

## PROYECTOS Y OBRAS EN INGENIERÍA

# Desarrollo de un prototipo de respirador para emergencias sanitarias

**Víctor J. Toranzos**, | Dpto. de Ingeniería, Facultad de Cs. Exactas y Naturales y Agrimensura, Universidad Nacional del Nordeste (UNNE). Corrientes, Argentina.  
[vtoranzos@exa.unne.edu.ar](mailto:vtoranzos@exa.unne.edu.ar)

**Ángel Piacenza** | Dpto. de Terapia Intensiva, Instituto de Cardiología de Corrientes (FUN. CA.CORR.). Dpto. de Medicina. Facultad de Medicina. Universidad Nacional del Nordeste (UNNE). Corrientes, Argentina.

**Jeremías A. Garcia Cabrera** | 3Dpto. de Ingeniería, Facultad de Cs. Exactas y Naturales y Agrimensura, Universidad Nacional del Nordeste (UNNE). Corrientes, Argentina.

[jeremiasgarcia@exa.unne.edu.ar](mailto:jeremiasgarcia@exa.unne.edu.ar)

 <https://orcid.org/0009-0002-8698-3548>

## RESUMEN

El presente trabajo expone el desarrollo de un respirador del tipo Flow-by ideado para el máximo aprovechamiento de los componentes presentes en un hospital de campaña. Con esta característica se buscó reducir al máximo sus partes constitutivas, optimizando su diseño a fin de minimizar los tiempos de construcción, lo que permitirá adecuarse rápidamente a un contexto de emergencia de enfermedades respiratorias.

## ABSTRACT

The present work exposes the development of a Flow-by type respirator designed for the maximum use of the components present in a field hospital. With this characteristic, it was sought to reduce its constituent parts to the maximum, optimizing its design in order to minimize construction times, which will allow us to quickly adapt to an emergency context of respiratory diseases.

Recibido: 02/05/2025 | Aceptado: 15/05/2025 | Publicado: 06/06/2025

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional.



**Palabras clave:** respirador artificial, Flow-by, electromedicina.

**Keywords:** ventilator, Flow-by, electromedicine.

## INTRODUCCIÓN

Un respirador consiste básicamente en un equipo que mediante diferencias de presión logra renovar el aire en los pulmones, provee oxígeno y nutrientes y elimina el dióxido de carbono y demás residuos producto de proceso metabólico. En la actualidad, los respiradores de uso corriente suministran diferentes modos ventilatorios. El modo PCV (Pressure Control Ventilation – Ventilación Controlada por Presión) consiste en la aplicación de una presión positiva en la vía aérea que permite el ingreso al pulmón de un volumen de aire determinado, el que puede estar enriquecido con oxígeno según la condición del paciente. Esta aplicación o liberación de presión al sistema respiratorio se realiza de manera periódica, introduce un volumen de gases (aire/oxígeno) que depende de la distensibilidad del sistema respiratorio y de la presión aplicada en el pulmón durante la fase inspiratoria, y permite la salida de ese volumen de gas en la fase espiratoria.

La frecuencia con la que se realiza este ciclado se denomina frecuencia respiratoria (FR), siendo un valor típico el de 14 respiraciones por minuto aproximadamente. El volumen intercambiado en cada ciclo es llamado volumen corriente (VT) y su valor ronda los 500 ml en un adulto. El período de tiempo de cada ciclo de respiración puede expresarse como  $1/FR$  y se divide en el tiempo inspiratorio (TI) y el tiempo espiratorio (TE). Es de interés poder controlar esta relación a fin de optimizar el intercambio gaseoso a nivel alveolar, este parámetro se conoce como relación inspiración- espiración (I/E).

En la actualidad, existen diferentes diseños tecnológicos para lograr un equipo con la capacidad de ventilar eficientemente a un paciente. Sin embargo, como la premisa inicial del presente trabajo fue la de buscar la manera más sencilla de hacerlo, optimizando tanto costos como dificultad técnica, se recurrió al sistema FLOW-BY usado inicialmente por los respiradores Puritan Bennet (Daneri, 2007).

En esta configuración, se deja pasar por el circuito paciente un flujo de gas constante (F), con cierre de la válvula espiratoria durante un tiempo inspiratorio (I). De esta manera todo el flujo se dirige e ingresa al pulmón del paciente. Luego se produce la apertura de la válvula espiratoria que permite la salida de aire desde el pulmón al exterior a través de la rama espiratoria del circuito y da lugar a la fase de espiración (E).

