

PROTOTIPO DE SIMULADOR SOFTWARE ELECTROMECAÁNICO DEL PULMÓN

Katherine Sánchez Morales¹, Sergio Alexander Salinas². Grupo de investigación BISEMIC

Universidad Pontificia Bolivariana seccional Bucaramanga

Recibido abril 1 de 2015 - Aceptado abril 23 de 2015

<http://dx.doi.org/10.18566/puente.v9n1.a04>

Resumen— Este artículo presenta un prototipo de un simulador software electromecánico del pulmón. Inicialmente se cuenta con un resumen de algunos de los modelos matemáticos implementados para representar el sistema respiratorio. En base a lo anterior, se diseñó un prototipo de un simulador software electromecánico del pulmón que representa el funcionamiento de Volúmenes y Capacidades pulmonares; fundado en un modelo matemático unicompartmental electromecánico que basado en una Compliancia y en la Resistencia de las vías aéreas permite obtener el Volumen Corriente o Tidal a partir de la Presión que ejerce los músculos sobre los pulmones.

Palabras clave- Simulador software, volúmenes pulmonares, capacidades pulmonares, modelo matemático unicompartmental,

Abstract— This paper presents a prototype of an electromechanical lung simulator software. Initially, it has a summary of some implemented mathematical models using to represent the respiratory system. Based on those, a prototype of electromechanical lung simulator software has been designed, it represents the operation of lung volumes and capacities, it implements a unicompartmental mathematical and electromechanical model and it is based on the compliance and airway resistance giving the Current or Tidal Volume from the pressure exerted on the lung muscles.

Keywords— Software simulator, lung volumes, lung capacities, unicompartmental mathematical model.

I. INTRODUCCIÓN

A nivel de ingeniería electrónica se pueden hacer muchos estudios relacionados con el campo de la medicina; ya que el campo de la ingeniería es una herramienta utilizada para el planteamiento de modelos biológicos, físicos, mecánicos, entre otros. Con este proyecto se buscó integrar aún más la ingeniería

¹ Katherine Sánchez Morales Grupo de investigación BISEMIC
Universidad Pontificia Bolivariana. Email:
kathe_morales@hotmail.com

² Sergio Alexander Salinas. Grupo de investigación BISEMIC.
Universidad Pontificia Bolivariana. Email
sergio.salinas@upb.edu.co

electrónica con la medicina en el área de simuladores; la cuales un área que puede ayudar en el proceso de entrenamiento de futuros médicos y aportar una herramienta más al servicio médico docente.

La idea de realizar un prototipo de simulador software electromecánico del pulmón, se debe a que es importante que: los estudiantes de áreas como neumología, anestesiología y medicina interna, conozcan el comportamiento del sistema respiratorio, se logre simular algunos de los diversos procesos respiratorios como la inhalación y la exhalación, además de poder representar el funcionamiento de los volúmenes pulmonares: Volumen Residual (VR), Volumen de Reserva Espiratoria (VRE), Volumen de Reserva Inspiratoria (VRI) y el Volumen Corriente o Tidal (VC o VT) [1].

Los simuladores tienen la gran ventaja de permitir que el aprendiz entrene en el simulador hasta lograr dominar la praxis, sin afectar un ser vivo o un animal, como se realiza en algunas escuelas de medicina. Además de tener la opción de poder simular diferentes situaciones a las que se pueden enfrentar los médicos al tratar con un paciente [2].

A continuación se muestra algunos antecedentes que se tienen sobre simuladores software de este tipo, el diseño de un simulador propio, su implementación y los resultados obtenidos.

II. ANTECEDENTES

El simulador presentado en el artículo de Flórez [3], utiliza el modelo matemático unicompartmental pulmonar para obtener gráficos de volumen, presión y flujo en función del tiempo. Hace uso de MATLAB / Simulink.

