

SIMVENT – Simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos

**Federico Bliman¹, Juan Braga¹, Martín Cáceres¹, Daniel Geido¹, Javier Hurtado²,
Valentina Ramírez¹, Cristina Santos³ y Franco Simini¹**

1. nib - Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, Hospital de Clínicas, Av. Italia S/N, 11600 Montevideo - URUGUAY

2. Departamento de Fisiopatología, Facultad de Medicina, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, Montevideo, URUGUAY

3. Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria - Medicina Intensiva, Hospital de Clínicas, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, URUGUAY

ldgeido@fing.edu.uy

Resumen. **SIMVENT** es un simulador de pulmones para ensayo de ventiladores mecánicos. Se usa el modelo pulmonar simple que tiene dos parámetros, la resistencia de las vías aéreas (R) y la complacencia o elasticidad pulmonar (C). El usuario de **SIMVENT** define los parámetros: R - constante para todo flujo- y C -lineal a tramos dependiendo del volumen pulmonar-. Ambos parámetros son ajustables mediante una interfaz gráfica. **SIMVENT** genera esfuerzos inspiratorios aleatorios o en respuesta a un comando del usuario. La prueba de un ventilador es documentada mostrando las señales de presión en vías aéreas, de flujo, de volumen y de presión “alveolar” medidas en el simulador, además de la comparación con los valores mostrados por el ventilador (como IUT-“instrument under test”) y los que mide **SIMVENT**: frecuencia respiratoria, relación I/E, (Inspiración/Espiración), presión máxima, presión media y volumen máximo. El ensayo también detecta los intentos de respiración espontáneos de **SIMVENT** por parte del ventilador. Tres ventiladores mecánicos digitales y un ventilador analógico fueron sometidos a ensayo con **SIMVENT** y se deduce que la frecuencia de todos coincide con la real mientras que el volumen insuflado y la presión aplicada varían hasta 10% con respecto a lo marcado en el VM.

1. Introducción

Sería imposible la supervivencia de pacientes con insuficiencia respiratoria grave sin los ventiladores mecánicos (VM), ya que muchas patologías críticas se concretan en la disfunción de órganos vitales como los pulmones. El apoyo o sustitución de la ventilación espontánea mediante la ventilación artificial se hace indispensable hasta que el propio sistema respiratorio del paciente recupere su función. Un estudio (de 2010) en Unidades de Adultos de Centros de Terapia Intensiva (CTI) [1] destaca que de los 318 pacientes ingresados, al 93% se les ha aplicado ventilación mecánica invasiva. Se destaca además que el 10,3% de los intentos de “destete” -entendido como el proceso de abandono

del VM por parte del paciente que mejora su capacidad de respirar autónomamente- fracasó y que el índice de mortalidad debida a todas las causas fue del 37%. Estas cifras confirman la importancia que reviste la ventilación mecánica y subrayan la necesidad de disponer de VM confiables que detecten los intentos de respiración espontánea para facilitar el “destete”. El control de las funciones de los ventiladores se basa en los ajustes de fábrica y existen pocos bancos de prueba que indiquen el estado de buen funcionamiento de los VM. Habitualmente los parámetros de ventilación son ajustados en la clínica, lo que puede generar situaciones de riesgo para el paciente. La selección del mejor VM para un entorno clínico se hace en base a especificaciones técnicas de los fabricantes, sin disponer de resultados de pruebas comparables en bancos de ensayo. La práctica clínica y la experiencia en ingeniería biomédica han detectado entonces la necesidad de contar con una herramienta que permita comparar modelos de VM, además de documentar su estado sin recurrir a pruebas clínicas. El objetivo de este trabajo es el proyecto, construcción y prueba de un simulador a ser conectado a ventiladores para verificar sus características y para evaluar sus respuestas a intentos de inspiración.

2. Especificaciones

SIMVENT es un simulador de pulmón, lo suficientemente fiel a la realidad para poder ser conectado a un ventilador que lo reconozca como un paciente. **SIMVENT** es por lo tanto un elemento fundamental de un banco de pruebas de VM. **SIMVENT** debe simular pacientes con distintas patologías y características. Se especifica que **SIMVENT** muestre en tiempo real los valores de flujo, presión y volumen de las vías respiratorias. Además debe poder simular intentos de inspiración espontánea de magnitud y duración ajustables. Dado que los VM evolucionan constantemente, mejorando la forma de ventilación al paciente con nuevos modos de insuflación, **SIMVENT** debe ser independiente de los VM que somete a pruebas. **SIMVENT** es un dispositivo que se comporta según un modelo pulmonar dado, independientemente del tipo de insuflación externa que recibe. Esta característica lo distingue de otros intentos de desarrollo y de la oferta comercial habitual de simuladores [15].