Esta configuración presenta la ventaja de requerir solo una válvula exhalatoria para realizar el ciclado. Como desventaja presenta un mayor consumo de gases (aire/oxígeno), dado que el flujo circula de manera constante.

Hasta donde explicado, parecería que, con un flujómetro y una válvula del tipo On/Off (o válvula de bloqueo) espiratoria controlada con una base de tiempo, sería suficiente para configurar un respirador de este tipo, sin embargo, hay otras cuestiones que hacen a la calidad y seguridad del ciclado. En primera instancia, la máxima presión a la cual se someterá a la vía aérea y al pulmón, la cual se debe poder ajustar de manera dinámica para responder a las necesidades del paciente y nunca debe sobrepasar los 45 cm de agua, ya que si así ocurriera se produciría daño pulmonar por presión denominado “ba-

rotrauma". Sumado a esta presión máxima, el segundo límite de importancia relevante en el proceso de ciclado es la presión remanente luego de la exhalación (PEEP), la cual también debe ser configurable, típicamente en el rango 0 y 20 cm de agua (habitualmente entre 5 y 10).

A fin de contextualizar estas magnitudes, se debe tener en cuenta que, una atmósfera son 1000 cm de agua por lo tanto, estamos hablando de presiones muy bajas en comparación, razón por la cual, el control de éstas se debe hacer con extremo cuidado.

## METODOLOGÍA

### Modelado eléctrico:

Para analizar cualquier sistema siempre es de utilidad el uso de modelos básicos para su mejor comprensión y simulación, pudiéndose así predecir distintas situaciones y ajustar parámetros de manera de acotar el rango de ensayos experimentales.

El modelo propuesto a utilizar es el unicompartimental, el mismo consiste en una resistencia (R) que tiene en cuenta la restricción al flujo que impone la vía aérea y una cavidad elástica de complianza (C) para modelar los pulmones.

La resistencia (R) se define como la diferencia de presión (P) en la vía aérea para un flujo (F) dado, como se dijo, si la presión se mide en cm de agua y el flujo en l/s la resistencia (R) se define como:

|                                                                |              |
|----------------------------------------------------------------|--------------|
| $R = \frac{\Delta P}{\Delta F} = \frac{cmH_2O}{\frac{l}{seg}}$ | Ecuación (1) |
|----------------------------------------------------------------|--------------|

La complianza (C) también conocida como distensibilidad pulmonar, es la capacidad del pulmón de expandirse, es decir, de aumentar su volumen en respuesta a un valor de presión aplicada. Si el volumen (V) se mide en litros y la presión en cm agua la complianza se define

|                                                    |              |
|----------------------------------------------------|--------------|
| $C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{l}{cmH_2O}$ | Ecuación (2) |
|----------------------------------------------------|--------------|

Si bien se definió resistencia y complianza para el modelo respiratorio, en general, todo conducto y cavidad tienen asociados parámetros de resistencia y complianza. Por lo tanto, las tubuladuras de un circuito respiratorio-paciente, por ejemplo, deberán ser consideradas en un modelado en términos de sus C y R característicos.

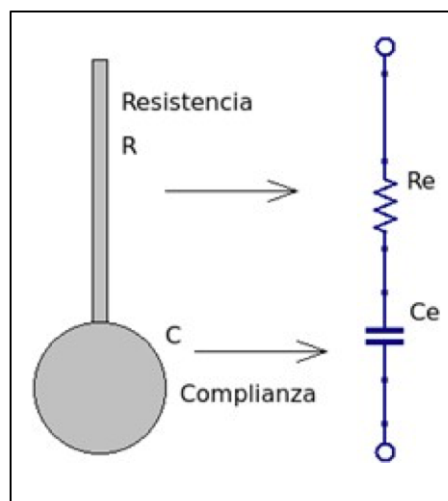
Para el modelo unicompartimental, la ecuación de movimiento que vincula la presión con el flujo de aire en el sistema respiratorio está dada por:

$$P = \frac{V}{C} + F \cdot R + P_{PEEP} \quad \text{Ecuación (3)}$$

Para la simulación y eventual análisis es conveniente utilizar una analogía eléctrica, a fin de poder hacer uso de las herramientas que proporcionan la electrotecnia, matemática y computación para resolver circuitos eléctricos. Resulta de utilidad también, la disponibilidad de programas de simulación de circuitos de uso libre como la herramienta QUCS. En la Tabla 1 se dan las equivalencias entre los parámetros hidrodinámicos y eléctricos y, en la Figura 1, se muestra el modelo unicompartmental aparejada con su equivalente eléctrico.

