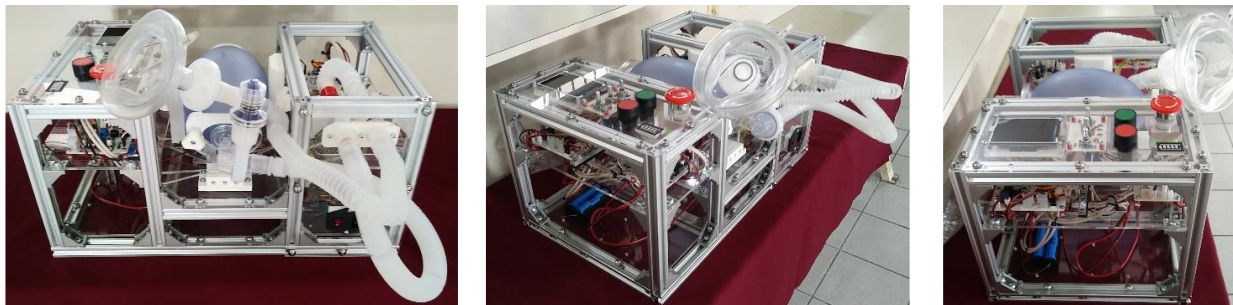


Figura 1. Prototipo de ventilador portátil de traslado para asistencia respiratoria.

## METODOLOGÍA

En los siguientes cuatro puntos se resume la metodología aplicada.

1. Medición de valores de presión y flujo obtenidos por el sistema embebido del ventilador.

En esta etapa se emplea un analizador de flujo de gases CITREX H5, figura 2, y un pulmón artificial de prueba SmartLung Adult, figura 3, para la medición del volumen de aire generado por el sistema embebido del ventilador de traslado bajo los siguientes parámetros de operación establecidos: relación de inspiración:exhalación de 1:2 y 1:3, frecuencia de 10, 15, 20, 25 y 30 respiraciones por minuto (BPM) para

ambas relaciones y valores de volumen teórico de operación de 200 a 700 ml, en incrementos de 100 ml. La recolección de datos se realizó con un tiempo de muestreo de datos de 5 segundos.



Figura 2. Analizador de flujo de gases CITREX H5 de IMT.Analytics.



Figura 3. Pulmón artificial de prueba SmartLung Adult de IMT.Analytics, con capacidad total de 1 litro.

2. Pruebas de desgaste del sistema mecánico de compresión del ambú.  
Se realizarán pruebas de desgaste del sistema mecánico de compresión del ambú con la finalidad de obtener un estimado de la vida útil.
3. Actualización de componentes eléctricos y/o electrónicos.  
Con la finalidad de optimizar el desempeño del prototipo de ventilador de traslado se revisarán y se actualizarán, en caso de ser requerido, los componentes eléctricos/electrónicos tales como sensores, microcontroladores, pantalla, servomotores, componentes de potencia, baterías, entre otros.
4. Rediseño de tarjetas eléctricas/ electrónicas.  
Los prototipos de tarjetas eléctricas/electrónicas se rediseñarán para su maquilado en acabado profesional FR-4 a dos capas.

## RESULTADOS

En la figura 4 se muestran los valores de volumen medidos por el analizador de flujo de gases para cinco valores de BPM con una relación I-E de 1:2.