Tabla 1. Comparación de simuladores de paciente

ESPECIFICACIONES	SIMVENT	ASL 5000	LTL	SIMU Chile
Complacencia	programable	programable	seleccionable a mano	programable
Resistencia	programable	programable	seleccionable a mano	programable
Curva de complacencia	constante a tramos	curvas no lineales	constante	constante a tramo
Complacencia cm ³ /cmH ₂ O	5 – 100	0.5 - 1000	30, 60, 120	7.7 - 38.5
Curva de resistencia	constante	lineal o parabólica	constante	lineal o parabólica
Resistencia cmH ₂ O/l/s	5 - 35	3 - 500	s/datos	5 a 50
Vol. corriente máx (litros)	2.0	3.1	1	0.5
Precisión de movimiento (cm ³)	1,83	0.014		1
Monitoreo en tiempo real de curvas ventilatorias	Si	Si	No	No
Intentos respiratorios: trigger por flujo	Si	Si	No	No
Intentos respiratorios: trigger por presión	Si	Si	No	Si
Informes pdf , txt u otro tipo de formato	Si	Si	No	No
Frecuencia muestreo (Hz)	100	500	No hay muestreo	No hay muestreo
Independiente ventilador	Si	No	Si	Si
Interacción con LabView	No	Si	No	No
Modos de operación	Pasivo, espontáneo	Pasivo, espont, comb., gen. de ondas	Pasivo	Pasivo, espontáneo
Peso (Kg)	16	10	1	2
Dimensiones (mm)	680 x 482 x 270	425 x 219 x 310	250 x 120 x 30	400 x 240 x 250
Precio (US\$)	2.400 (proyectado)	30.000	500	sin dato
Costo de desarrollo (US\$)	82.000	sin dato	sin dato	35.000

2.1 Revisión de simuladores pulmonares existentes

En el momento de tomar la decisión de desarrollar un simulador de pacientes de las características de **SIMVENT**, la literatura no presentaba antecedentes, excepto los dispositivos de tipo “bolsa” o “fuelle” que son inflados por los VM. Estos simuladores simples tienen resistencia variable manualmente y su capacidad puede ser modificada variando su volumen. No se trata de instrumentos con capacidad de calibrado ni de verificación de VM. Por esta razón, la necesidad de contar con un simulador preciso llevó a la decisión de encarar el desarrollo de **SIMVENT**. La oferta comercial de simuladores ha aumentado en los últimos años y la tabla 1 presenta el resultado de una búsqueda realizada en 2011.

El instrumento ASL 5000 simula [17] las propiedades de resistencia y de complacencia del paciente materializando la ecuación de movimiento del modelo de pulmón. Para ello utiliza un motor, un cilindro, sensores de presión y sensores de posición. Por medio del motor controla la posición del pistón, a través de la medida de la posición y de la presión determina en qué lugar debe colocar el pistón para respetar una determinada curva de Presión-Volumen. El ASL 5000 es capaz de simular desde pacientes neonatales hasta adultos. ASL 5000 es también una herramienta de educación médica para el manejo de ventiladores en cuidados intensivos.

El dispositivo Linear Test LungTM (LTL) es más simple [18] y muestra las curvas ventilatorias en el monitor del VM bajo prueba. El LTL es un primer acercamiento en la comprensión del funcionamiento de un VM, pero no es una herramienta de aprendizaje. LTL es aparentemente de bajo costo y de rápida puesta en funcionamiento.

El SIMU fue desarrollado por la Universidad de Valparaíso [16]. Para emular la propiedad elástica del pulmón usa un globo dentro de un contenedor inelástico conectado a un manómetro. Para simular la resistencia de las vías aéreas utiliza una tubuladura de sección variable. Su desarrollo fue estimado en U\$S 35.000, tomando U\$S 50 como costo de la hora-persona dedicada al proyecto e implementación.

Las características planteadas para **SIMVENT** fueron a la postre similares al ASL 5000, cuya puesta en el mercado coincidió con nuestro desarrollo.

3. Modelo del Pulmón

En el sistema respiratorio el flujo de gas que entra y sale durante una respiración debe vencer fuerzas que se le oponen. El modelo del pulmón [2,12] que utilizado es el de dos parámetros, resistencia al flujo aéreo R y complacencia C. La ecuación 1 muestra el modelo de pulmón utilizado.

$$P_{vias} = \frac{V_C}{C} + R\dot{V}_C \quad (1)$$

La R es considerada constante mientras que la C se ajusta mejor a la realidad si se le asigna un comportamiento no lineal [2], pero lineal a tramos. En la Figura 1 tomada de Bonassa [2] se muestran las variaciones de C con el volumen corriente.

Se define entonces como resistencia de las vías aéreas R la relación entre la diferencia de presión alveolar P_a y la presión de las vías aéreas P_{va} por un lado y el flujo aéreo. A su vez la complacencia C representa la resistencia elástica del aparato respiratorio, que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. Se define C como la relación entre el cambio de volumen producido por un cambio de presión, a flujo constante.