Para observar el funcionamiento del sistema de ventilación pulmonar se considera el modelo unicompartmental como un esquema que reduce todo el árbol respiratorio a un solo alvéolo y a una sola vía aérea, en la Fig. 1 se representa la vía aérea como un tubo conductor de un solo flujo conectado a un compartimiento elástico.

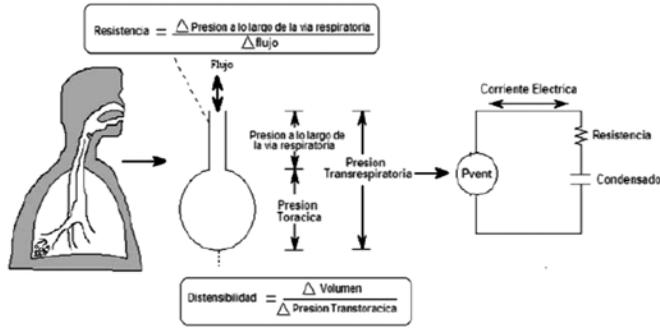


Fig. 1. Modelo del aparato respiratorio unicompartmental con su equivalente eléctrico [3]

Por otro lado, el modelo espontáneo descrito en el simulador de Zhonghai y Yugian [4], adopta los siguientes principios: la estructura del sistema respiratorio es descrito sólo por la distensibilidad pulmonar (C) y la resistencia de las vías respiratorias (R); la presión de los músculos respiratorios se utiliza como entrada del modelo. Con esta hipótesis, el modelo construido puede reflejar la característica básica como humano normal.

La presión muscular es utilizada como entrada, los parámetros mecánicos de respiración (R y C) es el sistema de respuesta lineal, entonces la forma de onda respiratoria espontánea (ver Fig. 2) puede ser calculada así (en la Fig. 3 se muestra el diagrama de bloques de simulink)

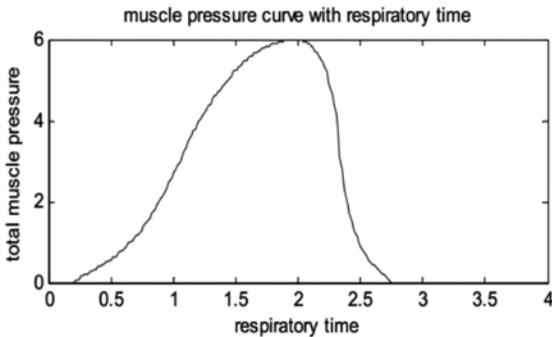


Fig. 2. Forma de onda de presión generada por los músculos respiratorios. [4]

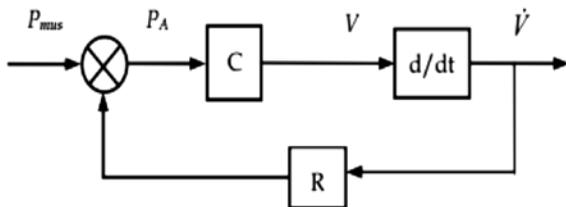


Fig. 3. Modelo respiratorio basado en la presión muscular impulsado. [4]

Por su parte, Rojas y Velásquez [5], presentan el modelado y simulación de la respuesta respiratoria de un paciente en ventilación mecánica, partiendo de aspectos fisiológicos como la resistencia de la vía aérea (RAW), la cual está definida como la caída de presión entre la boca (PM) y el alveolo (PA) dividida entre la variación de flujo (Q) (ecuación 1).

$$RAW = \frac{PM-PA}{Q} \quad (1)$$

El valor para la resistencia total de la vía aérea para una respiración espontánea de un adulto es de 2 a 3 cm H2O/l/s.

La compliancia es otro aspecto fisiológico que se tuvo en cuenta para la realización de este modelo; este aspecto fisiológico es utilizado para describir las propiedades elásticas de los pulmones y la pared torácica y puede ser descrita mediante la siguiente ecuación:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (2)$$

Dónde: ΔV = cambio en volumen en litros, l; ΔP = cambio de presión en cm H2O, y C = compliancia en l/cm H2O. El valor normal para la compliancia es 0.1 l/cm H2O para una respiración espontánea.