**Tabla 1: Equivalencia eléctrica de los parámetros de fluido para el modelo unicompartmental de sistema respiratorio.**

|                                           |                           |
|-------------------------------------------|---------------------------|
| R: Resistencia [cmH <sub>2</sub> O/(l/s)] | Re: Resistencia [V/A=Ohm] |
| C: Complianza [l/cmH <sub>2</sub> O]      | Ce: Capacidad [C/V=F]     |
| P: Presión [cmH <sub>2</sub> O]           | Ve: Potencial [V]         |
| V: Volumen [l]                            | Q: Carga [C]              |
| F: Flujo [l/s]                            | I: Corriente [C/s=A]      |

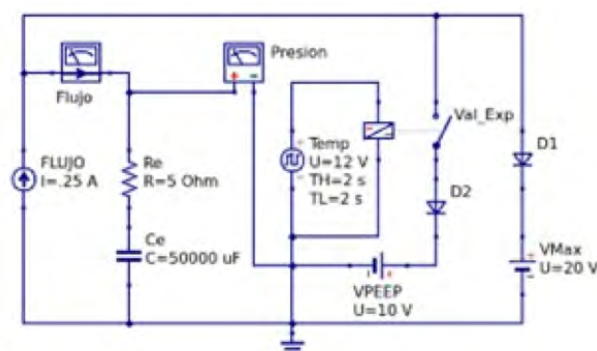


**Figura 1: Parámetros eléctricos correspondientes al modelo unicompartmental Pulmón - vía aérea.**

## Simulación de un respirador tipo flow-by

Como se expuso precedentemente, se utilizará la analogía eléctrica reemplazando cada componente del circuito neumático por su equivalente eléctrico de acuerdo con la equivalencia de la Tabla 1.

En la Figura 2 se muestra el circuito eléctrico completo utilizado para simular el conjunto paciente- respirador.



**Figura 2: Circuito eléctrico utilizado para simular el conjunto paciente respirador en el programa de simulación QUCS.**

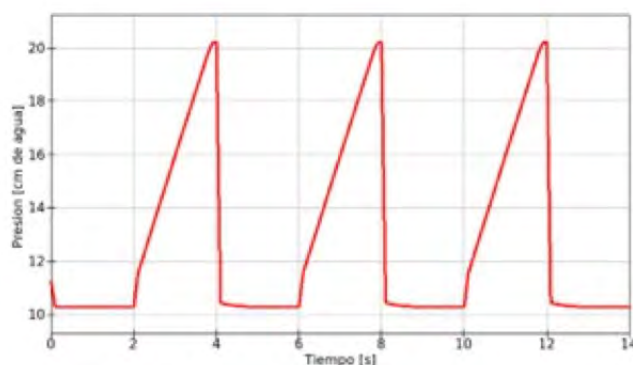
Como se detalla en la Tabla 1, las mediciones de flujo se asocian a corrientes y las de presión a tensiones eléctricas. De esta manera, una fuente de flujo que normalmente estaría compuesta por un flujómetro de panel, por ejemplo, se reemplaza por una fuente de corriente. Si se fija el flujo en 15 litros por minuto, eso se corresponde con 0,25 l/s y, por lo tanto, en nuestro modelo eléctrico se modelará con una fuente de corriente de intensidad 0,25 A.

En el modelo unicompartmental definido para un adulto, los parámetros de R y C son de 5 cm Agua/(l/s) y 50.000 ul/cm Agua los que se corresponden con componentes equivalentes  $R_e$  y  $C_e$  de 5  $\Omega$  y 50.000  $\mu F$  respectivamente.

