

RESPIRADOR MECÁNICO DE EMERGENCIA

Facundo D. Pasquevich^(1,2), Sergio Bustamante^(1,2), Carlos F. Curell^(1,2), Daniel Hamann⁽¹⁾, Guillermo N. Garaventa^(1,3), Ariel Gamarra⁽¹⁾, Luis M. Mundo^(1,2), Alejandro J. Patanella^(1,2), Pablo R. Ringegni^(1,2), Marcos D. Actis^(1,2).

Centro tecnológico Aeroespacial (CTA)⁽¹⁾. Grupo de Ensayos Mecánicos Aplicados (GEMA)⁽²⁾.
Departamento de Aeronáutica. Facultad de Ingeniería. UNLP. CP 1900.⁽³⁾ Comisión de Investigaciones Científicas de la Pcia de Bs As.

facundo.pasquevich@ing.unlp.edu.ar

Respirador mecánico, AMBU, COVID-19, PRVC.

INTRODUCCIÓN

El escenario observado en diferentes países indica que la posible saturación del sistema de salud y la consecuente falta de respiradores para pacientes graves con patología COVID-19, representar un aumento directo en el grado de mortalidad de la enfermedad. El respirador mecánico de emergencia busca establecer un medio de ventilación mecánica que permita proveer presión positiva de ventilación pulmonar a pacientes que no pueden respirar o que tienen problemas para respirar por su propia cuenta. La función de este sistema es asistir a pacientes en condiciones de emergencia médica grave, logrando un soporte temporario, mientras se consigue estabilizar al paciente y derivarlo a un respirador mecánico avanzado que permite controlar más variables médicas y realizar el adecuado tratamiento terapéutico.

En el presente trabajo se describen las actividades de diseño, construcción y ensayos realizados sobre el respirador mecánico de presión regulada y volumen controlado desarrollado (Figura 1) a partir de la automatización del uso de un respirador manual o resucitador tipo AMBU. El conjunto permite reemplazar la tarea manual realizada por el personal de salud en la operación de un resucitador AMBU por un sistema autónomo que logre la misma función temporalmente. Asimismo, con el agregado de diferentes sensores, se logra el control de las variables de la mecánica respiratoria que sería demasiado complejo efectuarlo manualmente. De ésta forma, se consigue liberar al personal de salud para que se aboque a otro tipo de tareas. El uso del AMBU como sistema generador de presión se basa en la necesidad de que los sistemas utilizados cuenten con la aprobación de la ANMAT, por lo que el uso de un AMBU homologado permite acortar los procesos de certificaciones. Como punto de partida para el diseño, se optó por utilizar el respirador de código abierto que el *Massachusetts Institute of Technology* desarrolla, bajo el nombre de *MIT Emergency Ventilator*.



Figura 1 – Respirador Mecánico de Emergencia.

DESARROLLO Y DISCUSIÓN

Parámetros de la mecánica respiratoria.

La primera etapa para el desarrollo del respirador fue establecer los parámetros de la mecánica respiratoria que se deben cumplir para que el mismo sea funcional a su objetivo. Para ello, el equipo de trabajo participó de diferentes reuniones con expertos médicos y recopiló diversas bibliografías donde se explicitan los parámetros requeridos específicamente para ventilar a pacientes con COVID-19.

Como resultado de esta investigación se estableció el diseño de un respirador mecánico de emergencia de presión regulada y volumen controlado (PRVC) con los siguientes parámetros: Parámetros de mecánica respiratoria: Presión máxima 40 cm H₂O; Presión nominal de funcionamiento 30 cm H₂O; Tiempo inspiratorio 0,6-0,8 segundos; Frecuencia de respiración entre 7-30 por minuto; Relación entre Inhalación y Exhalación I/E 1:2; Volumen de inhalación (Volumen Tidal): entre 300cm³ y 700cm³.