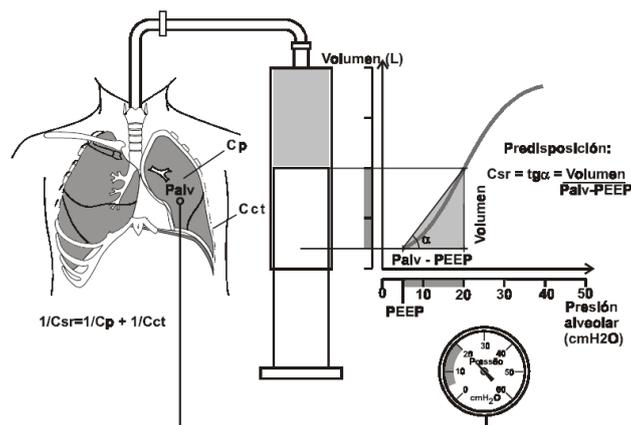


Figura 1 - Relación entre el volumen inspirado y la variación de presión en el interior de los pulmones. La curva Presión-Volumen representa la complacencia del sistema respiratorio. La pendiente en un punto representa la complacencia para el volumen considerado [2].

4. Proyecto

4.1 Conceptos generales

En el planteo de **SIMVENT** fueron considerados los modelos de pulmón existentes y fue seleccionado el modelo RC con C variable a tramos. La novedad conceptual adoptada en el proyecto de **SIMVENT** fue la de simular con total libertad el compartimiento de los pulmones, sin restricciones de especie alguna. En los escritos iniciales se trataba de tener un instrumento que supiera “resolver en forma electromecánica” las ecuaciones más complejas de la ventilación. Llevando la idea al campo de los elementos disponibles, pensamos en utilizar un pistón accionado por un motor paso a paso comandado por un programa que tomara en forma constante mediciones de presión y volumen. El algoritmo de control automático que implementara las funciones de **SIMVENT** daría cuenta de las características del funcionamiento fisiológico del pulmón, siguiendo el modelo RC, con posibilidades de sustituir o completar el modelo si fuera necesario.

4.2 Elementos electromecánicos

4.2.1 *Pistón:* Dado que los ventiladores mecánicos tienen una capacidad máxima de ingreso de aire al paciente adulto de 2 litros y que el volumen corriente de insuflación estándar oscila entre 300 ml y 800 ml, se decidió que el cilindro neumático contara con una capacidad de 2 litros. Se opta por un cilindro doble acción de 10cm de diámetro y 30cm de carrera [3].

4.2.2 *Motor paso a paso:* El control automático está basado en la posición del pistón por lo que se decidió utilizar un motor paso a paso, que permitiera en todo momento determinar la posición del émbolo del pistón y moverlo con precisión. A partir de pruebas realizadas al cilindro se determinó que ejercía un par resistivo de aproximadamente 1Nm. Además, teniendo en cuenta la carrera y los valores máximos de flujo de los ventiladores [2], se estimó que la frecuencia de giro máxima debía ser de 3 revoluciones por segundo. A partir de estas estimaciones se decidió utilizar el Hybrid Stepping Motor 34KM-K206-99W de NMB [4].

4.2.3 *Transferencia Mecánica de Potencia:* Es necesaria una transferencia eficiente y sencilla entre el motor y el pistón y por lo tanto se implementa la unión entre pistón y motor mediante una cremallera y piñón estándar. Se logra así una buena precisión en el volumen. Se eligió resina acetálica como material para las piezas, debido a su bajo rozamiento y a su larga vida útil. Las medidas adoptadas fueron “módulo 2”, 12.7mm de ancho, 24mm de alto y 400mm de largo. De esta manera por cada paso del motor varía el volumen $1,83\text{cm}^3$, precisión suficiente para el propósito de controlar volúmenes de entre 300 ml y 1500 ml de aire, resultando en una precisión mejor del 1% en volumen.

4.2.4 *Sensores:* Observando el comportamiento de las curvas estándar de presión, de volumen y de flujo, se determinaron los rangos dinámicos de trabajo de los sensores. Estas curvas fueron obtenidas de diferentes autores [2,12,14,17] o de curvas relevadas en ocasión de otros proyectos del Núcleo de Ingeniería Biomédica, tales como el “Monitor clínico no invasivo” **MONICLI**, el “Monitor Respiratorio” **MONRES**, el “Monitor de la mecánica ventilatoria” **MECVENT** y el “Monitor de señales de paciente crítico” **MONSE** [13]. El valor máximo de flujo se encuentra entre 80 l/minuto y 100 l/minuto mientras que el mínimo varía entre 20 y 25 l/minuto. El máximo de presión alveolar es del orden de 100 cm H₂O mientras que el de las vías aéreas es de 180 cm H₂O. En base a estos valores se eligieron dos sensores de presión diferencial ASDXRRX005PDAA5 Honeywell [5] de ± 5 psi (equivalente a $\pm 351,54$ cm H₂O), uno para la presión alveolar y otro para las vías aéreas.