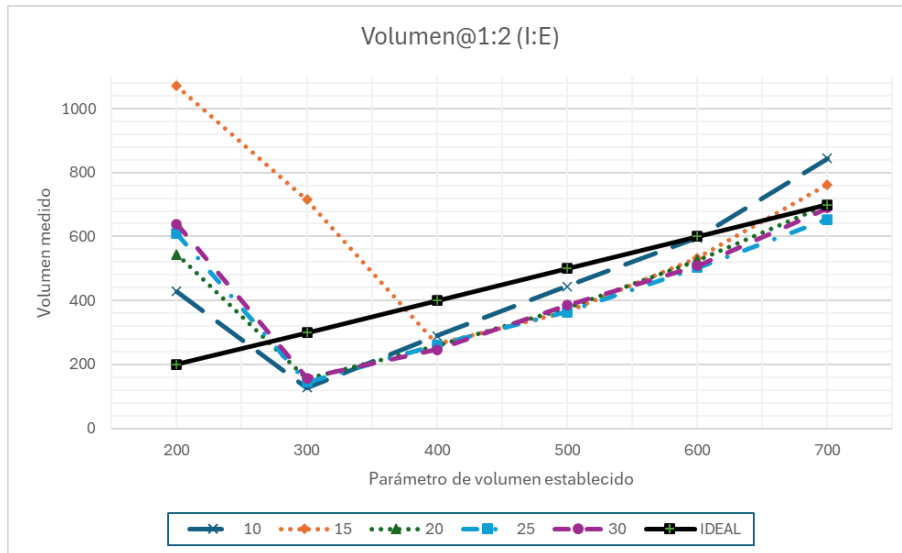


Figura 4. Grafica de volumen para cinco valores de BPM con una relación I-E de 1:2.

En la figura 5 se muestran los valores de volumen medidos por el analizador de flujo de gases para cinco valores de BPM con una relación I-E de 1:3.

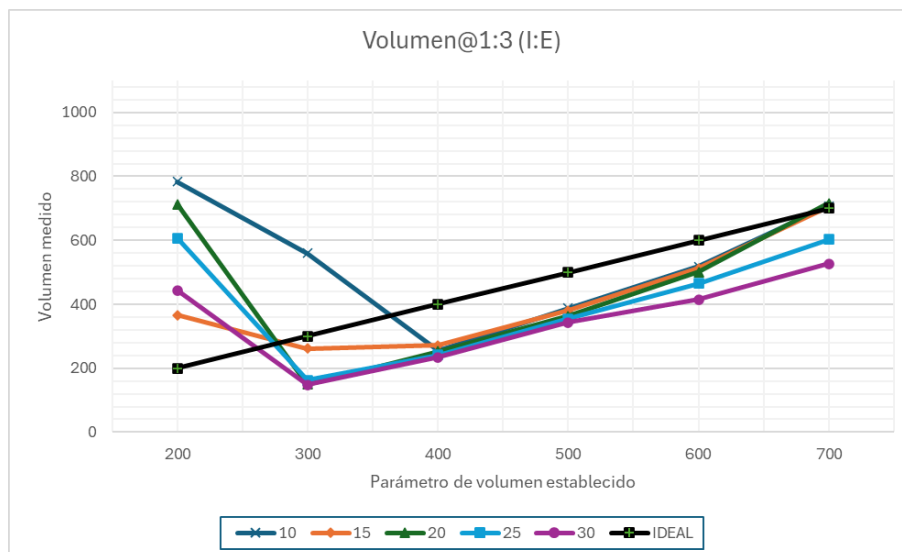


Figura 5. Grafica de volumen para cinco valores de BPM con una relación I-E de 1:3.

Las mediciones de volumen de aire obtenidas por el analizador de gases, figuras 4 y 5, muestran que el desplazamiento de los actuadores para la compresión de la bolsa ambú

en los valores preestablecidos de 400 a 700 ml presentan una correspondencia lineal, sin embargo en el rango de 200 a 400 ml el comportamiento es totalmente errático.

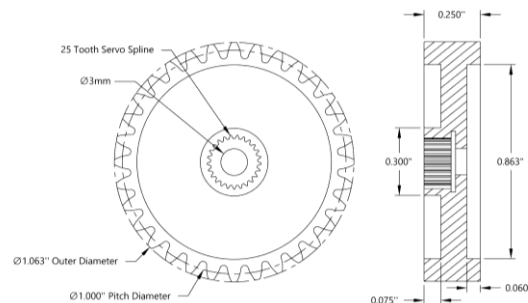
En la tabla 1 se muestran los valores promedios de las mediciones de I-E y BPM en volúmenes de 200 a 700 ml y valores establecidos de 1:2 y 1:3 en I-E y BPM de 10 a 30 en el sistema embebido del prototipo.

Tabla 1.- Valores medidos promedios de I-E y BPM por el analizador de flujo de gases.

I:E	1:2 (0.5)		1:3 (0.3333)	
	I-E PROMEDIO	BPM PROMEDIO	I-E PROMEDIO	BPM PROMEDIO
10	0.5498	11.6000	0.3280	14.6833
15	0.2763	11.5000	0.2225	11.6500
20	0.2916	18.1833	0.1691	17.6167
25	0.2835	22.8500	0.1888	22.8667
30	0.3062	27.7167	0.2155	28.1000

Los valores de la tabla 1 muestran que los valores de I-E y BPM están por debajo de los parámetros establecidos razón por la cual amerita realizar nuevamente la obtención de datos bajo diferentes condiciones.