III. DESARROLLO DEL SIMULADOR

La medición estática de los volúmenes pulmonares hace referencia al cálculo de una serie de volúmenes y capacidades que pueden variar por procesos patológicos o fisiológicos normales (como edad, sexo, talla y peso) [1], [6]. Existen cuatro volúmenes pulmonares estándar y cuatro capacidades pulmonares estándar que consta de dos o más volúmenes en combinación [1], [6], [7]:

- Volumen Residual (VR): Es el volumen que queda en los pulmones después de una espiración forzada, en condiciones normales se supone un promedio de 1.5 L el cual equivale aproximadamente al 20% de la capacidad

pulmonar total (CPT). El aumento de este valor indica atrapamiento aéreo y su ausencia provocaría que los pulmones colapsen.

- Volumen de Reserva Espiratoria (VRE): Es la cantidad de aire que se puede espirar mediante una espiración forzada, es decir, es el volumen evaluado a partir de finalizar la espiración tranquila; en condiciones normales equivale aproximadamente a 1.5 L que es cerca del 20% de la capacidad pulmonar total (CPT).

- Volumen de Reserva Inspiratoria (VRI): Es la cantidad de aire que se puede inspirar en una inspiración profunda, es decir, el volumen que puede inhalarse al final de una inspiración normal, es de aproximadamente 2.5 L., que equivale aproximadamente al 50% de la capacidad pulmonar total (CPT).

- Volumen Corriente o Tidal (VC o VT): Es el volumen de aire inspirado o espirado en cada respiración normal y tranquila, aproximadamente de 500ml (0.5 L), equivalente al 3% del peso corporal ideal.

- Capacidad Pulmonar Total (CPT): Es la máxima cantidad de aire que albergan los pulmones después de una inspiración forzada, que es de aproximadamente 6 L. La CPT es la suma de:

$$CPT = VC + VIR + VER + VR \quad (3)$$

- Capacidad Vital (CV): Es el volumen de aire capaz de ser movilizado por los pulmones con una medición de aproximadamente 4.5 L. Es la suma de:

$$CV = VC + VIR + VER \quad (4)$$

- Capacidad Inspiratoria (CI): Es la suma del Volumen Corriente Tidal y el Volumen de Reserva Inspiratoria. Su valor es de aproximadamente 3 L y equivale a cerca del 60% de la capacidad pulmonar total. Viene dada por:

$$CI = VC + VIR \quad (5)$$

- Capacidad Residual Funcional (CRF): Es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración normal, su valor suele ser 3 L.

Viene a ser la sumatoria del VER y del VR, así:

$$CRF = VER + VR \quad (6)$$

Un ejemplo de señal de espirometría con las mediciones de los volúmenes y capacidades se pueden observar en la Fig. 4.

Basados en estos fundamentos teóricos se establece una serie de pasos para realizar el correcto funcionamiento del simulador. La revisión de la literatura relacionada permitió el mejoramiento de los prototipos construidos durante cada iteración del modelo.

Inicialmente se definieron un conjunto de objetivos generales: los requisitos detallados de entrada (parámetros del sistema respiratorio, volúmenes pulmonares y estímulos) y salida (gráficas de señales de presión y volúmenes pulmonares simulados), los cuales se generaron durante el desarrollo iterativo de la aplicación por medio de la modificación permanente de prototipos funcionales que se fueron descartando hasta encontrar y probar los algoritmos necesarios para garantizar la funcionalidad de la aplicación final.

Para evaluar el cumplimiento de los requisitos funcionales del prototipo, se realizó por medio del diagrama de casos de uso de la Fig. 5. La Interfaz Gráfica de Usuario del Simulador proporciona un entorno sencillo permitiendo un sistema de comunicación entre el usuario y el sistema. Las partes de esta interfaz de muestran en la figura 6.

