



# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE EQUIPO DE VENTILACIÓN MECÁNICA AUTOMATIZADA PARA ASISTIR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA

## DESIGN AND CONSTRUCTION OF AUTOMATED MECHANICAL VENTILATION EQUIPMENT TO ASSIST RESPIRATORY FAILURE

Gilberto Carrillo<sup>1</sup> , Mauricio Gómez<sup>2,\*</sup>

Jaime Rodas<sup>1</sup> , Rafael Pimentel<sup>1</sup>

Recibido: 11-10-2021, Recibido tras revisión: 06-12-2021, Aceptado: 15-12-2021, Publicado: 01-01-2022

### Resumen

Este documento presenta los requerimientos cumplidos para el diseño, construcción y primera validación de un sistema de ventilación mecánica para ser utilizado en pacientes con insuficiencia respiratoria, que en el contexto inicial fuera a causa de la pandemia de COVID-19. El diseño requirió el uso de *software* de dibujo asistido por computadora (*Computer Aided Design*) CAD y la construcción necesitó el uso de las capacidades instaladas en manufactura mecánica, electropneumática, electrónica, biomédica y automatización de los institutos y centros de la Universidad Don Bosco (El Salvador). Los trabajos de ajuste, configuración y programación estuvieron a cargo de docentes investigadores especialistas en dichas disciplinas. Los elementos empleados para su construcción estaban disponibles en el mercado salvadoreño, considerando el cierre de las fronteras como medida gubernamental ante la expansión de la pandemia. Luego de la etapa de diseño, fabricación y puesta en funcionamiento, se realizaron mediciones de las condiciones del aire suministrado con la ayuda de profesionales dedicados al mantenimiento de equipo médico y con el visto bueno de doctores internistas. Los resultados conseguidos son los que se obtienen con equipos paramédicos y con equipos de primera asistencia, por lo cual se ha previsto que el equipo pueda ser probado en una siguiente instancia con el gremio médico certificado.

**Palabras clave:** ventilación mecánica, respiración asistida, COVID-19, insuficiencia respiratoria

### Abstract

This document presents the requirements met for the design, construction and first validation of a mechanical ventilation system to be used in patients with respiratory failure, which in the initial context was due to the COVID-19 pandemic. The design required the use of computer aided drawing software (*Computer Aided Design*) CAD and the construction required the use of installed capabilities in mechanical, electropneumatic, electronic, biomedical and automation manufacturing of Don Bosco University (El Salvador) institutes and centers. The adjustment, configuration and programming works were in charge of research professors specialized in these disciplines. The elements used for its construction were available in the Salvadoran market, considering the closure of the borders as a government measure in face of the expansion of the pandemic. After the design, manufacture and commissioning stage, measurements of the conditions of the supplied air were made with the help of professionals dedicated to the maintenance of medical equipment and with the approval of internist doctors. The results achieved are those obtained with paramedical equipment and with first aid equipment, for which it has been foreseen that the equipment can be tested in a subsequent instance with the certified medical union.

**Keywords:** Mechanical ventilation, assisted respiration, COVID-19, respiratory insufficiency

<sup>1</sup>Centro de Innovación en Diseño Industrial y Manufactura, Universidad Don Bosco, El Salvador.

<sup>2,\*</sup>Instituto de Investigación e Innovación en Electrónica, Universidad Don Bosco, El Salvador.

Autor para correspondencia ✉: mauricio.gomez@udb.edu.sv

## 1. Introducción

A inicios del año 2020, América se convierte en el epicentro de la pandemia de SARS-CoV-2 (*Severe acute respiratory syndrome coronavirus-2*) [1, 2], y en marzo es declarada pandemia mundial debido a su facilidad de propagación como efecto de la globalización que se vive [3]. En El Salvador, en ese mismo mes, se registra su primer caso confirmado. Para ese momento se habían activado en el país diferentes protocolos para evitar los contagios masivos en la población. Sin embargo, ya se preparaban hospitales para la atención de futuros pacientes.

En la línea de visualizar el posible impacto de la pandemia en el país, se contemplaron escenarios como la construcción de un hospital especializado para la atención de pacientes con COVID-19 (del inglés, *Corona Virus Disease - 2019*), fortalecimiento de la capacidad instalada de los hospitales existentes, abastecimiento de oxígeno, posibles medicamentos para el tratamiento de pacientes, entrenamiento y contratación de personal médico para atención de pacientes, entre más acciones. En este último caso, es evidente que cuando un paciente requiere atención personalizada con un equipo de asistencia manual para la respiración, el médico o el auxiliar que lo asiste no puede atender a otro paciente y se convierte en un recurso menos para la atención de las personas, cuyo impacto puede reducirse si se provee de un equipo automatizado que sea fácil de instalar y de usar durante las emergencias.