4.2.5 *Encoder:* El encoder para medir la posición del pistón debía poseer una carrera superior a la del cilindro (30cm). Se utilizó un encoder lineal Agilent HEDS-974x [6] de 36cm de largo y una precisión de 24 pasos por mm. Proyectamos además colocar dos switches de principio y de fin de carrera, como señales de fin de carrera para el control.

4.2.6 *Resistencia vías aéreas:* Para la simulación de la resistencia de vías aéreas se utiliza una tijereta controlada por un motor de pasos que estrangula un caño de goma para aumentar la resistencia al pasaje de aire. Se usa un sistema de estrechamiento de tubo de un ventilador en desuso. La determinación del valor de resistencia será obtenido por medida de las variables relacionadas (flujo y diferencia de presión) en los extremos del estrechamiento.

4.2.7 *Drivers:* Se diseñaron los circuitos de control y potencia de los motores de pasos. El circuito del motor de la tijereta utiliza los integrados L297 [7] y L298 [8]. Mientras que para el motor paso a paso que mueve mayor potencia (el émbolo del cilindro) se utiliza el L297 y una etapa de potencia con transistores MOSFET IRF640 [9], ya que el L298 no alcanza para generar la corriente que utiliza el motor.

4.2.8 *Microprocesador:* Se selecciona un microprocesador con 2 entradas para los sensores de presión, 2 para los switches de principio y fin, 2 para el encoder y 2 de principio y fin de la tijereta. Se necesitan 2 salidas para cada motor. Teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo, la velocidad de procesamiento y la comunicación vía USB con un computador se decidió utilizar un PIC18f2553 [10,11], como cerebro de **SIMVENT**.

4.2.9 *Volumen Residual:* Conectado a la entrada del pistón se ubica un recipiente de 2 litros de volumen que cumple el papel de volumen residual. En este prototipo de **SIMVENT** el volumen residual es fijo, pero se puede modificar en el futuro para que sea configurable.

4.3 Firmware – control

SIMVENT cuenta con un microprocesador PIC que integra todas las partes (Figura 2) y que implementa la rutina de control de la complacencia y resistencia. El control de la resistencia es simple y tiene

mayor importancia en la inspiración, por lo que sólo se ajusta durante este periodo y luego se deja fija en el resto del ciclo. El control se basa en calcular la resistencia real dividiendo la diferencia de presión -entre vías aéreas y pulmón- y el flujo de aire resultante.