Una vez establecidas las características que se especificaron por el grupo de trabajo a la hora del diseño del respirador, se comenzó una búsqueda de proyectos similares que se estuviesen desarrollando en otras regiones, con el fin de iniciar las tareas con una base de información previamente generada y de este modo acortar los tiempos del desarrollo. Asimismo, como parámetro de diseño, se estableció que al ser un equipo de soporte de vida y en base a la necesidad de que sus sistemas cuenten con la aprobación de la ANMAT, el respirador debe contar con un AMBU homologado como fuente generadora de presión ya que su uso también permite acortar los tiempos de certificaciones. A modo de ejemplo, en la Figura 2 se observan las bolsas AMBUs utilizadas.



Figura 2 – Bolsas AMBUs utilizadas.

La investigación se centró en equipos preexistentes que tengan la factibilidad de cumplir con las especificaciones de la mecánica ventilatoria establecidas y se concluyó que la mejor opción era tomar como punto de partida al respirador de código abierto que el *Massachusetts Institute of Technology* estaba desarrollando, bajo el nombre de *MIT Emergency Ventilator* [7].

Diseño Mecánico.

El diseño mecánico conceptual presenta un sistema de motor eléctrico con engranajes de accionamiento sobre dos brazos que aprietan un AMBU. Todo este conjunto se localiza en una caja con capacidad de transporte, que a su vez alberga la electrónica de control, la instrumentación, los sistemas de alarma y los sistemas de respaldo de energía. En la Figura 3 se presenta un esquema del interior del respirador.

Particularmente, el mecanismo de accionamiento se compone de un motorreductor que acciona un piñón, el cual le transmite el movimiento de rotación a dos coronas dentadas. Estas coronas son solidarias a los brazos, quienes son los encargados de presionar el AMBU.

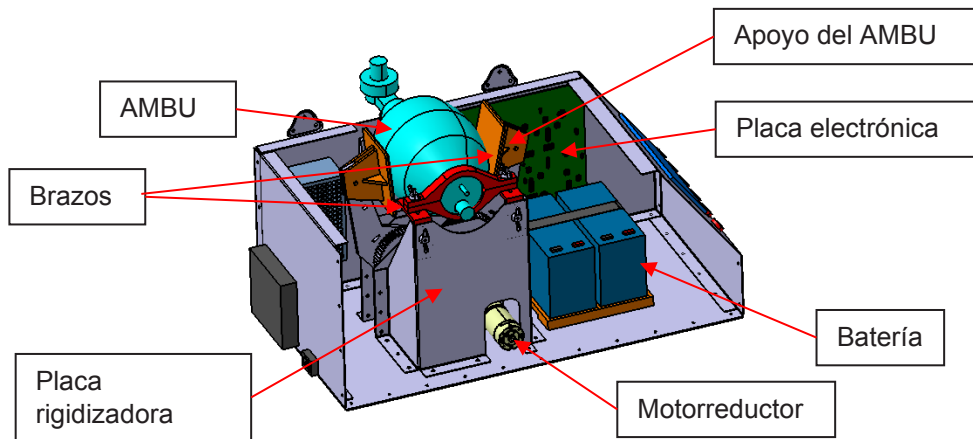


Figura 3 – Esquema del interior del respirador.

Cada brazo se monta sobre un eje, el cual es soportado por dos rodamientos a fin de minimizar las pérdidas por fricción. Estos rodamientos se alojan en piezas denominadas cazoletas. Se sitúan dos cazoletas por brazo. Asimismo, además de cumplir la función de alojar a los rodamientos, las cazoletas sirven de soporte para colocar los sensores TPS, los cuales se montan sobre los ejes y se utilizan para sensar el grado de apertura de los brazos.