1. Características de la persona: es un menú en donde el usuario puede seleccionar el género con el que desea iniciar la simulación, por defecto se carga como primera opción el género femenino; a parte se debe ingresar la estatura en cm, con estos valores se calcula el Peso Ideal (PI) de la persona y se procede a hallar una aproximación del Volumen Tidal de la persona.

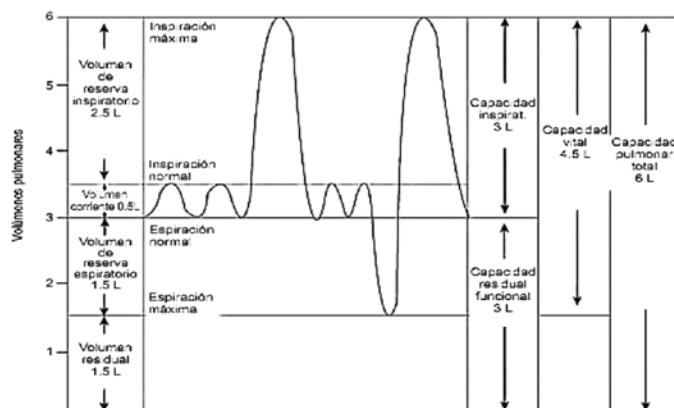


Fig. 4. Volúmenes y capacidades pulmonares [6]

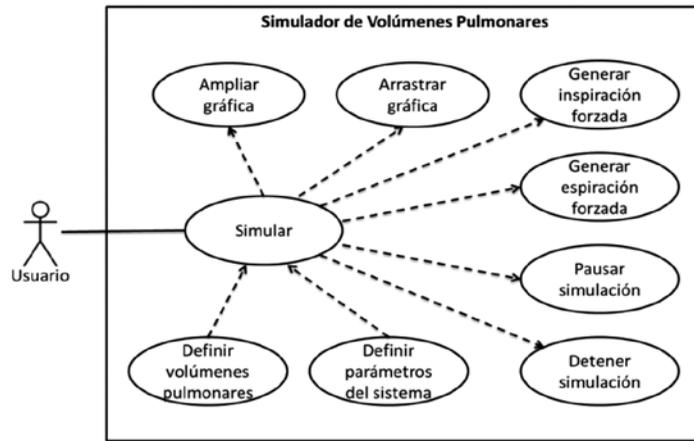


Fig. 5: Diagrama de casos de uso con las funciones del prototipo.

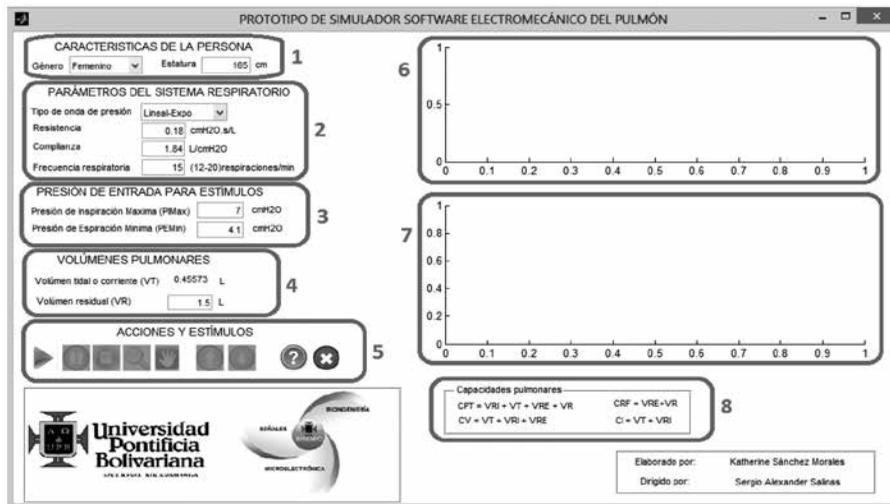


Fig. 6. Partes de Interfaz Gráfica de Usuario del Prototipo de un Simulador Electromecánico del Pulmón.