La compresión de la bolsa ambú del prototipo de ventilador portátil de traslado para asistencia respiratoria se realiza mediante dos sistemas de actuadores lineales compuestos cada uno por un servomotor que gira un engrane de bronce acoplado a una cremallera de polioximetileno (acetal), figura 6, unida a un riel de aluminio con un bloque de empuje fabricado en ácido poliláctico (PLA) mediante impresión 3d. Se consideró que durante la operación del prototipo las piezas propensas a sufrir un cierto nivel de desgaste son los engranes de bronce y las cremalleras de polioximetileno (acetal).



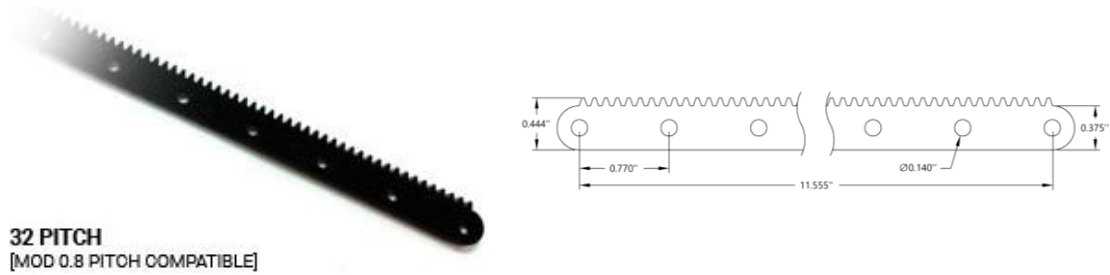


Figura 6. Engrane y cremallera de polioximetileno empleados en el sistema de actuadores, de [www.servocity.com](http://www.servocity.com).

El desgaste se determinó mediante la medición de los pesos por cada pieza antes y después de 100 horas de trabajo continuo. Los pesos previos y posteriores a las pruebas de desgaste se presentan en la tabla 2, en la prueba se incluyó un engrane impreso en 3D con PLA.

Tabla 2. Registro de las mediciones de peso de las piezas de desgaste.

Elemento	Peso inicial (g)	Peso final (g)
Engrane 3D PLA	3.7167	3.6046
Engrane bronce 1	14.9031	14.9019
Engrane bronce 2	14.8971	14.8962
Cremallera 1	5.9917	5.9902
Cremallera 2	5.9979	5.9958

Los resultados de la tabla 2 se analizaron mediante una prueba Chi cuadrado cuyo resultado no permite identificar diferencias en los pesos antes y después de la prueba de desgaste ( $X^2 = 0.0034$ ;  $p = 0.997$ ), por lo que se considera insignificante.

El sistema para la medición de las variables de flujo y presión inicialmente implementado consistía de un elemento primario de medición D-lite (Tubo Venturi), figura 7, sensor empleado para máquinas de anestesia. Este sensor se conecta desde sus puertos de conexión a los puertos de un circuito integrado de medición de presión diferencial, figura 8, por un sistema de mangueras y posteriormente el sistema embebido lee e interpreta los datos del circuito integrado mediante un protocolo digital para la obtención de los valores de flujo y presión del prototipo.



Figura 7.- Elemento primario de medición D-lite.



Figura 8.- Ejemplo de circuitos integrados para la medición de presión diferencial.

En los prototipos iniciales del ventilador se diseñó una tarjeta electrónica, figura 9, con tres circuitos integrados para medición de presión diferencial.

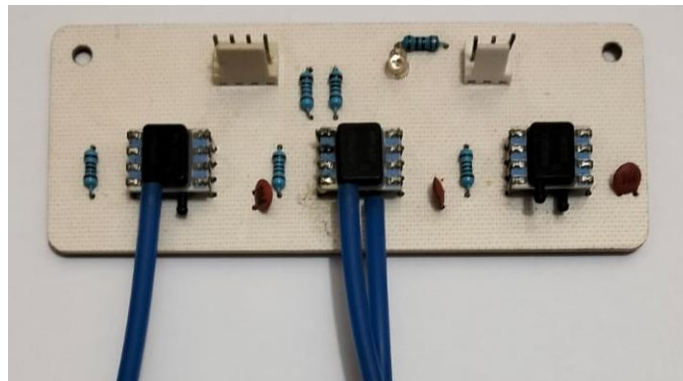


Figura 9.- Tarjeta electrónica de sensores de presión diferencial.

