

Modelado semifísico de la histéresis respiratoria pulmonar con el modelo Bouc-Wen asimétrico

RPIC Estudiantil 2023, 1 al 3 de noviembre de 2023, Oberá, Misiones

Joaquín Stella
Instituto LEICI
Facultad de Ingeniería, UNLP-
CONICET
La Plata, Argentina
joaquin.stella@alu.ing.unlp.edu.ar

Carolina A. Evangelista
Instituto LEICI
Facultad de Ingeniería, UNLP-
CONICET
La Plata, Argentina

Diego A. Riva
Instituto LEICI
Facultad de Ingeniería, UNLP-
CONICET
La Plata, Argentina

Abstract— En este trabajo se llevó a cabo el modelado del fenómeno de histéresis respiratoria con un modelo de histéresis general, desarrollado para describir la histéresis en materiales, de forma tal que pudiese integrarse a un modelo del sistema respiratorio. Tras investigar y estudiar las características de la histéresis respiratoria, se buscó un modelo capaz de cumplir con sus propiedades físicas y matemáticas, con la capacidad de generar una señal de presión realista a partir de una señal de volumen real en pacientes bajo respiración asistida. Se ajustaron los parámetros del modelo para representar la histéresis de ocho pacientes reales, obteniéndose errores menores al 10%.

Keywords— *Histéresis respiratoria, Modelo Bouc-Wen, Modelo semifísico.*

I. INTRODUCCIÓN

En el campo de la fisiología respiratoria, la mecánica respiratoria se dedica a describir los procesos que llevan a cabo los tejidos del sistema respiratorio durante el ciclo de inspiración y espiración. Durante este ciclo, hay tres variables que son de especial importancia: la presión, el volumen y el flujo de aire, que se encuentra circulando en las vías respiratorias o está concentrado en los pulmones en determinado instante de tiempo. Analizando las relaciones entre estas tres variables es posible conocer detalles sobre el funcionamiento del sistema respiratorio, incluyendo, por ejemplo, si el paciente sobre el cual se realizaron las mediciones sufre cierta afección respiratoria. También, su estudio es de interés para poder asistir la respiración de un paciente cuya capacidad pulmonar se ha visto reducida, manipulando una de las señales con el fin de mejorar el estado del sistema respiratorio. Entre las relaciones que pueden establecerse entre estas señales, resulta de interés la histéresis pulmonar. Se trata de una inelasticidad que se observa entre la variación de volumen y de presión en los pulmones de los pacientes durante el ciclo respiratorio, que genera una no linealidad en la curva P-V que traza el mismo. Poder parametrizar y modificar esta curva permitiría simular la mecánica respiratoria que se desarrolla en pacientes con distintas afecciones, y mejorar el desempeño de los sistemas de control en equipos de ventilación mecánica.

Habitualmente, tanto los profesionales de la salud como los equipos médicos se basan en modelos lineales simples para representar y analizar la dinámica respiratoria en pacientes [1]. Se procede de esta manera porque en pacientes sin complicaciones respiratorias esta metodología es considerada lo suficientemente precisa como para despreocuparse de la no linealidad propia del fenómeno. Sin embargo, cuando este no es el caso, la histéresis se acentúa de forma apreciable, y hasta el momento no existe un modelo capaz de adaptarse a estas situaciones en la bibliografía pertinente.

A continuación, se aplicará el modelo de histéresis de Bouc-Wen asimétrico para representar la histéresis pulmonar. Luego, los parámetros del modelo serán ajustados para cada uno de los ocho pacientes medidos bajo respiración asistida y se presentarán los resultados obtenidos.

II. CARACTERÍSTICAS DE LA HISTÉRESIS RESPIRATORIA

Para poder relacionar las señales que participan de la mecánica respiratoria, y obtener herramientas matemáticas para trabajar sobre las mismas, se utiliza un modelo no lineal del sistema respiratorio, que se compone a partir de la siguiente ecuación de movimiento [2]:

$$P_B = P_{cl}(V) + P_{ccw}(V) + F R_{aw} - P_{musc} \quad (1)$$

con

- P_B : Presión medida en la boca.
- P_{cl} : Presión medida en los pulmones.
- P_{ccw} : Presión en la caja torácica.
- V : Volumen total del sistema respiratorio.
- F : Flujo de aire total del sistema respiratorio.
- R_{aw} : Resistencia en las vías aéreas.
- P_{musc} : Presión muscular que mantiene el volumen

Dado que la expresión es análoga a la de un circuito eléctrico RC, es posible modelar el sistema respiratorio con el equivalente eléctrico, como se muestra en la Fig. 1.