Las previsiones por posible carencia de equipos para asistencia respiratoria motivaron a los investigadores a proponer sistemas alternativos de ventilación mecánica [4, 5] a partir de las unidades de respiración manual auxiliar AMBU (del acrónimo en inglés *Auxiliary manual breathing unit*) [6, 7]. Con esta iniciativa se buscó la colaboración entre el Centro de Innovación en Diseño Industrial y Manufactura (CIDIM) y el Instituto de Investigación e Innovación en Electrónica (IIIE), con la gestión de recursos especiales del Instituto de Investigación en Energía (IIE) y el apoyo de la cooperación de la Embajada de Estados Unidos en El Salvador.

Para determinar el mejor diseño del sistema, y considerando las fortalezas y capacidad de los centros e institutos, se planteó que cumpliera con los siguientes requisitos:

- Aprovechar la existencia de un resucitador manual [8] que usan los paramédicos y los médicos internistas.
- Operar el resucitador por dos sistemas, uno electroneumático y otro electrónico.
- Que los accesorios estructurales fueran de fácil fabricación en talleres de metal mecánica.

- Los sensores de monitoreo especializados serían gestionados a través del American Space UDB del IIE [9], debido a la cuarentena nacional que dificultaba las importaciones de la industria local.

## 2. Materiales y métodos

En su fundamento básico el sistema diseñado consta de un control electroneumático que acciona un equipo de resucitación manual. Las señales de operación son dadas por un controlador lógico programable, que recibe señales eléctricas de sensores que monitorean el ritmo cardíaco y el nivel de concentración de oxígeno en el aire que se suministra.

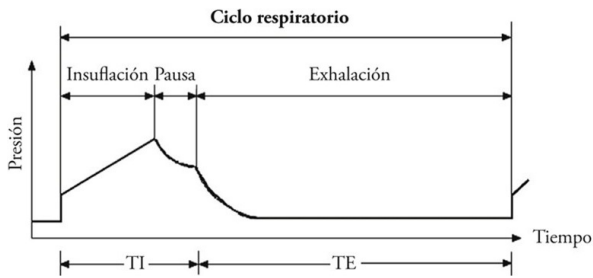
La primera etapa del diseño consistió en reuniones entre los investigadores técnicos con médicos intensivistas del Hospital San Rafael. En estas reuniones se determinaron las variables de control que deben ser monitoreadas en los pacientes, como son el volumen de aire según la consistencia del paciente, la cantidad de ciclos por minutos que requieren los pacientes de acuerdo con su cuadro clínico, la presión de ventilación, la presión de fin de espiración positiva (PEEP, en inglés *positive end-expiratory pressure*) [4], [10], el caudal de aire y la relación inspiratoria/espiratoria (I/E). Otro requerimiento importante es que el sistema debería trabajar en tres tipos de ciclos: ciclado por volumen, ciclado por presión y ciclado por combinación de presión y volumen. Sin embargo, con el visto bueno del médico intensivista se optó por el ciclado por volumen, que es una forma simple y efectiva de operación, siempre tomando en cuenta que es una medida emergente [11].

El diseño debería suministrar una ventilación adecuada para los pacientes previo a la liberación de un respirador específico [12], por lo cual se consideró el volumen corriente y la frecuencia respiratoria que mantuviera estable a los pacientes [13]. El volumen corriente se determinó bajo una relación con el peso ideal de los pacientes y se calcula tomando como referencia el peso de las personas:

$$\begin{aligned} \text{PCI (peso corporal ideal, kilogramos) hombres [14]:} \\ 50 + 2,3*(\text{talla en pulgadas} - 60) \text{ o} \\ 50 + 0,9*(\text{talla en cm} - 152,4) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{PCI (peso corporal ideal, kilogramos) mujeres:} \\ 45,5 + 2,3*(\text{talla en pulgadas} - 60) \text{ o} \\ 45,5 + 0,9*(\text{talla en cm} - 152,4) \end{aligned}$$