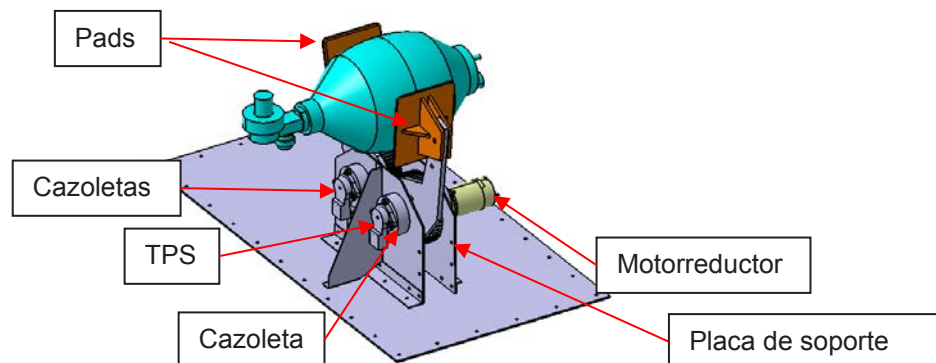


Figura 4 – Componentes del mecanismo de accionamiento.

Para el diseño de los engranajes se considera la relación de transmisión necesaria para obtener la velocidad de apriete del AMBU, así como la potencia a transmitir. Por un lado, la velocidad es establecida por los parámetros de la mecánica ventilatoria mientras que la potencia se define conociendo la fuerza necesaria para apretar el AMBU y la velocidad de aplicación de dicha carga. La fuerza de apriete se estableció mediante ensayos, en los cuales se fijó una presión interna en el AMBU y se registró la fuerza necesaria para expulsar el volumen de gas en su interior.

Con el fin de determinar el grado de repetibilidad en cuanto a presión y volumen de aire expulsados que genera el AMBU al ser sometido a reiterados ciclos de apriete, se llevaron a cabo ensayos en donde se comprimió el AMBU más de 300.000 veces, registrándose la curva de presión generada cada cierto intervalo de ciclos. La comparación entre las curvas de presión luego de 900 ciclos y luego de 310.000 ciclos se observa en la Figura 5 (izquierda).

Luego de analizar los resultados, se concluyó que el cambio en las curvas de presión se debe principalmente a que luego de ciclar repetitivamente al AMBU, éste presenta una deformación remanente cada vez mayor, la cual no logra desaparecer en el corto tiempo

que existe entre accionamientos. Sin embargo, si se incrementa el lapso entre compresiones, permitiendo al AMBU recuperar su volumen inicial y luego se lo comprime nuevamente, se logra obtener curvas de presión similares a las iniciales, tal como se observa en la Figura 5 (derecha).

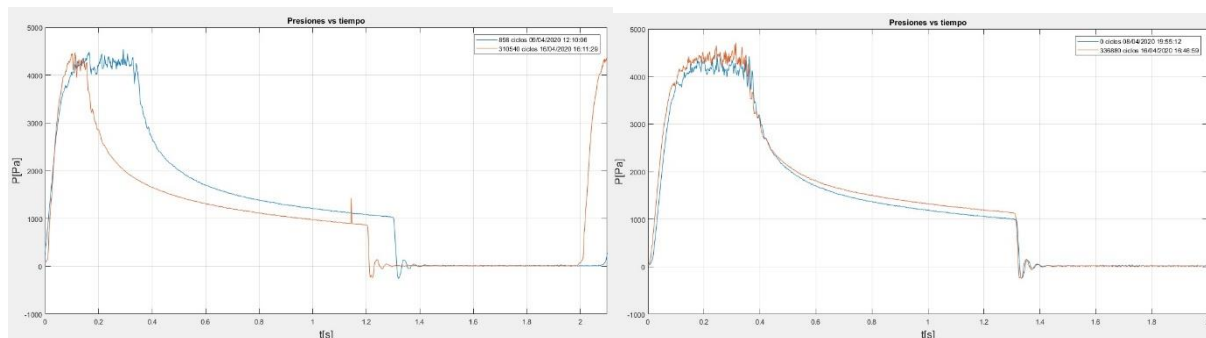


Figura 5 – Ensayos de repetibilidad sobre el AMBU.