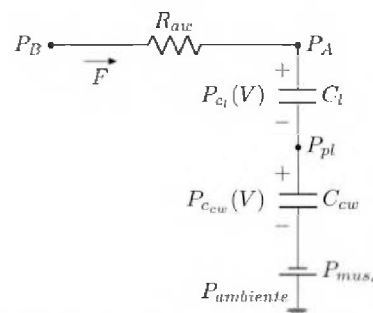


Figura 1. Modelo eléctrico del sistema respiratorio (extraído de [2]).

Los capacitores del modelo representan la *compliance* o *compliancia* respiratoria, un coeficiente de inelasticidad que relaciona la variación de presión y la variación de volumen, tal que:

$$C_{rs} = \frac{dV}{dP} \quad (2)$$

Siendo C_{rs} la compliancia respiratoria. Si la variación entre el volumen y la presión es lineal, permanece constante durante ese intervalo de tiempo. Pero cuando el paciente padece alguna patología respiratoria, aparecen efectos no lineales e incluso el fenómeno de histéresis. Por lo tanto, con respecto a la curva P-V, la compliancia representa la pendiente de la misma. Aprovechando el modelo circuital de la Figura 1, es posible expresar como:

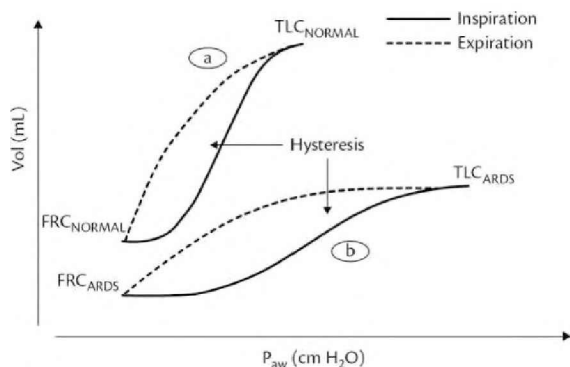


Figura 2. Curva de histéresis en pacientes con y sin ARDS (extraído de [3]).

$$C_{rs}^{-1} = C_l^{-1} + C_{cw}^{-1} \quad (3)$$

La presión toraco-pulmonar P_A , que es en la que nos concentramos específicamente en este trabajo, es obtenida a partir de la suma total de las presiones generadas por las compliancias del sistema respiratorio, tal que:

$$P_A = P_{cl}(V) + P_{ccw}(V) - P_{musc} \quad (4)$$

Para apreciar la histéresis respiratoria, es necesario estudiar la forma de la curva P-V durante un ciclo respiratorio, conformado por el semiciclo inspiratorio y espiratorio. Durante la inspiración, la presión aumenta en los alvéolos pulmonares y en las vías respiratorias, y en la espiración, el volumen disminuye progresivamente en los alvéolos y las vías aéreas, generando a su vez una bajada de la presión. Durante ambos semiciclos, la variación de presión respecto de la de volumen puede ser no lineales.

Aunque en personas sanas esa no linealidad no es significativa, por lo que se opta por su modelado lineal, en pacientes con ARDS (síndrome de distrés respiratorio agudo), y otras afecciones relacionadas a las vías respiratorias, se vuelve más relevante.

Como ejemplo, en la Fig. 2 se muestra la curva P-V de un paciente estándar y de uno con ARDS.

Tabla 1. Clasificación de los modelos Bouc-Wen BIBO estables (extraído de [6]).