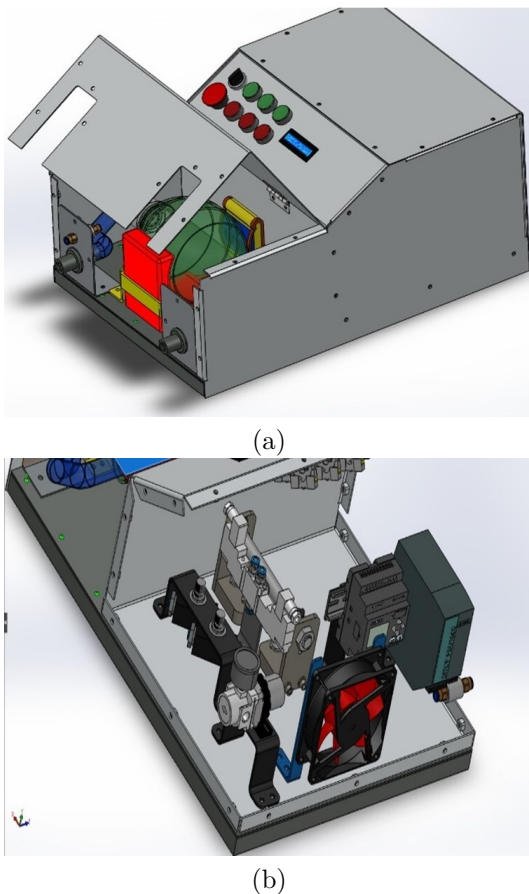
En cuanto a la frecuencia respiratoria, el ciclo de inspiración y espiración tiene relación con la edad de los pacientes, siguiendo el comportamiento mostrado por la curva de la Figura 1.



**Figura 1.** Ciclo respiratorio

La Figura 1 muestra la relación I/E [15], inspiración [16] (insuflación) y espiración (exhalación), el cual se puede ajustar a valores 1:3. Pero si la condición de los pacientes es preexistencia de asma [17] o exacerbaciones de enfermedad pulmonar obstructiva crónica se pueden realizar ajustes de 1:4.

Luego de obtener los requerimientos de operación se elaboró el diseño estructural con ayuda de *software* CAD [18] y manufactura liviana de impresión 3D [19] con el resultado que se presenta en la Figura 2.



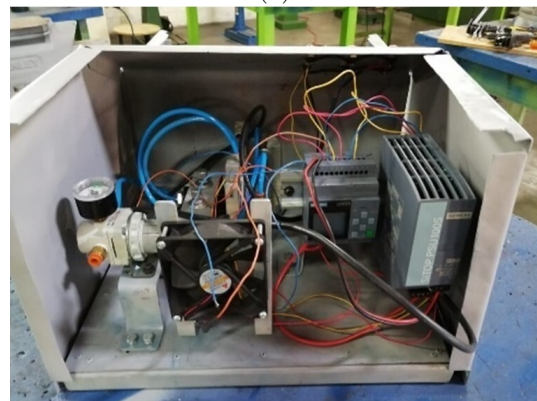
**Figura 2.** Diseño del sistema con ayuda del *software* CAD

La Figura 2 muestra el diseño obtenido del estructural y el sistema electroneumático. En (a) se muestra la distribución estructural para sostener el resucitador, la colocación de los accesos a las conexiones de aire

de entrada y salida, junto con las válvulas reguladoras de presión del resucitador, la compuerta móvil, la cubierta con el juego de botoneras y pantalla de información. En (b) se muestra la distribución del sistema de control electroneumático constituido por la electroválvula neumática 5/3 biestable, reguladores de flujo unidireccionales, regulador de presión, controlador lógico programable PLC (del acrónimo en inglés Programmable Logic Controller), ventilador, adaptadores eléctricos y neumáticos, soportes y configuración de la base estructural.



(a)



(b)

**Figura 3.** Construcción del sistema electroneumático

La Figura 3 muestra el sistema estructural (a) y electroneumático (b) ya finalizado, listo para realizar las pruebas y mediciones. Es importante destacar que todos los elementos instalados de los sistemas de control estaban en plaza, porque debido al encierro a causa de la pandemia de COVID-19 no se podían realizar importaciones en El Salvador. Y al necesitar replicar el sistema, se haría sin dificultad.

Para el control del proceso se utilizó un micro PLC de la familia SIEMENS. Este es un LOGO en su versión 8.0, el cual puede manejar 4 salidas digitales o mejor conocidas como salidas a relés, las cuales se encargarán de gobernar las válvulas y electroválvulas que

el sistema requiere. De igual manera, por medio de la botonera se podrá controlar la cantidad de repeticiones por minuto que el paciente demande y a criterio del médico tratante.