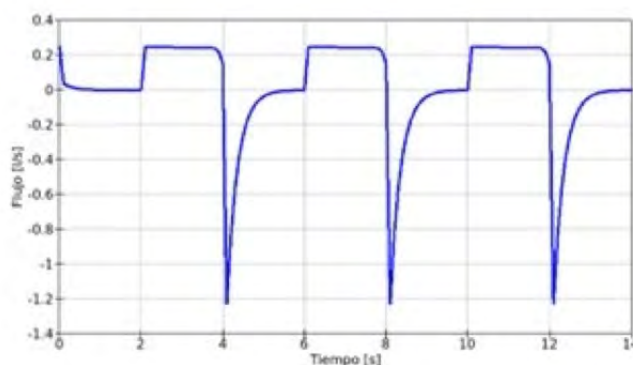
El ciclado se hace mediante una válvula espiratoria, reemplazada en el modelo eléctrico por un revelador. Dicho componente consiste en un interruptor comandado por una base de tiempo (al igual que lo haría una válvula real) que establece cuánto tiempo está cerrado y cuánto abierto. Para la simulación se adoptó un período de 4 segundos, lo que corresponde a una frecuencia respiratoria de 15 respiraciones por minuto, con una relación I:E de 1:1 y, por lo tanto, un tiempo inspiratorio 2 s. En dichas condiciones, el volumen que se envía al pulmón o volumen corriente (VT) es de medio litro (500 ml).

Para limitar la presión máxima de la vía aérea y establecer la PEEP, se utilizaron fuentes de tensión constantes y dos diodos (D1 y D2 en el circuito de la Figura 2) que actúan como válvulas anti- retorno aliviando la presión al superar el valor de la fuente correspondiente ( $V_{Max}$  y  $V_{PEEP}$  en el circuito de la Figura 2).

Con los valores adoptados, mediante simulación computacional es posible obtener la presión y el flujo respecto del tiempo sobre la vía aérea. Estos resultados se muestran en las Figura 3 y Figura 4 respectivamente.

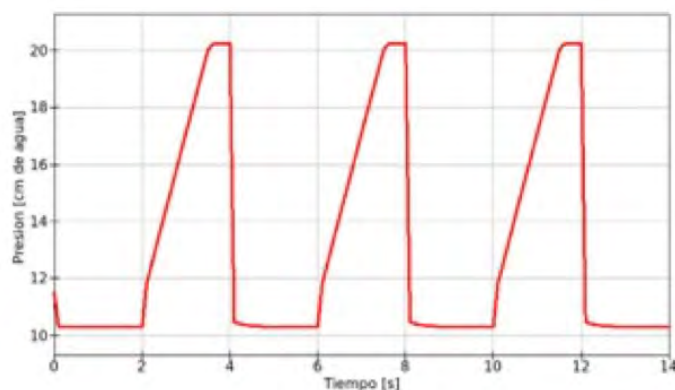


**Figura 3:** Gráfica de presión vs. tiempo obtenida por simulación del circuito de la figura 2 para un flujo de 15 litros por minuto, tiempo inspiratorio de 2 s y relación I:E 1:1.



**Figura 4:** Gráfica de flujo vs. tiempo obtenida por simulación del circuito de la figura 2 para un flujo de 15 litros por minuto, tiempo inspiratorio de 2 s y relación I:E 1:1.

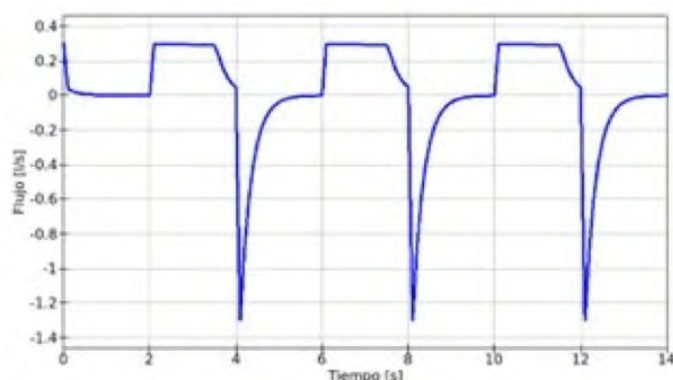
En la Figura 3 se observa una PEEP ligeramente mayor a 10 cm de agua y que, levemente, se alcanza el límite superior de presión fijado (20 cm de agua). Por lo tanto, el pulmón se carga con los 500 ml de aire que inicialmente se planteó como volumen corriente.



**Figura 5:** Gráfica de presión vs. tiempo obtenida por simulación del circuito de la figura 2 para un flujo de 18 litros por minuto, tiempo inspiratorio de 2 s y relación I:E 1:1.

Las gráficas de presión y flujo se respecto al tiempo de las Figura 5 y Figura 6, son producto de incrementar el flujo a 0,3 l/s dejando el resto de los parámetros sin modificar, con el objetivo de observar la limitación de presión impuesta.