Diseño Electrónico.

El diseño electrónico del sistema de control se realiza a partir del uso de microprocesadores. Cuenta con pantallas para monitorear las distintas variables de operación y para cambiar parámetros de uso, contemplando a futuro redundancia en el sistema electrónico para ser tolerante a fallas simples. A su vez, se considera la flexibilidad para poder ir incorporando alarmas que, según las pruebas y resultados obtenidos, necesiten ser incluidas. El diseño contempla entradas y salidas de medición y control adicionales de tal manera de poder conectarlas a cualquier necesidad futura, permitiendo así expandir el desarrollo.

Diseño Final.

En la Figura 6 se muestra el respirador en su versión final completamente ensamblado y en la Figura 7 una vista interior donde se indican los principales componentes.

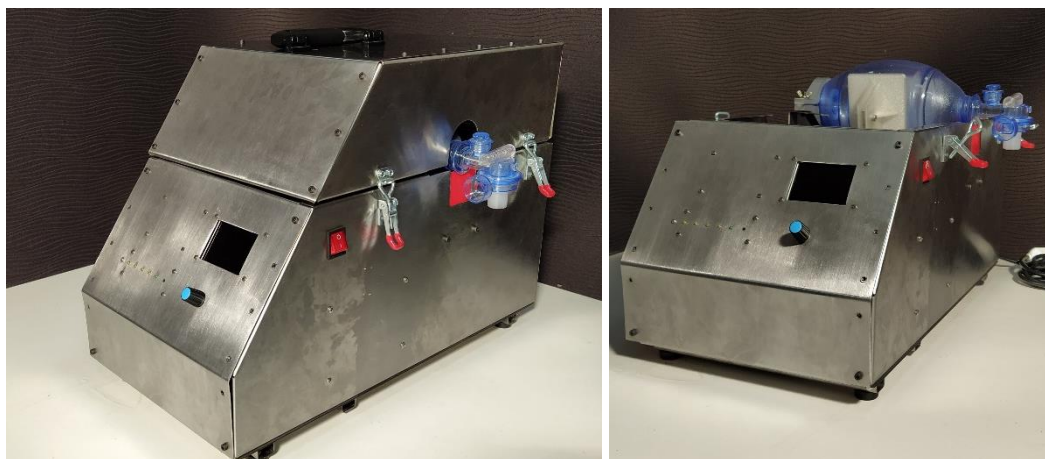


Figura 6 – Respirador ensamblado.