Para el desarrollo del sistema de control se tomó en cuenta la gráfica de la Figura 1, donde se puede ver el proceso de respiración, y donde el especialista pueda determinar si el paciente requiere de 12, 14, 16 o más repeticiones por minuto para su tratamiento. Cabe mencionar que el programa es versátil para ser modificado en cualquier momento, para configurarlo en las cadencias que requieran los médicos internistas.

El PLC cuenta con una pantalla que le permitirá al especialista ver la selección de los valores de las repeticiones que ha seleccionado y los botones están señalizados para evitar confusiones en un momento determinado. El sistema electroneumático está preparado para recibir aire comprimido de la infraestructura del hospital, por lo cual se ha previsto que se utilice en la alimentación neumática de las electroválvulas de control.

El diseño del sistema se preparó para colocar procesos de control programados en el autómata que le permitan a los especialistas tener la certeza de cuantas repeticiones están seleccionando para el paciente. De momento, el sistema es de lazo abierto, ya que no se cuentan con los sensores adecuados que nos permitan hacer los lazos de control respectivos. Sin embargo, en una siguiente versión pueden instalarse sensores adecuados para que el sistema se autorregule de acuerdo con la información suministrada por los sensores y convertirlo a un sistema de lazo cerrado.

En la Figura 4 se aprecia las conexiones que se tienen entre el autómata y las diferentes partes del respirador.

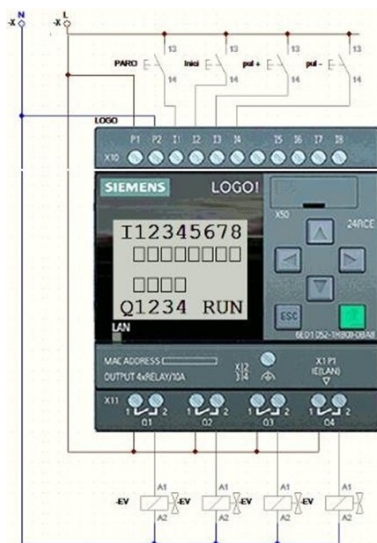


Figura 4. Configuración del autómata

### 3. Resultados y discusión

Debido a la concordancia entre los planos y el equipo final, se considera que el prototipo conceptual es de fácil reproducción en su componente estructural y electroneumático.

Para realizar pruebas de funcionamiento y verificar que cumple los parámetros indicados por el médico internista, se realizaron mediciones por parte de personal de INFRA de El Salvador, que se dedica al mantenimiento de equipo de ventilación mecánica asistida, con el uso de equipo especializado.



(a)



(b)

Figura 5. Equipo para medición de parámetros de operación

La Figura 5 presenta el equipo para medición: (a) hace constar que es un Certifier FA TSI High Flow Module [20] y (b) presenta el valor detectado de 0,301 litros de aire y 15,2 insuflaciones por minuto (BPM, Blow per minute). Los valores mostrados coinciden con los indicados por médicos internistas para pacientes con edades entre 25 y 40 años, con 15 a 19 insuflaciones por minuto, valores que se pueden regular programando el autómata y variando el regulador de flujo, estableciendo pulsadores predefinidos para dichos parámetros y para condiciones médicas de los pacientes. Adicionalmente se realizaron mediciones con equipo NI ELVIS [21] del laboratorio de Biomédica de la Universidad, con el que se construyó un gráfico a partir de las señales detectadas por los sensores, y que

coincide con los datos obtenidos con los especialistas de INFRASAL.

La Tabla 1 muestra los datos medidos con el equipo TSI, indicando las respiraciones por minuto (RPM), el volumen de aire mínimo y máximo en mililitros, el flujo de aire mínimo y máximo en litros por segundo, la presión de aire mínima y máxima en centímetros de agua. El equipo fue configurado para 15 y 19 RPM a solicitud de los especialistas. Cuando se configuró para 15 RPM se tuvo la transferencia de volumen desde 290 hasta 330 ml, el flujo varió desde 2,5 hasta 3 l/s y la presión alcanzada fue de 42 cm H<sub>2</sub>O. Al configurar el equipo para 19 RPM se tuvo la transferencia de volumen desde 270 hasta 320 ml, el flujo varió desde 2,5 hasta 3 l/s y la presión alcanzada fue de 40 cm H<sub>2</sub>O [22,23]. En ambos casos se consideran los valores alcanzados como adecuados.