Es importante mencionar que la tarjeta electrónica de sensores de presión diferencial se desarrolló en el periodo de la pandemia Covid-19, durante la cual la comercialización de dispositivos electrónicos presentó escasez y poca disponibilidad. Durante el proceso de integración final del prototipo se analizó el sistema de medición de variables de flujo y presión y se determinó, que debido al espacio físico empleado así como la complejidad de las conexiones físicas, el realizar una búsqueda para la selección de un dispositivo más compacto con facilidad de integración. Al final el sensor seleccionado para pruebas fue el Sensirion SFM3300-D, figura 10, en su versión desechable. Es importante

mencionar que si este sensor se utiliza con una persona enferma, digamos por Covid-19, posteriormente a su uso se debe desechar debido a que no es diseñado para ser desinfectado.



Figura 10.- Sensor desechable Sensirion SFM3300-D.

Se maquilaron cinco diseños finales de tarjetas electrónicas, tres de ellas de grado médico y dos de uso industrial. En la figura 11 se muestran las tarjetas de control y de servomotores finales ensambladas.



Figura 10.- Tarjetas de control y de servomotores finales ensambladas.

## DISCUSIÓN

El comportamiento del prototipo realizado en el 2022 es similar al de otros prototipos realizados durante la pandemia Covid-19, principalmente el diseño realizado por la universidad de Rice (OEDK - Rice University - ApolloBVM DIY, 2020), el cual recibió la aprobación por parte de la FDA. Actualmente se han divulgado mas trabajos de prototipos similares (Giraldo-Cadavid et al, 2024b, Pawar et al., 2023) incluyendo algunos que han realizado análisis de datos preclínicos en individuos porcinos (Conejo et al, 2024, Cacón-Cerdas et al, 2024), por lo que un trabajo a futuro es la realización de una revisión sistemática de literatura con la finalidad de mejorar la metodología de las pruebas posteriores.

## CONCLUSIONES

Las mediciones de volumen de aire, así como los valores de I-E y BPM, obtenidas por el analizador de gases muestran diferencias con respecto a los parámetros establecidos de operación del prototipo, razón por la cual amerita realizar nuevamente la obtención de datos bajo diferentes condiciones (mediciones con el nuevo sensor de flujo, a lazo abierto sin la carga del pulmón de prueba, entre otras) con la finalidad de obtener una caracterización más acertada y proceder a realizar los ajustes del sistema de control.

Actualmente se cuenta con dos prototipos del ventilador, se tiene contemplado el realizar pruebas comparativas entre ambas unidades, montando en una los componentes mecánicos utilizados en la prueba de desgaste versus la unidad con componentes nuevos.

La caracterización del nuevo sensor de flujo instalado nos ha brindado información que se divulgará en un artículo posterior. Finalmente hay que mencionar que la implementación de las tarjetas finales ha coadyuvado en la fiabilidad de las conexiones eléctricas.

Queremos agradecer al Consejo Veracruzano de Investigación Científica y Desarrollo Tecnológico (COVEICYDET) por el financiamiento otorgado para el proyecto “Ventilador portátil de traslado para asistencia respiratoria”, clave CP 1111 1719/2023 cuyos resultados del primer semestre de trabajos se describen en el presente artículo.