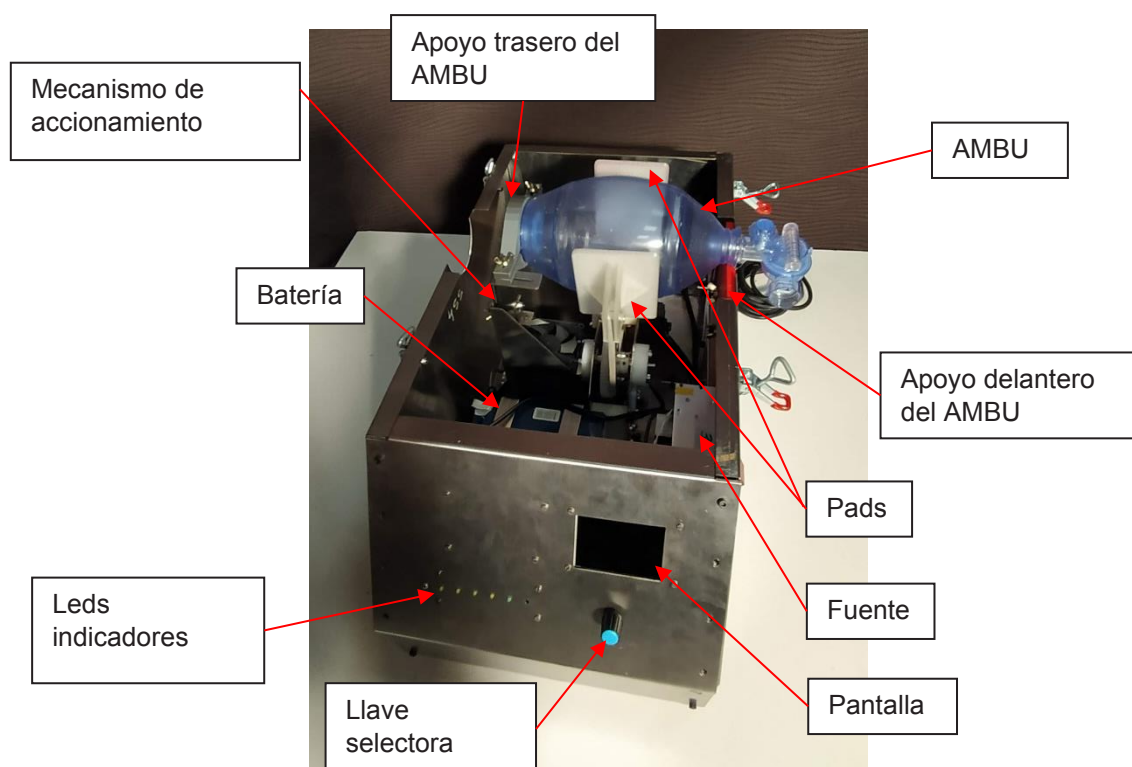


Figura 7 – Principales componentes del respirador.

Utilizando este conjunto se realizaron diversos ensayos de calificación. En una primera instancia, se utilizó una bolsa de anestesia de dos litros colocada adentro de una caja contenedora y comprimida entre dos placas, simulando un pulmón de forma simplificada. En la Figura 8 se presenta este conjunto de ensayo.

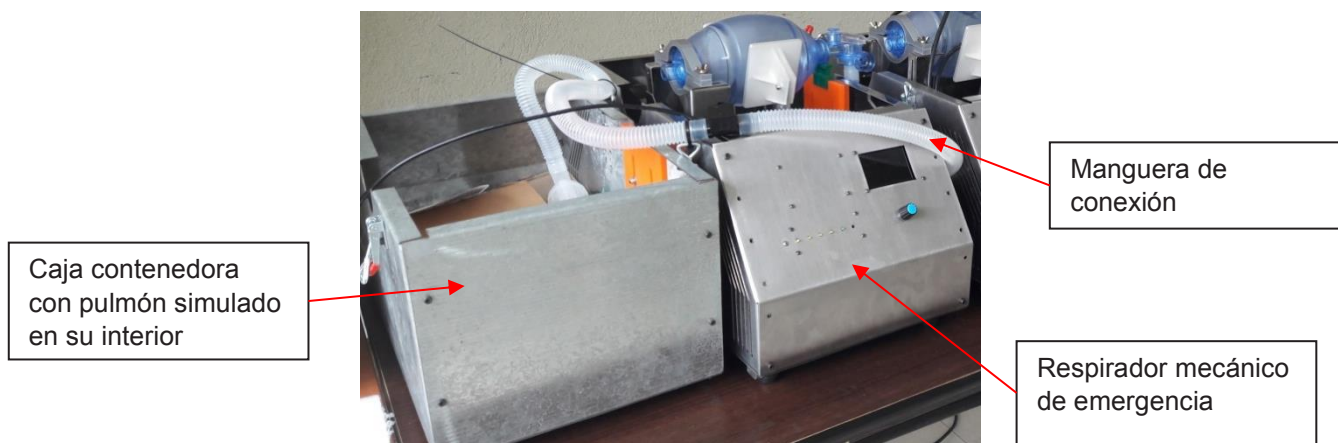


Figura 8 – Conjunto de Ensayo - Principales componentes.