2. Parámetros del Sistema Respiratorio: aquí se ingresan los parámetros de Resistencia, Compliancia y la frecuencia Respiratoria, posee la opción de escoger el tipo de onda de presión muscular que se desea simular, la cual cuenta con una señal Lineal-Exponencial y una Senoidal. El valor de la Resistencia, Compliancia y frecuencia respiratoria con los que se carga la interfaz son considerados en la literatura para una persona sana [8]; pero estos valores pueden ser modificados por el usuario, dando clic en la opción de detener y observar cómo responde el simulador a los parámetros ingresados. [9]

3. Presión de Entrada para Estímulos: en esta parte el usuario ingresa el valor de la Presión de Inspiración máxima o Espiración mínima con los que se simula los estímulos de Inspiración y Espiración profunda en la señal del Volumen. Para saber el rango de estos valores se debe tener presente que por cada 0.5L de volumen es necesaria una presión de 1.3595 cmH2O. [6]

4. Volúmenes Pulmonares: en esta casilla se ingresan el valor del Volumen Residual, que lo encontrado en la literatura es de 1.5L que corresponde al volumen que siempre se encuentra en los pulmones, por defecto este es el valor que se carga en la interfaz, pero el usuario puede modificar su valor para que observe los resultados obtenido. El Volumen Corriente o Tidal no se ingresa, ya que en esta casilla se carga el valor calculado a partir de los datos ingresados en las características de la persona.

5. Acciones y Estímulos: esta parte de la interfaz cuenta los botones que permiten iniciar, pausar y detener la simulación, además de contar con opciones que permiten interactuar con la gráfica realizando un zoom o arrastrarla para analizar valores anteriormente simulados, estas acciones se pueden hacer en ambas gráficas (Presión y Volumen); por otra parte posee los botones de estímulos que permiten realizar una inspiración o espiración forzada, con el objeto de

analizar cómo es la respuesta del simulador; también cuenta con un botón de ayuda, en donde abre un documento en PDF con una breve explicación de los Volúmenes y Capacidades Pulmonares, según los fundamentos encontrados en la literatura y un manual de usuario con instrucciones básicas, y por último se encuentra el botón de salir, para una salida segura del simulador.

6. Gráfica de entrada: aquí se observa la gráfica de Presión [cmH₂O] Vs Tiempo [s].

7. Gráfica de salida: se observa la gráfica de salida del simulador; aquí se analizarán las mediciones de los Volúmenes y Capacidades pulmonares en unidades de Litros [L] Vs Tiempo [s].

8. Cuadro de Dialogo: cuenta con un recuadro en donde se explica cómo pueden ser medidas las Capacidades Pulmonares simuladas.

Se desarrolló una aplicación standalone, esto hace referencia a una aplicación que puede ser utilizada en cualquier computadora sin necesidad de una conexión a la red para su funcionamiento, útil para simular los volúmenes pulmonares generados por el sistema respiratorio en adultos, el cual puede ser instalada en un sistema operativo Windows de 32 o 64-bits.

La aplicación es fácil de mantener porque las funcionalidades se encuentran encapsuladas en funciones reutilizables con su debida documentación por medio de comentarios en el código fuente. Los parámetros de una persona sana del sistema respiratorio humano utilizados en la simulación para la Resistencia de las vías aéreas y la Compliacia, son respectivamente $R = 0.18 \text{ cmH}_2\text{O} / \text{L}$, $C = 1.84\text{L} / \text{cmH}_2\text{O}$ 24; con una Frecuencia de 15 respiraciones por minuto. Pero el valor de la Frecuencia tiene la opción de ser cambiada por el usuario y observar que cambios ejercen en la salida del volumen.