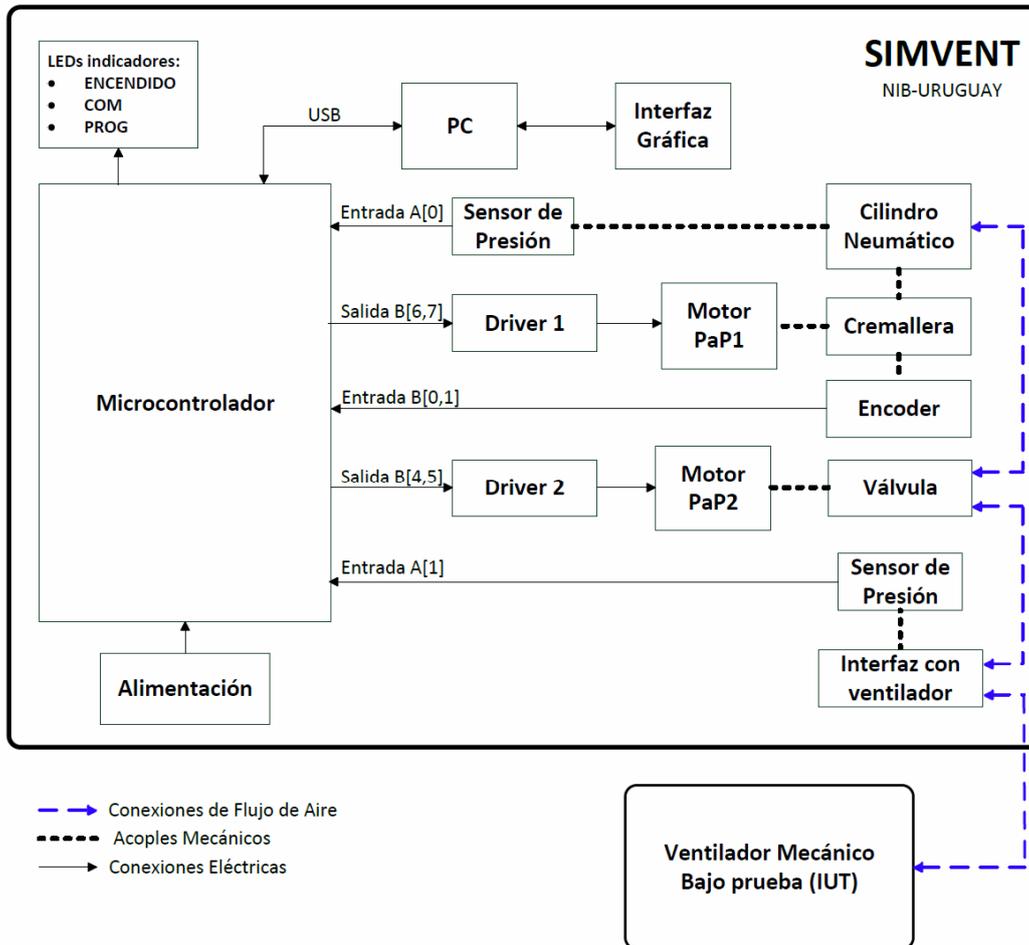


Figura 2 - Diagrama en bloques de **SIMVENT**. Los acoples eléctricos en línea continua y los mecánicos y de fluidos en punteado. (IUT = “instrument under test”)

La rutina que controla la complacencia por medio de acciones sobre el motor tiene una complejidad mayor. El núcleo del control se basa en un algoritmo que, usando los valores de presión, volumen y flujo, estima las futuras variaciones de volumen para adelantarse y mantener la relación deseada entre V y P en todo momento. Otras funciones que cumple el PIC son los filtros digitales para los sensores y la comunicación con el programa **SIMVENT** que se ejecuta en el PC. La Figura 3 muestra **SIMVENT**, en momentos de someter a prueba los primeros VM.

4.4 Programación

SIMVENT es comandado por un programa que interactúa con el operador que lo usa para probar un Ventilador Mecánico. El usuario puede programar el dispositivo para que opere con los parámetros del modelo de pulmón utilizado y para que simule eventualmente intentos de inspiración espontánea.

Una vez configurado el dispositivo el software tiene dos modos de funcionamiento. El primer modo es el “Visualización de Curvas”, en este modo es posible observar en tiempo real las curvas de presión en vías aéreas, volumen corriente y el flujo de aire insuflado. Si el usuario lo desea, en este modo también puede ver cómo varía la presión alveolar y cómo se comportan los parámetros configurados C y R. Se ofrece al usuario la posibilidad de obtener un informe de lo observado, con el modelo y graficando las curvas en los instantes en que el usuario las haya considerado relevantes.

En el segundo modo, el de “Prueba de Ventilador Mecánico”, se comparan los parámetros del VM relevados por **SIMVENT** con lo que el VM indica en su uso clínico. **SIMVENT** presenta los parámetros relevantes tales como PEEP (Presión positiva al final de la espiración, traducción de “Positive End Expiratory Pressure”), presión en vías aéreas máxima, volumen de aire insuflado [2,17]. De los parámetros relevados se obtiene el valor medio a lo largo del ensayo realizado y su respectiva dispersión en términos de desvío estándar. Al igual que en el modo “Visualización de Curvas” se puede crear un informe con las medidas del funcionamiento del ventilador bajo prueba.

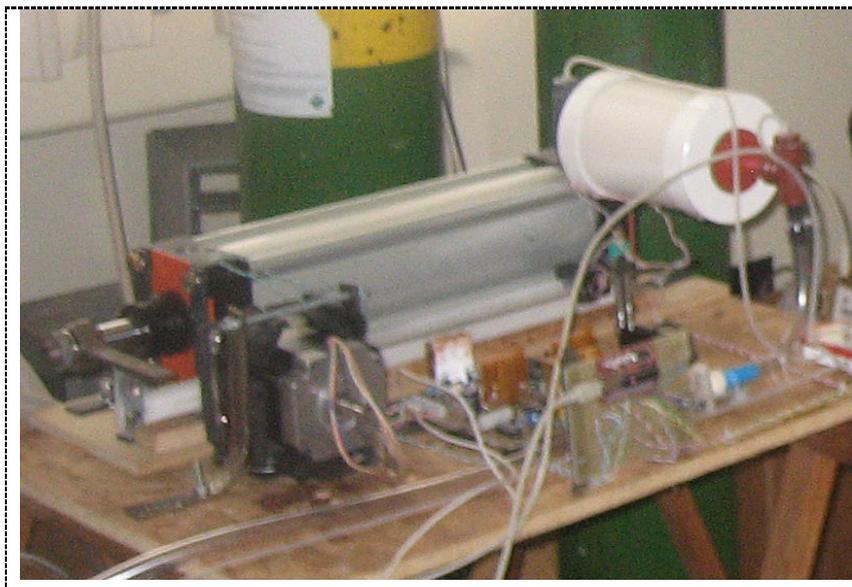


Figura 3. SIMVENT en su primera versión de prototipo de 2011. Notar la cremallera de resina acetálica, el pistón de dos litros y el recipiente que simula el volumen residual. El motor de pasos mueve un piñón que desliza la cremallera sobre la cual está sujeto el pistón que recorre el cilindro. **SIMVENT** se conecta al ventilador mecánico con las mismas tubuladuras que se usan para los pacientes intubados.