Case	Ω	Upper bound on $ z(t) $	Class	
$A > 0$	$\beta + \gamma > 0$ and $\beta - \gamma \geq 0$	\mathbb{R}	$\max(z(0) , z_0)$	I
	$\beta - \gamma < 0$ and $\beta \geq 0$	$[-z_1, z_1]$	$\max(z(0) , z_0)$	II
$A < 0$	$\beta - \gamma > 0$ and $\beta + \gamma \geq 0$	\mathbb{R}	$\max(z(0) , z_1)$	III
	$\beta + \gamma < 0$ and $\beta \geq 0$	$[-z_0, z_0]$	$\max(z(0) , z_1)$	IV
$A = 0$	$\beta + \gamma > 0$ and $\beta - \gamma \geq 0$	\mathbb{R}	$ z(0) $	V
All other cases	\emptyset			

B. Elección del modelo de histéresis

Existe gran variedad de modelos de histéresis generales, desarrollados principalmente para representar el modelo físico cuando se presenta en materiales de

Algunas enfermedades, como el ARDS, aumentan la presión requerida durante la inspiración para poder llevar el volumen hasta los mismos valores que una persona sana, lo que hace que en casos críticos sea necesario aplicar ventilación asistida suministrando presión adicional en las vías respiratorias (PEEP).

La medición de la histéresis en un paciente resulta trabajosa, ya que para medir la presión pulmonar y torácica se necesitan realizar maniobras especiales [4]. Para poder realizar simulaciones realistas del sistema respiratorio de pacientes con afecciones respiratorias, y poder analizar señales medidas en pacientes e inferir información faltante, sería de utilidad disponer de un modelo de la histéresis respiratoria. Por eso, se indagó sobre los modelos de histéresis más utilizados y sus características.

III. MODELOS DE HISTÉRESIS

A. Requisitos del modelo de histéresis, y el "modelado semi-físico"

La aplicación de modelos generales de histéresis al modelado de la histéresis respiratoria es un área de aplicación poco desarrollada. Sin embargo, el comportamiento de la histéresis respiratoria ha sido descrita en diversos estudios previos, a partir de los cuales podemos conocer sus propiedades físicas y geométricas. Es posible escoger un modelo general de histéresis que cumpla con estas propiedades y aplicarlo a nuestro problema, realizando las modificaciones necesarias.

Dado que se busca realizar un modelado del sistema, tomando como señal de entrada el flujo de aire, y el flujo es, a partir de la ecuación de movimiento (1), la derivada del volumen total, nuestro modelo recibirá como entrada una señal de volumen y tendrá como salida la señal de presión requerida para obtener la curva de histéresis requerida.

La histéresis respiratoria debe considerar las siguientes propiedades:

1. Estabilidad BIBO: el modelo de histéresis debe entregar una salida acotada para una entrada acotada.
2. Asimetría: la curva de subida (inspiración) no es un espejo de la curva de bajada (espiración), sino que cada una tiene su forma diferenciada. Por eso, se necesita de un modelo asimétrico.

Dado que el fenómeno a modelar es demasiado complejo como para abordarlo caracterizando el sistema de forma detallada, se abordó un camino intermedio entre el "modelado de caja blanca" (se conocen los parámetros internos del sistema y las relaciones entre los mismos) y el "modelado de caja negra" (se desconocen los parámetros internos y las relaciones entre los mismos, se apoya en datos empíricos), conocido como "modelado de caja gris" o "modelado semifísico" [5]. Cuando se aplica este método, se adecúan los parámetros del modelo a algunas de las propiedades físicas y matemáticas del sistema a modelar. En este caso, los parámetros del modelo de histéresis no tienen sentido físico, sino que se adaptan para que el modelo obtenga la geometría y comportamiento a grandes rasgos del sistema. construcción o ferromagnéticos. Uno de los modelos más utilizados, y sobre el cual hay mayor cantidad de bibliografía, es el llamado "modelo Bouc-Wen". Es un modelo obtenido a partir de una ecuación diferencial de

primer orden, por lo que se lo suele clasificar como “modelo diferencial de histéresis”, y la ecuación diferencial tiene la siguiente expresión:

$$\Phi_{BW}(x)(t) = \alpha kx(t) + (1 - \alpha)Dkz(t) \quad (5)$$

$$\dot{z} = D^{-1}(A\dot{x} - \beta|\dot{x}||z|^{n-1}z - \gamma\dot{x}|z|^n) \quad (6)$$

donde \dot{z} se corresponde con la derivada del tiempo de la fuerza restaurativa, $n > 1$, $D > 0$, $k > 0$, $0 > \alpha > 1$ y $\beta + \gamma \neq 0$, y x es la señal de entrada del sistema [6].