En la Figura 5 se observa como la presión se limita al llegar a los 20 cm de agua, impuestos mediante la fuente VMax y el flujo al pulmón cae a partir de este valor como se muestra en la Figura 6.



**Figura 6:** Gráfica de flujo vs. tiempo obtenida por simulación del circuito de la figura 2 para un flujo de 18 litros por minuto, tiempo inspiratorio de 2 s y relación I:E 1:1.

De la simulación se concluye que, un respirador realizado bajo la disposición básica del circuito de la Figura 2 es capaz de suministrar un volumen corriente adecuado al pulmón de un adulto, con una frecuencia respiratoria acorde a los valores útiles para diversos tratamientos y con un nivel de flujo fácilmente logvable con un flujómetro de panel comúnmente accesible en las instalaciones de gases de un hospital o bien disponibles para tanques de gases.

Por otro lado, la limitación de presiones propuesta en el circuito de la Figura 2 hace que su funcionamiento prevenga la posibilidad de barotrauma.

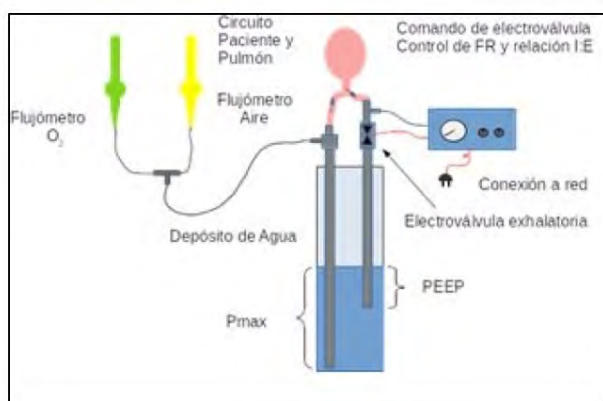
## Construcción del prototipo

### Circuito Neumático

En la Figura 7 se esquematiza un respirador que funciona bajo el principio del circuito eléctrico de la Figura 2. El sistema de provisión de gases inicia en dos flujómetros que permiten el ajuste de la mezcla y flujo de gases, pudiendo implementarse un mezclador, comúnmente disponible en un hospital o centro de salud.

Los flujómetros se conectan mediante una pieza en T a una manguera de baja sección (8 a 6 mm), la cual llega a otro conector del mismo tipo desde donde, por un lado, se halla conectado el circuito paciente y por el otro el sistema de limitación de presión. Este último consiste en un caño de 19 mm de diámetro interno sumergido en un depósito de agua de 40 cm de profundidad. La profundidad a la que se sumerge el caño puede variar-se entre 0 y 40 cm, de modo tal que la presión requerida para que se produzca burbujeo

en el agua será también de 0 a 40 cm de agua. Este sistema de seguridad hidrostático provee al respirador de una válvula de seguridad de fácil ajuste y funcionamiento seguro, dado que mientras no se supere la presión de ajuste de máximo, todo el flujo se suministra al circuito paciente.



**Figura 7: Descripción esquemática del prototipo de respirador experimental construido bajo el principio de funcionamiento del circuito eléctrico de la Figura 2.**

Una electroválvula de 19 mm de diámetro actúa como válvula espiratoria, mientras permanece cerrada (inspiración) el flujo de gases se dirige al pulmón aumentando la presión de la vía aérea. En el caso de superar la presión máxima fijada en el sistema de seguridad hidrostático, el caño de ajuste producirá burbujeo, libera el flujo a través de la masa de agua y mantiene constante la presión en el límite establecido.

Cuando la electroválvula se abre permite la espiración y mediante un segundo tubo sumergido a una profundidad de entre 0 y 20 cm en el depósito de agua utilizado para limitar la máxima presión, se pueden lograr valores de PEEP que responderán de manera directa al nivel de profundidad.

La válvula espiratoria en este diseño puede ser del tipo industrial, requiriéndose que la misma sea del tipo On/Off (o válvula de bloqueo), dado que la seguridad la proveen los límites de presión establecidos por los niveles de agua. En este sentido, la válvula debe ser preferentemente normal abierta para que, ante fallo de la electrónica de control, la presión se mantenga en la PEEP. Sin embargo, es posible utilizar una válvula normal cerrada sin mayores riesgos. En la Figura 8 se muestra el prototipo armado físico montado.