En las siguientes figuras se presentan fotografías de la pantalla visualizadora del respirador, donde se representan los datos y gráficos de las variables sensadas. Estas variables corresponden a presión, flujo, volumen y frecuencia; su lectura y gráfica se realizan en tiempo real, permitiendo al operador verificar los parámetros establecidos. Vale recordar que este respirador fue diseñado para realizar el control de las variables respiratorias según en modo PRVC, es decir, se puede optar por establecer una presión constante de insuflación pulmonar o un flujo constante de insuflación.

La Figura 9 corresponde al control realizado a presión constante (se establece una presión), mientras que la Figura 10 al control a flujo constante (se establece un volumen).

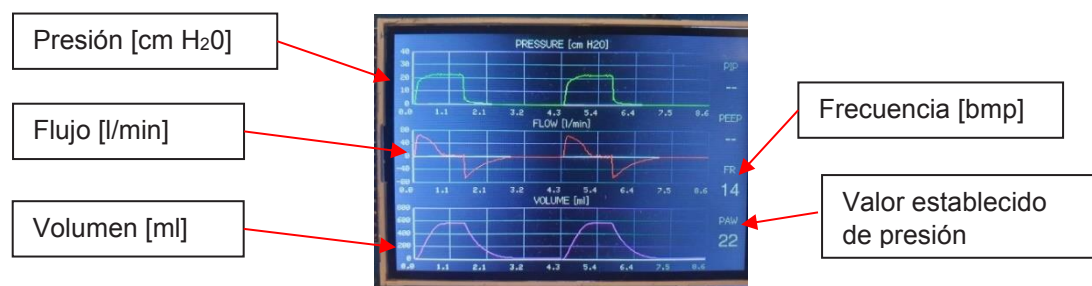


Figura 9 – Visualización de variables. Control a presión constante.



Figura 10 – Visualización de variables. Control a flujo constante.

En ambos casos se pueden apreciar las “mesetas” de las variables controladas. En el caso de la Figura 9, la presión y en el caso de la Figura 10, el flujo. Estas “mesetas” indican que, durante el periodo de tiempo establecido, la presión (Figura 9) y el flujo (Figura 10) se mantienen constantes, verificando los correspondientes sistemas de control por presión y por flujo.

CONCLUSIONES

Este desarrollo está apuntado a resolver el inconveniente de conseguir tiempo entre que llega el paciente con problemas respiratorios graves y la liberación de un respirador más avanzado. A su vez, permite ayudar a la capacitación del personal de salud en el uso de respiradores convencionales, dado que los parámetros básicos de programación y visualizaciones son muy similares.

La ejecución del proyecto nos ha permitido demostrar que se dispone de capacidad técnica para afrontar el desarrollo y la provisión de nuevas herramientas que tienen como finalidad fortalecer al Sistema de Salud. El COVID-19 puso de manifiesto la necesidad que poseen los países como el nuestro, de desarrollar sus propios equipamientos con el fin de no depender de la adquisición internacional que, en casos de pandemia, puede colapsar y comprometer nuestro Sistema de Salud.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dean R. Hess, Robert M. Kacmarek (2014). Essentials of Mechanical Ventilation. McGraw-Hill Education.
2. J.M. Cairo (2012). Pilbeam's Mechanical Ventilation: Physiological and Clinical Applications. Elsevier Mosby.
3. Sociedad Argentina de Terapia Intensiva (2020). Mínimos clínicamente aceptables para el desarrollo de dispositivos capaces de dar soporte ventilatorio durante la pandemia generada por COVID 19. https://www.sati.org.ar/images/SATI_Minimos_clinicamente_aceptables_para_el_desarrollo_de_dispositivos_capaces_de_dar_soporte_ventilatorio_durante_la_Pandemia_generada_por_COVID_19.pdf
4. MIT - Massachusetts Institute of Technology (2020). MIT Emergency Ventilator. <https://emergency-vent.mit.edu/>