Adicionalmente se requiere la definición del Volumen Residual (VR) Pulmonar; dado que el valor del volumen en los pulmones nunca es cero, siempre se cuenta con un volumen de reserva de 1.5L según lo evidenciado en la literatura. El Volumen Tidal (VT) es calculado en el simulador por las características de la persona ingresada; género y talla (en cm), con esto se calcula el Peso Ideal (PI) de la persona y así el Volumen Corriente o Tidal.

IV. RESULTADOS DEL SIMULADOR

Se realizaron experimentos con el simulador, modificando las diferentes variables que permiten versatilidad en sus valores, a continuación se muestran algunos ejemplos:

- Para una mujer con un promedio de estatura de 165 cm, el cálculo del Volumen Tidal arrojado por el simulador que es aproximadamente de 0.45573 L; ingresando valores de resistencia y compliancia para una persona sana en los parámetros del sistema respiratorio de $0.18\text{cmH}_2\text{O.s/L}$ y $1.84\text{L/cmH}_2\text{O}$, respectivamente, con una frecuencia respiratoria de 15 respiraciones/min y teniendo como entrada una señal de tipo Lineal-Exponencial de Presión, el Volumen Tidal medido es de 0.45L aproximadamente y una Capacidad Residual Funcional (CRF) de 2.89L.(figura 7)
- Para un hombre y la estatura este por el mismo promedio, el Volumen Tidal calculado en este caso es aproximadamente 0.49173 L; ingresando valores de resistencia y compliancia para una persona sana en los parámetros del sistema respiratorio de $0.18\text{cmH}_2\text{O.s/L}$ y $1.84\text{L/cmH}_2\text{O}$, respectivamente, con una frecuencia respiratoria de 15 respiraciones/min y teniendo como entrada una señal de tipo Senoidal de Presión, el Volumen Tidal es de 0.56L aproximadamente y una Capacidad Residual Funcional (CRF) de 2.95 L. Fig. 8