Figura 8: Prototipo realizado para las pruebas y mediciones de acuerdo al esquema de la figura 7.

El depósito de agua se realizó con un caño de PVC de 16 cm de diámetro y 80 cm de alto, al que se le incorporó un visor de nivel de agua. Los tubos de control de presión se realizaron con caño PPM de  $\frac{3}{4}$  de pulgada, para todos los acoples se utilizó polietileno para agua. En el prototipo se utilizó un mezclador y un flujómetro de 15 l/m. El control del ciclado se implementó con una electroválvula de  $\frac{3}{4}$  de pulgada, normal abierta, con bobina de 12 V. Es muy importante que la válvula utilizada, si bien es normal abierta, permita el flujo sin mayor restricción a partir de presiones ligeramente mayores a 0 cm de agua.

### Circuito de temporización electrónico

El control de la electroválvula espiratoria se realizó mediante una base de tiempo construida en torno a un circuito integrado NE555 que trabaja en modo estable, con frecuencia y ciclo de trabajo (relación I/E) ajustable de manera independiente, entre 10 y 20 ciclos por minuto y entre 0,5 y 2 respectivamente. En la Figura 9 se presenta el circuito esquemático del control de la electroválvula.

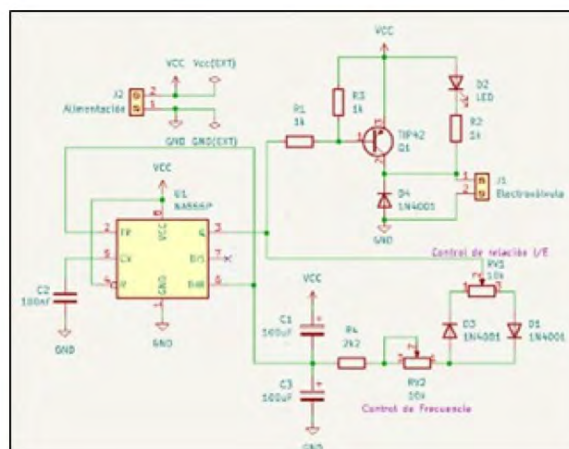


Figura 9: Circuito electrónico de la base de tiempo y etapa de potencia para el comando de la electroválvula.

La bobina de la electroválvula es accionada mediante un transistor tipo PNP que provee una corriente del orden de 1 A. Todo el circuito se alimenta a partir de una fuente de CC de 12 V, lo que permite utilizar una batería de plomo-gel para independizar su funcionamiento de la red eléctrica.

## RESULTADOS

Para el ensayo del prototipo se utilizaron pulmones artificiales implementados con bolas elásticas con capacidad de 1 a 3 litros y de complianza acorde a los valores utilizados en el modelo. Se realizaron pruebas bajo diferentes flujos de aire y distintos valores de presiones máxima y PEEP. La curva de presiones se monitoreó mediante un osciloscopio digital Tektronix y un sensor de presión diferencial MPX100 de Motorola.

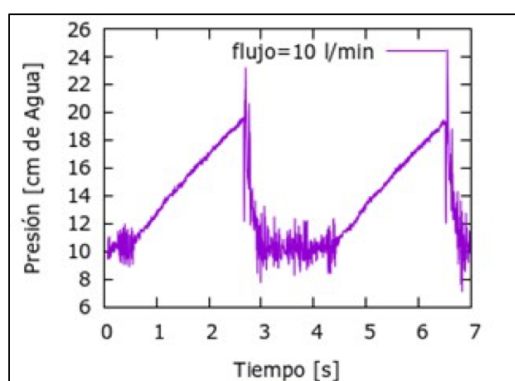


Figura 10: Gráfica de presión vs. tiempo para una bolsa de 3 l y un flujo de 10 l/m, FR=15 respiraciones por minuto, PEEP=10 cm de agua, PMax=20 cm de agua y relación I:E=1.

Se observa que el comportamiento de la gráfica de la Figura 10 se correlaciona con los resultados de la simulación de la Figura 3. El límite de 20 cm de agua es levemente alcanzado al final de la inspiración.