El modelo Bouc-Wen es BIBO estable si y sólo si el conjunto Ω de las condiciones iniciales $z(0)$ es no vacío:

$$\Omega = \{z(0) \in \mathbb{R} \text{ tal que } \Phi_{BW} \text{ es BIBO estable } \forall \text{ señal de entrada } x(t) \in C^1 \text{ con los valores fijos de los parámetros } A, \beta, \gamma, n\} \quad (7)$$

De acuerdo a ciertas condiciones de límite de sus parámetros, el modelo Bouc-Wen se divide en 5 clases, que pueden apreciarse en la Tabla 1.

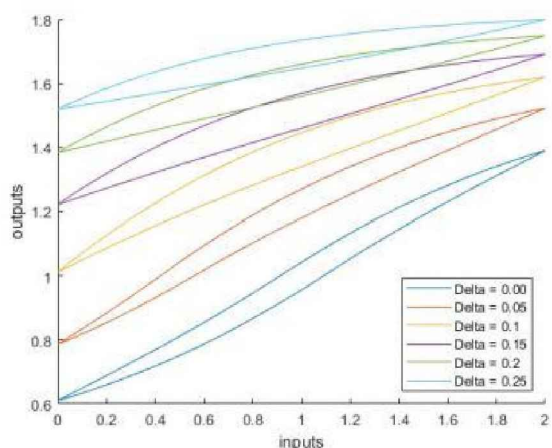


Figura 3. Curva de histéresis del modelo Bouc Wen asimétrico, para distintos valores de δ .

Dado que queremos un modelo que sea BIBO estable para cualquier señal de entrada real, y porque se tiene más amplia referencia en la bibliografía, utilizaremos la clase I, y deberemos respetar la relación entre los parámetros A , β y γ especificada en la Tabla 1.

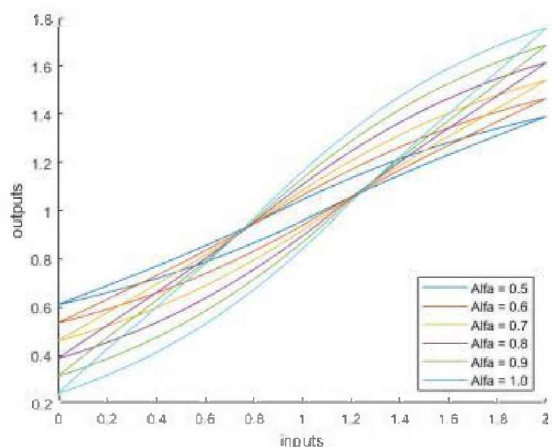


Figura 4.1. Curva de histéresis para distintos valores de α .

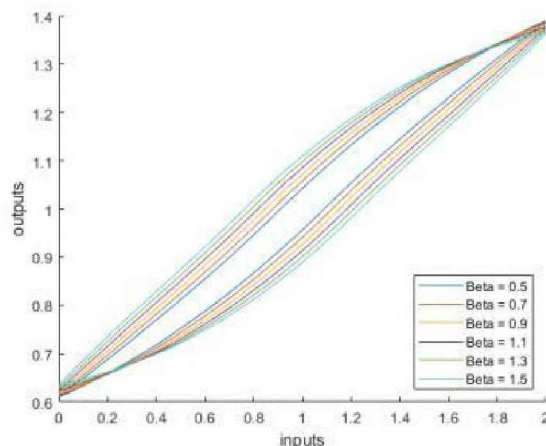


Figura 4.2. Curva de histéresis para distintos valores de β .

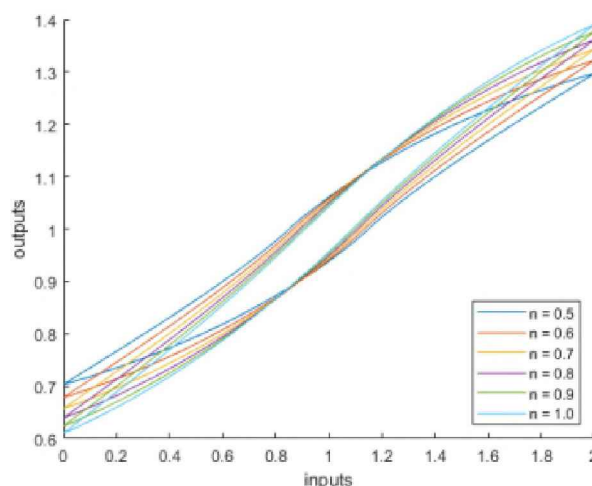


Figura 4.3. Curva de histéresis de valores de n .