5. Resultados de prueba de ventiladores

En las Figuras 4 y 5 se ve un ciclo de funcionamiento de **SIMVENT** conectado a un ventilador SIEMENS 900D. La gráfica 1 de Figura 4 muestra la presión medida en el pistón y la presión ideal en función del tiempo. La Figura 5 tiene los mismos datos graficando volumen en función de la presión.

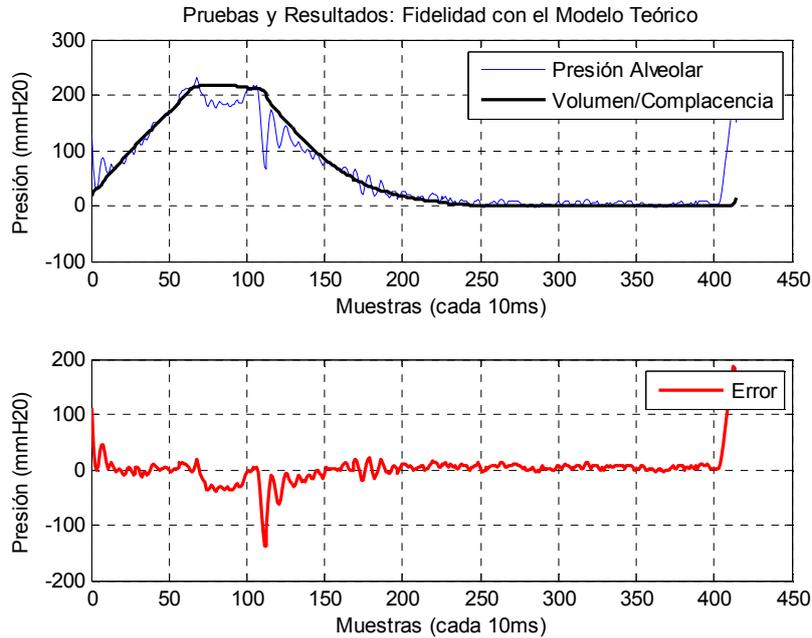


Figura 4 - **Presión y relación instantánea Volumen/Complacencia. Señal de error entre ambas.**
La presión medida y la relación V/C deberían coincidir. Se ve el volumen corriente y la presión “alveolar” para un ciclo. El volumen controlado por **SIMVENT** mantiene la relación deseada con la presión. Hay retardo al comienzo de la inspiración y sobretiro en volumen, consecuencia de la inercia.