## LITERATURA CITADA

- Aranda, F., Aliste, J., Altermatt, F., Alvarez, JP., Bernucci, F., Bruhn, A., Cabrera, MC., Carrasco, E., Castillo, R., De la Fuente, R., Díaz, R., Egaña, JI., González, R., Honorato, T., Lacassie, HJ., López, M., Merino, W., Penna, A., Pizarro, F., Torres, D., Rocco, C., Bruhn, A., Acuña, D., Regueira, T. (2020). “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*, 49(3). <https://doi.org/10.25237/revchilanestv49n03.09>
- Beale, R., Rosendo, J. B., Bergeles, C., Beverly, A., Camporota, L., Castrejón-Pita, A. A., Crockett, D. C., Cronin, J. N., Denison, T., East, S., Edwardes, C., Farmery, A. D., Fele, F., Fisk, J., Fuenteslópez, C. V., Garstka, M., Goulart, P., Heaysman, C.,

- Hussain, A., ... Kirk, T. (2022). OxVent: Design and evaluation of a rapidly-manufactured Covid-19 ventilator. *eBioMedicine*, 76, 103868. <https://doi.org/10.1016/j.ebiom.2022.103868>
- Bombarda, A., Bonfanti, S., Galbiati, C., Gargantini, A., Pelliccione, P., Riccobene, E., & Wada, M. (2021). Lessons Learned from the Development of a Mechanical Ventilator for COVID-19. *2021 IEEE 32nd International Symposium on Software Reliability Engineering (ISSRE)*, 24–35. <https://doi.org/10.1109/ISSRE52982.2021.00016>
- Cacón-Cerdas, R., Queasada-Martínez, A., Ruíz-Barquero, A., & Estrada-McDermott, R. (2024). Preclinical evaluation of a low cost mechanical ventilator. *Revista Tecnología En Marcha*. <https://doi.org/10.18845/tm.v37i9.7624>
- Conejo, E., Calderón, E., Araya, C., & GarcÍA, R. (2024). Mechanical Ventilator Development During COVID-19 Crisis: Preclinical Data Analysis from Porcine Bi-model. *World Journal Of Public Health*, 9(4), 335-342. <https://doi.org/10.11648/j.wjph.20240904.13>
- Giraldo-Cadavid, L. F., Echeverry, J., Varón-Vega, F., Bastidas, A., Ramírez-Jaime, A., Cardona, A. F., Vega, C. J. L., Serrano-Mayorca, C. C., Garay, D., Rincón, D. N., Oliveros, H., Ramírez, I. A., Garcia-Gallo, E., Enciso-Prieto, V. A., Ibáñez-Prada, E. D., Camelo, J. C., Cucunubo, L., Buitrago, L., Paipa, L. A., . . . Reyes, L. F. (2024b). The development and implementation of a low-cost mechanical ventilator in a low-middle-income country during the COVID-19 pandemic: The Unisabana-HERONS. *Heliyon*, 10(9), e30671. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e30671>
- Kartik Hiren Prajapati , Akshat Rajesh Jain , Vishal Suresh Patil , Vishal N. Sulakhe, 2022, Design And Prototyping of Emergency Mechanical Ventilator, INTERNATIONAL JOURNAL OF ENGINEERING RESEARCH & TECHNOLOGY (IJERT) Volume 11, Issue 06 (June 2022).
- Llanes, M. E. (2020). COVID- 19: La respuesta social a la pandemia. *Humanidades médicas*, 20(1), 1–4. [http://www.humanidadesmedicas.sld.cu/index.php/hm/article/view/1640/html\\_119](http://www.humanidadesmedicas.sld.cu/index.php/hm/article/view/1640/html_119)
- Meyerowitz, G., Mehrabani, A. M., Emeruwa, I. O., Jackson, N., & Schwab, K. (2022). Design and efficacy of a novel low-cost ventilator: A feasibility study on artificial

lungs. *Journal of Medical Research and Innovation*, 6(3), 3–10.  
[https://doi.org/10.25259/jmri\\_33\\_2021](https://doi.org/10.25259/jmri_33_2021)

OEDK - Rice University - ApolloBVM DIY. (2020). <https://oedk.wildapricot.org/ApolloBVM-DIY>

Pawar, Sonali. K., Nigade, Anuradha. S., Madkar, Shankar. R., Kaduskar, Vikas. P., Patil, Aparna. S., & Dhole, S. V. (2023). Design & Implementation of Smart Ventilator for Respiratory Diseases. *2023 International Conference on Computational Intelligence, Networks and Security (ICCINS)*, 1–6.  
<https://doi.org/10.1109/ICCINS58907.2023.10450125>

TECNM. (2020). Crea TecNM respiradores artificiales para Sector Salud. Consultado en: <https://www.tecnm.mx/?vista=noticia&id=535&dato=&r=&v= &pn=3&reg=535>