**Tabla 1.** Mediciones realizadas con equipo TSI

	RPM	Volumen (ml)		Flujo (l/s)		Presión (cm H <sub>2</sub> O)	
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.	Mín.	Máx.
<b>1</b>	15	290	330	2,5	3	-	42
<b>2</b>	19	270	320	2,5	3	-	40

#### 4. Conclusiones

Algunas de las competencias fuertes de la Universidad Don Bosco residen en las áreas de electrónica, automatización y manufactura, por lo cual se propone el diseño del sistema de ventilación mecánica, asistido por sistemas de control automático. El apoyo brindado por American Space UDB es clave para obtener elementos electrónicos que no se disponían a mano en ese momento por el cierre de las fronteras a causa de la pandemia, pero que son necesarios para el desarrollo de equipos automáticos y médicos, lo cual nos permite dar respuesta ágil frente a desafíos de nivel mundial.

A partir del diseño y prototipo se pueden implementar mejoras, que lo vuelve más complejo, eficiente, preciso, pero que permite aplicarlo en mayor número de casos que se presentan a nivel médico.

Los sistemas diseñados y construidos son versátiles, porque pueden configurarse de acuerdo con los requerimientos de médicos y pacientes, en tiempos breves, tanto presencialmente como de manera remota. En el programa del PLC pueden cargarse diferentes programas simultáneamente, de forma que con pulsar diferentes botones o con cambiar la posición de una perilla, se puedan llamar diferentes programas para el funcionamiento del cilindro neumático (ciclos, longitud de carrera) acorde con el requerimiento de cada paciente.

Otra ventaja del PLC es que se le pueden conectar diferentes sensores clínicos y con la interpretación de

dichas señales se activan cambios automáticamente en las condiciones de operación del sistema de control neumático.

El sistema construido puede ser usado para estudios en medicina, en manufactura, en electrónica, en automatización, tanto en formación continua de especialistas, posgrado como en estudios de pregrado. Siempre con el objetivo de facilitar la ayuda humanitaria.

El modelo físico construido puede servir como referencia para el desarrollo futuro de modelos matemáticos y de simulación, en las áreas médica, ingeniería, etc.

#### Referencias

- [1] M. Ciotti, M. Ciccozzi, A. Terrinoni, W.-C. Jiang, C.-B. Wang, and S. Bernardini, "The COVID-19 pandemic," *Critical Reviews in Clinical Laboratory Sciences*, vol. 57, no. 6, pp. 365–388, 2020, pMID: 32645276. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/10408363.2020.1783198>
- [2] S. A. Lone and A. Ahmad, "COVID-19 pandemic an African perspective," *Emerging Microbes & Infections*, vol. 9, no. 1, pp. 1300–1308, 2020, pMID: 32458760. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/22221751.2020.1775132>
- [3] J. Watkins, "Preventing a COVID-19 pandemic," *BMJ*, vol. 368, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1136/bmj.m810>
- [4] M. Mittermaier, P. Pickerodt, F. Kurth, L. B. de Jarcy, A. Uhrig, C. Garcia, F. Machleidt, P. Pergantis, S. Weber, Y. Li, A. Breitbart, F. Bremer, P. Knape, M. Dewey, F. Doellinger, S. Weber-Carstens, A. S. Slutsky, W. M. Kuebler, N. Suttorp, and H. Müller-Redetzky, "Evaluation of PEEP and prone positioning in early COVID-19 ARDS," *EClinicalMedicine*, vol. 28, p. 100579, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.eclinm.2020.100579>
- [5] P. d. F. Chambergro Ruiz, "Diseño, simulación y control de un resucitador para respiratoria," 2017. [Online]. Available: <https://bit.ly/3IWbTBO>
- [6] L. Fiorineschi, F. S. Frillici, and F. Rotini, "Challenging COVID-19 with Creativity: Supporting Design Space Exploration for Emergency Ventilators," *Applied Sciences*, vol. 10, no. 14, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/app10144955>
- [7] A. Jumlongkul, "Automated AMBU Ventilator With Negative Pressure Headbox and Transporting Capsule for COVID-19 Patient Transfer," *Frontiers in Robotics and AI*,