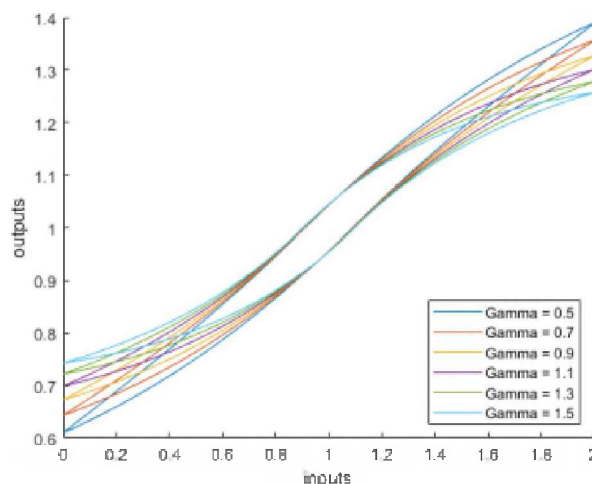


Figura 4.4. Curva de histéresis de valores de γ .

C. Características del modelo Bouc-Wen Asimétrico

Utilizaremos una variante del modelo Bouc Wen clásico, que permite obtener una curva asimétrica a partir del agregado de un término, llamado “coeficiente de asimetría”. Agregando este término a la expresión de (6) e igualando $D = 1$, se obtiene [7]:

$$\dot{z} = A\dot{x} - \beta|\dot{x}||z|^{n-1}z - \gamma\dot{x}|z|^n + \Delta \varepsilon, \quad \Delta \varepsilon = \delta x(t)\text{sign}(\dot{x}(t)) \quad (8)$$

donde $\Delta \varepsilon$ es el coeficiente de asimetría del modelo asimétrico, $\delta \in \mathbb{R}$. El modelo Bouc-Wen asimétrico mantiene las mismas propiedades en cuanto a estabilidad BIBO, pero agrega la posibilidad de obtener una forma de curva asimétrica (es decir, donde la curva de subida y de bajada no están espejadas, sino que tienen formas diferentes). Su efecto sobre la forma de la curva de histéresis es mostrado en la Fig. 3, para una señal de entrada sinusoidal.

Como se puede ver en (5) y (8), al ajustar el modelo a los distintos escenarios posibles, se dispone de 5 parámetros externos, que pueden modificarse para obtener distintas formas de curva para una misma señal de entrada. Los parámetros son: A , α , n y δ . Cada parámetro se relaciona con una característica distinta de la curva de histéresis, como puede verse en las Figs. 3-4, cuando se recibe como entrada una señal sinusoidal.

IV. SIMULACIÓN Y RESULTADOS SOBRE LOS DATOS DE UN PACIENTE REAL

Una vez seleccionado el modelo, se realizó una codificación del mismo y una prueba en un entorno de simulación para mostrar sus capacidades. Se aplicó un algoritmo que hace uso del método Runge-Kutta para obtener los valores aproximados de la señal de salida del modelo.

Las señales de entrada del modelo son obtenida a partir de la medición del flujo en el sistema respiratorio de un paciente real (calculado a partir de la integral de la señal de flujo) (Figuras 5.1-5.3). A partir de (1) y (4), obtenemos la expresión de (8):

$$P_A = P_B - F R_{aw} \tag{9}$$

Para asignarle un para los pacientes, se realizó una asignación manual de sus valores, tomando de referencia el rango de valores presente en la bibliografía. Ajustando el modelo al aproximado se obtuvieron las gráficas de las Fig. 6.