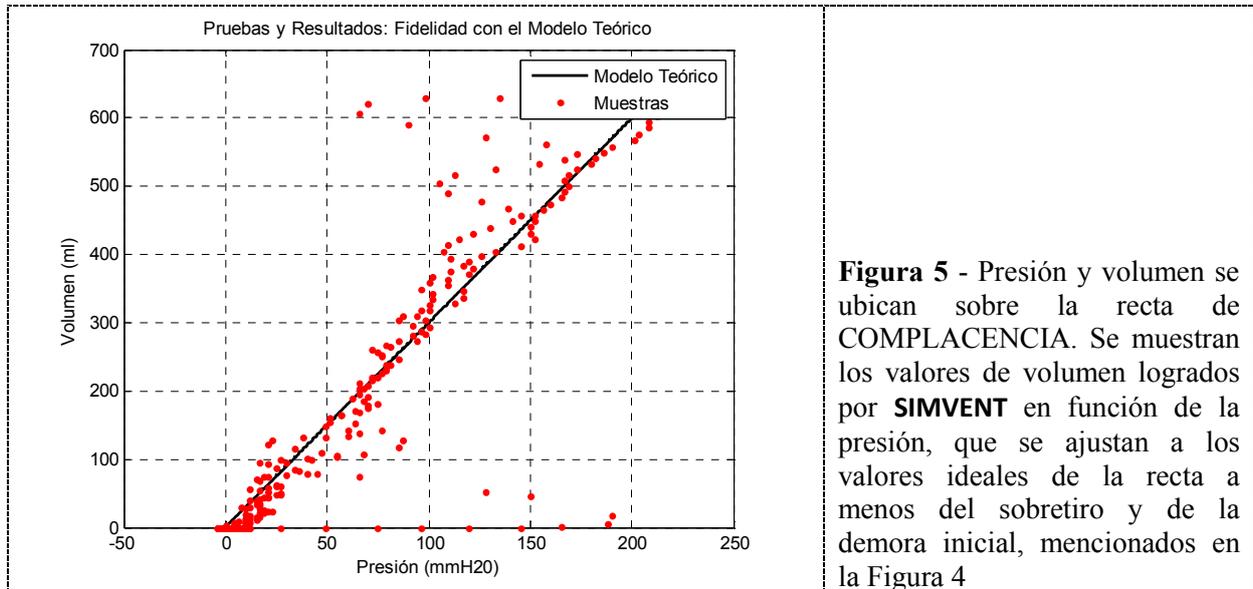


Figura 5 - Presión y volumen se ubican sobre la recta de COMPLACENCIA. Se muestran los valores de volumen logrados por **SIMVENT** en función de la presión, que se ajustan a los valores ideales de la recta a menos del sobretiro y de la demora inicial, mencionados en la Figura 4

6. Prueba de cuatro ventiladores

SIMVENT es capaz de probar VM sometidos a ensayo y de la Tabla 2 se deduce que los valores de volumen corriente, de presión y de frecuencia son en promedio todos superiores en los VM respecto al valor real de **SIMVENT**. Esta primera constatación es sorprendente porque se hubiera esperado un valor

medio similar al valor medido por **SIMVENT** y en todo caso que algunos parámetros fueran superiores y otros inferiores.

Modo Ventilatorio	VM1		VM2		VM3		VM4		VM _{medio}	
	VC	PC	VC	PC	VC	PC	VC	PC	VC	PC
Error medio Volumen (%)	15.7	27.6	4.7	1.6	1.8	8.2	15.7	-	9.5	12.45
Error medio Presión (%)	8.5	12.7	0.1	3.7	3.9	6.0	5.0	-	4.4	7.4
Error medio frecuencia* (%)	3.9	-0.6	1.2	-1.0	-0.7	1.7	-4.4	-	22.1	22.9

VC modo controlado en volumen, PC modo controlado por presión. VM4 es un VM analógico.
* resultado obtenido restando el VM_{medio} tomado como error sistemático

El **volumen insuflado** coincidió al 5% en el VM2, al 10% en el VM3 y se apartó en más del 15% (hasta el 28%) para los VM1 y VM4. La **presión** coincidió al 6% en los VM2 y VM3, pero se apartó más del 8% en el VM1. El VM4 no tiene indicación confiable de la presión, dado que tiene un manómetro de aguja. La **frecuencia ventilatoria** fue el parámetro que más coincidió con el valor calibrado de **SIMVENT** en todos los VM. El VM de mayor apartamiento fue el de construcción analógica, el VM4, con 4.4% de desvío.

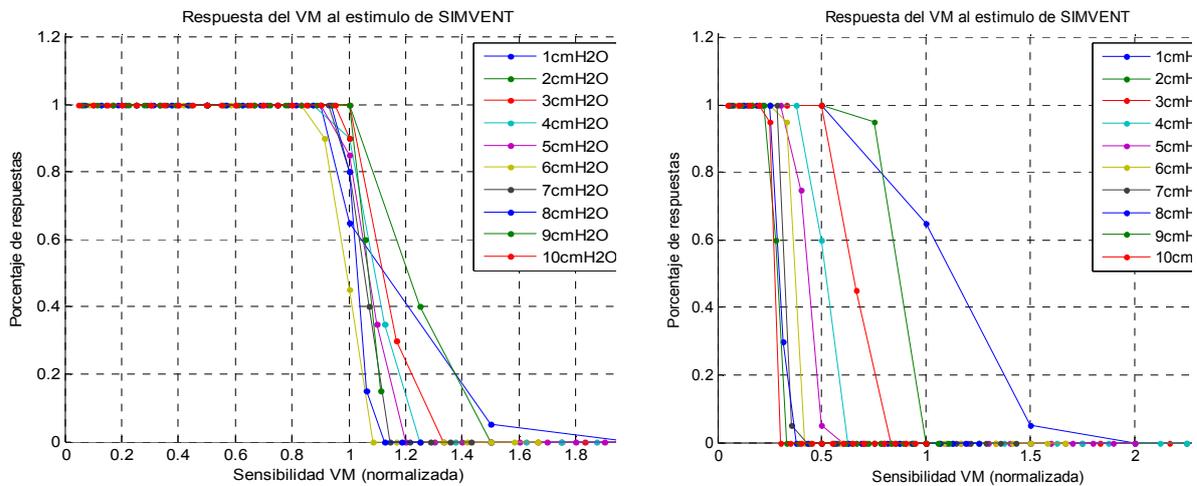


Figura 6 – Curvas de respuestas a estímulos de intento espontáneo de **SIMVENT** por parte de dos ventiladores mecánicos. El VM de la izquierda responde estadísticamente bien a intentos algo superiores al “trigger” puesto por el clínico. El VM de la derecha necesita intentos de inspiración muy superiores al valor indicado para reconocerlos.