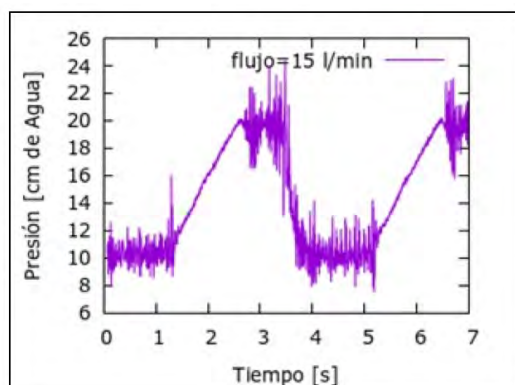


Figura 11: Gráfica de presión vs tiempo para una bolsa de 3 l y un flujo de 15 l/m, FR=15 respiraciones por minuto, PEEP=10 cm de agua, PMax=20 cm de agua y relación I:E=1.

En estas condiciones, la presión máxima de 20 cm de agua es alcanzada y la misma se mantiene en este límite durante el resto de la inspiración. Este resultado se condice con el presentado en la Figura 5. Por otro lado, las perturbaciones que se observa en la parte superior de la gráfica de presión de la Figura 11 corresponde a ruido producido por el burbujeo del fluido al vencer la barrera de presión. Se realizaron pruebas de ventilación no invasiva (VNI), como se ilustra en la Figura 12, para evaluar la comodidad y sensación del paciente. Se deja asentado que dichas pruebas se llevaron a cabo de acuerdo con el Código de Núremberg y la Declaración de Helsinki, con el objeto de respetar los derechos de las personas y salvaguardar su dignidad e integridad.



Figura 12: Pruebas de VNI.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En el presente trabajo se implementó de manera elemental y con materiales fácilmente accesibles un respirador de tipo FLOW-BY. Si bien su simpleza no prevé inicialmente alarmas y funcionalidades más complejas, tales como “Modo a demanda”, el hardware propuesto es fácilmente adaptable para ser controlado mediante un sistema embebido que, con un punto de sensado de presión en el ingreso de aire al paciente, controle el actuador, permita la visualización de parámetros en tiempo real y gestione las alarmas que se consideren necesarias.

Las simulaciones y ensayos realizados sobre el prototipo dan cuenta de la utilidad de éste y sobre todo, de la seguridad que provee sobre el paciente dado que, debido al principio de funcionamiento, no se han de exceder las presiones máximas establecidas.

Se lograron características de funcionamiento adecuadas a las necesidades de diversas patologías respiratorias, lo que le otorga a este equipo la posibilidad de fortalecer un sistema de salud con una inversión mínima.

El montaje del equipo, al contar con un número reducido de partes, posibilita que sea llevado adelante por personal de formación técnica no específica de manera rápida, a fin de dar una respuesta que se ajuste a los tiempos dinámicos que se presenta en un contexto de emergencia sanitaria, incluso fácilmente incorporable como un componente fijo a una cama.

Las presiones (Pmax y PEEP) son ajustadas mediante niveles de agua y por ello el uso de indicadores de presión es relativamente prescindible.

Los gases de exhalación del paciente se liberan mediante burbujeo en agua. Esto hace posible utilizar el depósito como una etapa de desinfección evitando posibles contagios en la sala.

Por lo expuesto, un respirador realizado mediante la metodología propuesta resultaría de gran utilidad en el caso de emergencia sanitaria y brindaría un contexto de mejor preparación ante eventuales contextos de emergencia, como lo fue la pandemia producida por el COVID-19.

## REFERENCIAS

- Anil, K., Portoppidan, H., Falke, K. Wilson, R. Laver, M. (1973). Critical Care Medicine, Vol. 1, "Pulmonary barotrauma during mechanical ventilation",
- Brinson, M. E., & Jahn, S. (2009). Qucs: A GPL software package for circuit simulation, compact device modelling and circuit macromodelling from DC to RF and beyond. International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields, 22(4), 297-319.
- Daneri, P. A. (2007). Electromedicina: equipos de diagnóstico y cuidados intensivos. Editorial Hispano Americana HASA.
- Gil, F. C., Gomez, J. C., & Rubio, T. M. (1981). La resistencia de la vía aérea en las obstrucciones de las vías aéreas superiores. Archivos de Bronconeumología, 17(6), 277-286.
- Luna, N. F. (2006). Simulación por software de las curvas generadas en ventilación mecánica por control de presión. Umbral Científico, (9), 85-96.
- Sánchez, G., & Luengas, L. A. (2011). Aplicación del modelo RC en sistemas biológicos (mecánica ventilatoria). INVENTUM, 6(10), 16-23.