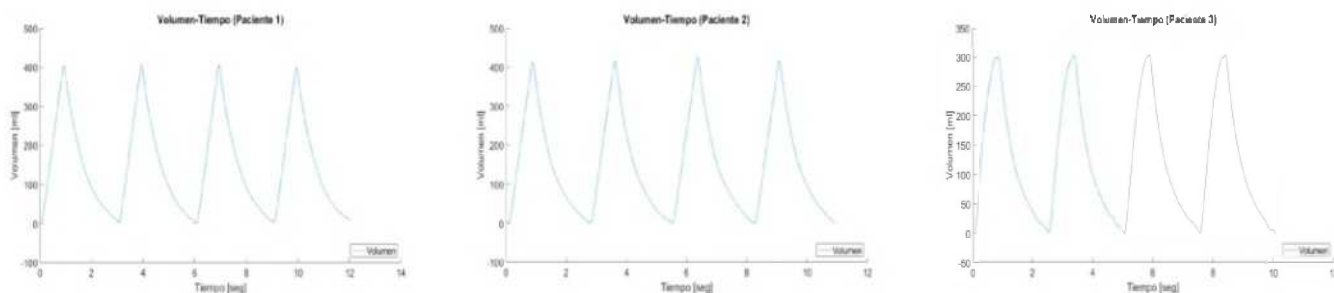
El ajuste del modelo se realizó de forma manual, teniendo en cuenta la influencia de los parámetros en el modelo, como se explicó en el apartado anterior. Se realizaron ajustes sobre 8 distintos pacientes, pero se han seleccionado 3 ejemplos ilustrativos.

Para asignarle un para los pacientes, se realizó una asignación manual de sus valores, tomando de referencia el rango de valores presente en la bibliografía. Ajustando el modelo al aproximado se obtuvieron las gráficas de las Fig. 6.

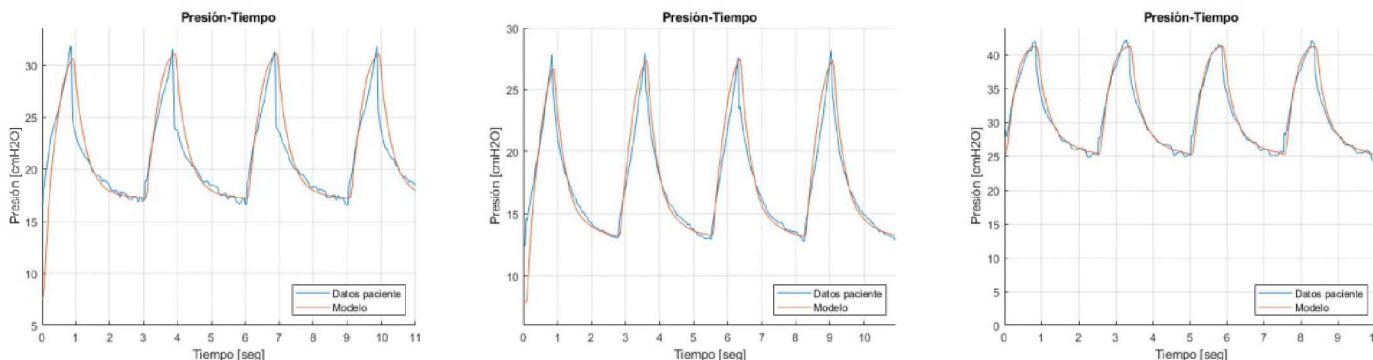
El ajuste del modelo se realizó de forma manual, teniendo en cuenta la influencia de los parámetros en el modelo, como se explicó en el apartado anterior. Se realizaron ajustes sobre 8 distintos pacientes, pero se han seleccionado 3 ejemplos ilustrativos.

Para medir la diferencia entre los valores arrojados por el modelo y los valores reales, se utilizó el error cuadrático medio normalizado, cuya fórmula obtiene normalizando el error cuadrático medio en la ecuación (8):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2}{N}} \tag{10}$$



Figuras 5.1, 5.2 y 5.3. Volumen obtenido de los pacientes 1 (izquierda), 2 (centro) y 3 (derecha).



Figuras 6.1, 6.2 y 6.3. Presión medida y señal generada a partir del volumen por el modelo para los pacientes 1 (izquierda), 2 (centro) y 3 (derecha).

siendo RMSE el error cuadrático medio, y_i el i -ésimo valor de salida del modelo, \hat{y}_i el i -ésimo valor experimental y N la cantidad de muestras de cada señal. Para normalizar el RMSE existen distintos métodos, pero en este caso se utilizó la ecuación (9):

$$NRMSE = 100\% \frac{RMSE}{\sum_i^N \hat{y}_i / N} \quad (11)$$

Siendo $\sum_i^N \hat{y}_i / N$ el valor medio de los datos experimentales, y con $0\% \leq NRMSE \leq 100\%$. Si $NRMSE = 0\%$, el modelo se ajusta de forma exacta a los datos experimentales. Entre mayor es el valor del RMSE, más se aparta la predicción de los datos medidos.