- vol. 7, p. 221, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.621580>
- [8] F. Pasquevich, A. Patanella, G. Garaventa, and M. Actis, “Respirador mecánico de emergencia,” *Innovación y Desarrollo Tecnológico y Social*, vol. 2, no. 2, pp. 134–166, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.24215/26838559e020>
- [9] IUS. (2020) Embajada de Estados Unidos dona a la UDB equipo tecnológico para el impulso de proyectos formativos. Instituciones Salesianas de Educación Superior. [Online]. Available: <https://bit.ly/3mmDqCG>
- [10] O. Heredia, X. Chunga, L. De la Cruz, and M. Zimic, “Diseño y evaluación de un ventilador mecánico,” *SciELO*, 2021. [Online]. Available: <https://bit.ly/3dZdWqu>
- [11] F. Aranda, J. Aliste, F. Altermatt, F. Alvarez, JP Bernucci, A. Bruhn, M. C. Cabrera, E. Carrasco, R. Castillo, R. De la Fuente, R. Díaz, J. I. Egaña, R. González, T. Honorato, H. J. Lacassie, M. López, W. Merino, A. Penna, F. Pizarro, D. Torres, R. Cristián, A. Bruhn, D. Acuña, and T. Regueira, “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. [Online]. Available: <https://doi.org/10.25237/revchilanestv49n03.09>
- [12] G. Tusman, M. Campos, and E. Gogniat, “COVID-19: Cómo transformar un ventilador de no invasiva en un ventilador de críticos,” *Revista Española de Anestesiología y Reanimación*, vol. 67, no. 7, pp. 367–373, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.redar.2020.05.002>
- [13] W. Mazzotti, “Prácticas de enseñanza mediadas por la tecnología. Cómo enseñan los docentes en los foros de discusión de cursos que se desarrollan en modalidad a distancia,” *Cuadernos de Investigación Educativa*, vol. 2, no. 16, pp. 25–45, 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.18861/cied.2009.2.16.2721>
- [14] F. Gutiérrez Muñoz, “Ventilación mecánica,” *Acta Médica Peruana*, vol. 28, pp. 87–104, 2011. [Online]. Available: <https://bit.ly/3mbfTB>
- [15] B. A. Rozas, J. V. Urra, and J. G. Garzón, “Características de la ventilación mecánica invasiva en COVID-19 para médicos no especialistas,” *Revista Chilena de Anestesia*, vol. 49, no. 4, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.25237/revchilanestv49n04-06>
- [16] T. H. Barnes and M. Singer, “Low cost devices to help in COVID-19,” *Trends in Anaesthesia and Critical Care*, vol. 38, pp. 21–23, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.tacc.2021.03.011>
- [17] H. Kitazawa, N. Hizawa, Y. Nishimura, T. Fujisawa, T. Iwanaga, A. Sano, H. Nagase, H. Matsumoto, T. Horiguchi, S. Konno, and K. Asano, “The impact of the COVID-19 pandemic on asthma treatment in Japan: Perspectives based on doctors’ views,” *Respiratory Investigation*, vol. 59, no. 5, pp. 670–674, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.resinv.2021.06.004>
- [18] R. Prabhu, J. S. Masia, J. T. Berthel, N. A. Meisel, and T. W. Simpson, “Design and manufacturability data on additively manufactured solutions for COVID-19,” *Data in Brief*, vol. 36, p. 107012, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.dib.2021.107012>
- [19] M. Larriba, D. Rodríguez-Llorente, A. C. nada Barcala, E. Sanz-Santos, P. Gutiérrez-Sánchez, G. P.-M. noz, S. Álvarez-Torrellas, V. I. Águeda, J. A. Delgado, and J. García, “Lab at home: 3D printed and low-cost experiments for thermal engineering and separation processes in COVID-19 time,” *Education for Chemical Engineers*, vol. 36, pp. 24–37, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.ece.2021.02.001>
- [20] TSI. (2021) Certifier flow analyzer plus high flow module kit 4081. TSI Incorporated. [Online]. Available: <https://bit.ly/32k6a82>
- [21] NI. (2021) NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite (NI ELVIS). National Instruments. [Online]. Available: <https://bit.ly/3spEIAQ>
- [22] F. Ruza Tarrío, *Tratado de cuidados intensivos pediátricos*. Capitel Editores, 2002. [Online]. Available: <https://bit.ly/3p0DXvH>
- [23] S. H. Ochoa, M. I. Martínez, and G. E. J. Díaz, “Ventilación mecánica en pacientes con COVID-19 de acuerdo a los fenotipos de gattinoni,” *Acta Médica Grupo Ángeles*, vol. 18, no. 3, pp. 336–340, 2020. [Online]. Available: <https://dx.doi.org/10.35366/95421>