El segundo ensayo evalúa la detección por parte del VM del intento de respiración generado por **SIMVENT**. Para ello se observan las respuestas de los VM configurándoles distintos valores de trigger y a su vez **SIMVENT** genera intentos de diferente intensidad de presión y de duración variable. Es de esperar que si el intento respiratorio de **SIMVENT** es de mayor magnitud que el trigger del VM, éste lo detectará, y que no lo detectará en caso contrario. En la Figura 6 se ven los resultados para dos VM: en la gráfica izquierda el VM respondió correctamente a los estímulos, respondiendo casi en un 100% de las veces cuando el trigger era menor que el estímulo de **SIMVENT**, y prácticamente nunca cuando el trigger configurado era mayor. No pasa lo mismo con el segundo VM (lado derecho Figura 6) que no

responde casi nunca a intentos de la entidad de los que debería reconocer, una situación clínicamente no deseable. Se puede concluir que el VM de la derecha no se comportará en la clínica de acuerdo a lo prometido, con un paciente que haga esfuerzos respiratorios espontáneos. Estos ensayos constituyen una herramienta para evaluar ventiladores y para ayudar en la toma de decisiones sobre su calibración y su sensibilidad para detectar intentos respiratorios del paciente.

7. Conclusiones

El prototipo de **SIMVENT** permitió obtener los primeros documentos de evaluación de cuatro ventiladores mecánicos. Las modificaciones a considerar incluyen la de unificar el volumen corriente con el volumen residual en un solo pistón de mayor tamaño y de menor inercia. Este cambio permitirá modificar el volumen residual y disminuir los retardos del sistema. Se debería también modificar el motor y el acople al pistón dado que es necesario aumentar la precisión en dos órdenes de magnitud para llegar a valores menores a la décima de cm^3 . Por último se pueden mejorar los sensores tanto de presión como de posición, y elegir un microprocesador más potente que permita un control a mayor frecuencia y con más poder de cálculo.

Referencias

- [1] Enrique J, Meiss S, Santos C, Berón M, Deicas A, Alzugaray P and Hurtado J 2010 Ventilación Mecánica en Uruguay, estudio multicéntrico *Paciente Crítico* **18** 2
- [2] Bonassa J 2000 Principios Básicos de los Ventiladores *Curso de Ventil. Mecánica* **2** 101-143
- [3] MetalWork Hoja de Datos Cilindro Neumático *Cylinder Serie ISO 15552*
<http://www.metalwork.it/eng/img/prodotti/cilindri/11GB06%20ISO6431%20STD.pdf>
- [4] NMB Technologies Corporation Hoja de Datos Motor de Pasos 34KM-K206-99W
<http://datasheet.octopart.com/34KM-K206-99W-NMB-datasheet-8452714.pdf>
- [5] Honeywell Hoja de Datos Sensor de Presión ASDXRRX005PDAA5
http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/155935/la_id/1/document/1/re_id/0
- [6] Agilent Technologies Hoja de Datos Encoder Agilent HEDS-97x
http://www.datasheetcatalog.org/datasheets2/2/1/216811_1.pdf
- [7] STMicroelectronics Hoja de Datos Integrado L297
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/c/0g0gh362kxwx30o7xi4x2i4jzfffy.pdf>
- [8] STMicroelectronics Hoja de Datos Integrado L298
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/2/052daje928cw7pc0uqs1ipyryppy.pdf>
- [9] STMicroelectronics Hoja de Datos Mosfet IRF640
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/stmicroelectronics/3007.pdf>
- [10] Microchip Technology Hoja de Datos PIC18F2553
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39887c.pdf>
- [11] USB Bit Whacker <http://www.schmalzhaus.com/UBW/>
- [12] Simini F 2007 *Ingeniería Biomédica Perspectiva desde el Uruguay* (Montevideo: Publicaciones de la Universidad de la República Oriental del Uruguay) p 141-159
- [13] Núcleo de Ingeniería Biomédica UR Proyectos Terminados
<http://www.nib.fmed.edu.uy/proyectos.html#terminados>
- [14] Balcells J 2003 Monitorización de la función respiratoria: *An Pediatr (Barc)* **59** 85-252
- [15] Michigan Instruments Training & Test Lung, Respiratory Analysis & Simulation
<http://www.michiganinstruments.com/resp-ttl.htm>
- [16] Avedaño G, Toncio F and Fuentes P 2010 Design and Construction of a Real Simulator for Calibrating Lung Servo-ventilators *Eng in Medicine and Biology Soc. (EMBC)* **4** 2971-2974
- [17] IngMar Medical ASL 5000 Adult/Neonatal Breathing Simulator
<http://www.ingmarmed.com/asl.htm>
- [18] IngMar Medical Linear Test Lung Essential Ventilator Testing and Training
<http://www.ingmarmed.com/Linear.htm>