Los parámetros del modelo se ajustaron con los valores de la Tabla 2.

Tabla 2. Parámetros utilizados para ajustar la histéresis de cada paciente, y el error medio cuadrático normalizado obtenido con ese ajuste.

Nº	Raw	A	β	γ	n	δ	Gj	NRMSE
1	0,0061	0,08	0,015	-0,00085	0,6	0	0,6	8%
2	0,0038	0,06	0,00115	-0,001	0,6	0	0,67	6,7%
3	0,011	0,15	0,003	-0,0002	0,2	0,0001	0,42	4,99%

Se puede observar que se alcanzaron ajustes con un error menor al 10% en los tres ejemplos, siendo el mejor el realizado al paciente 3, que puede verse en la Fig. 6.3. Sin embargo, no pudieron obtenerse ajustes con NRMSE menor al 10% para dos pacientes, los cuales fueron ventilados por volumen (y por lo tanto, un perfil de flujo constante). Cabe la posibilidad de indagar si esto caracteriza la forma de histéresis y es posible ajustar el modelo cuando esos mismos pacientes son ventilados con volumen.

V. CONCLUSIONES

El modelo Bouc-Wen, aplicado para modelar el fenómeno de histéresis en distintos campos de la ingeniería, tiene potencial para aplicarse en el modelado del sistema respiratorio humano.

Dado que el modelo tiene como señal de entrada el volumen, el mismo podría desempeñarse bien ajustando la histéresis de un paciente controlado por volumen, ya que se podría adecuar para obtener la histéresis deseada.

Para llevar a cabo los ajustes manuales a las presiones de los pacientes, hicieron falta varios días de prueba y error, y un conocimiento previo de la incidencia de los parámetros en la forma de la señal de salida. Para obtener mejores estimaciones, podrían aplicarse métodos de identificación de parámetros que, teniendo en cuenta el peso de cada parámetro en la forma de curva de la histéresis, ajusten los parámetros de forma más satisfactoria.

Además, la identificación de parámetros utilizando el modelo Bouc-Wen asimétrico presenta una dificultad: sus parámetros no tienen un sentido físico ni geométrico claramente definido. También, el hecho de que se trate de un modelo diferencial exige el uso de un método de cálculo numérico como el Runge-Kutta, que tiene un

importante coste computacional. Recientemente, se están desarrollando modelos de histéresis asimétricos de tipo algebraico que podrían llegar a superar a este modelo en ambos aspectos [8].

La aplicación de modelos de histéresis generales para el modelado de la histéresis respiratoria es un campo nuevo, por lo que las investigaciones que se lleven a cabo en los próximos años ayudarán a esclarecer cuáles son los modelos más adecuados para abordar esta problemática.

REFERENCIAS

- [1] J. H. Bates. "Lung Mechanics. An inverse modeling approach". Cambridge University Press, 2009.
- [2] D. Riva, C. Evangelista, P. Puleston, N. Dargains, L. Corsiglia. "Identificación de parámetros pulmonares de pacientes con COVID-19 durante titulación de PEEP". RPIC, 2021.
- [3] R. Gertler. "Respiratory Mechanics". Anesthesiol Clin., 2021 Sep;39(3):415-440.
- [4] R Scott Harris. "Pressure-Volume curves of the respiratory system". Respiratory Care. 50 (1), 78-99, 2005.
- [5] Bohlin, Torsten P. "Practical grey-box process identification: theory and applications". Springer Science & Business Media, 2006.
- [6] F. Ikhouane, J. Rodellar. "Systems with Hysteresis. Analysis, Identification and Control using the Bouc-Wen Model". John Wiley & Sons Ltd., 2007, p. 19.
- [7] Q. Zhang, Y. Dong, Y. Peng, J. Luo, S. Xie, H. Pu. "Asymmetric Bouc-Wen hysteresis modeling and inverse compensation for piezoelectric actuator via a genetic algorithm-based particle swarm optimization identification algorithm".
- [8] N. Vaiana. "A generalized class of uniaxial rate-independent models for simulating asymmetric mechanical hysteresis phenomena". Mechanical Systems and Signal Processing 146 (2021) 106984.