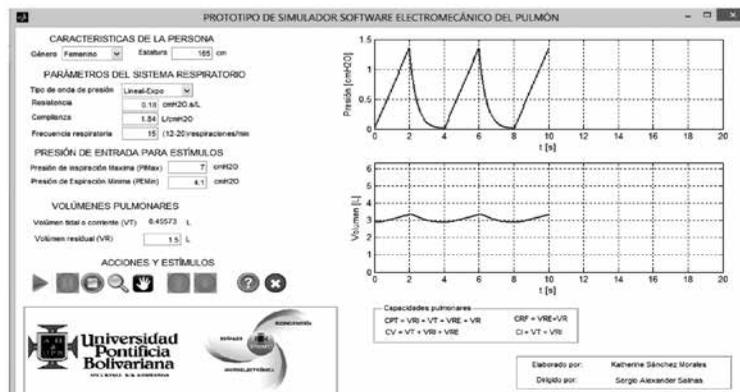


Fig. 7. Simulación con entrada de tipo Lineal-Exponencial

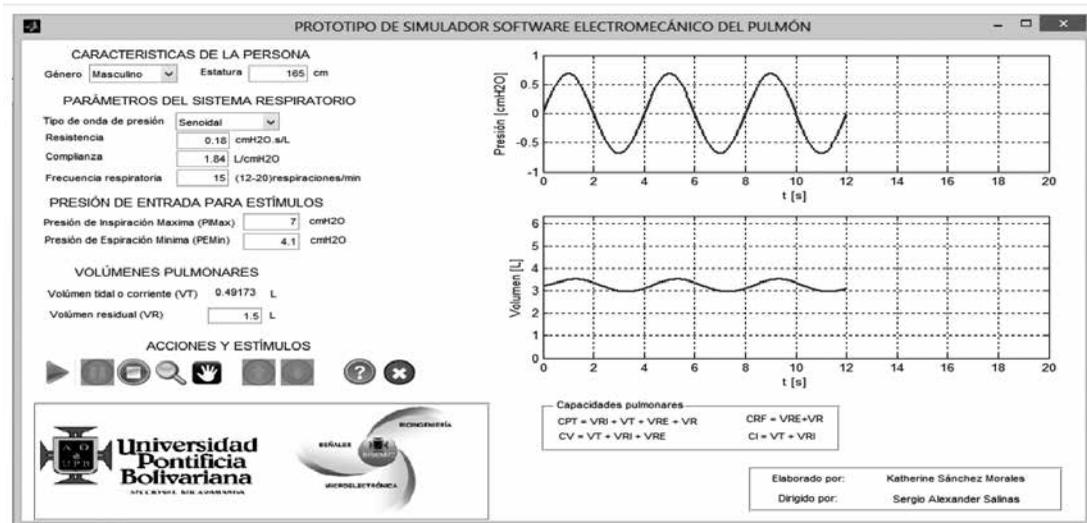


Fig. 8. Simulación con entrada tipo Senoidal

TABLA I.
VOLÚMENES Y CAPACIDADES PULMONARES PARA AMBOS GÉNEROS
CON ESTATURA PROMEDIO DE 1.65CM

GENERO	Vol. TEORICO (l)	Cap. TEORICA (l)	SEÑAL	Vol. EXPERIMENTAL (l)	Cap. EXPERIMENTAL (l)
FEMENINO Talla Promedio= 1.65cm	VR= 1.5	CPT= 6	Lineal-Exponencial	VR= 1.28	CPT= 5.26
				VRE= 1.61	CV= 3.98
	VRE= 1.5	CV= 4.5	Senoidal	VRI= 1.92	CI= 2.37
				VT= 0.45	CRF= 2.89
MASCULINO Talla Promedio= 1.65cm	VR= 1.5	CAP= 6	Lineal-Exponencial	VR= 1.5	CPT= 5.78
				VRE= 1.34	CV= 4.28
	VRI= 2.5	CI= 3	Senoidal	VRI= 2.42	CI= 2.93
				VT= 0.5	CRF= 2.84
MASCULINO Talla Promedio= 1.65cm	VR= 1.5	CAP= 6	Lineal-Exponencial	VR= 1.27	CPT= 5.56
				VRE= 1.73	CV= 4.29
	VRE= 1.5	CV= 4.5	Senoidal	VRI= 2.07	CI= 2.56
				VT= 0.49	CRF= 3
MASCULINO Talla Promedio= 1.65cm	VR= 1.5	CAP= 6	Lineal-Exponencial	VR= 1.53	CPT= 6.12
				VRE= 1.42	CV= 4.59
	VRI= 2.5	CI= 3	Senoidal	VRI= 2.61	CI= 3.17
				VT= 0.5	CRF= 2.95

Se realizaron pruebas variando las diferentes variables del sistema y se obtuvieron los resultados resumidos en la TABLA I. Se puede concluir que para ambos géneros los valores obtenidos en la simulación se aproximan a los encontrados en la literatura a nivel general.

Los datos que se obtienen en el simulador son similares a aquellos que se pueden obtener al realizar pruebas de espirometría y pletismografía o dilución de helio en pacientes reales [10]. Sin embargo, el sistema desarrollado ofrece la ventaja de poder modificar los parámetros básicos del sistema respiratorio como la resistencia y la complianza, situación que es muy difícil de conseguir en el entrenamiento con humanos o máquinas.

Un estudiante que practique con el simulador podrá medir los diferentes volúmenes pulmonares, comparándolos entre diferentes pacientes simulados al modificar los parámetros del sistema.

V. CONCLUSIONES

En este artículo se presentó un nuevo diseño de un prototipo de simulador software electromecánico de pulmón, obtenido a partir de una investigación de los diferentes modelos matemáticos relacionados con el sistema pulmonar, entre los que se encuentran: el sistema mecánico de la ventilación pulmonar, química, neuronal, de intercambio gaseoso en la sangre, entre otros. En el proyecto se profundizó en los modelos electromecánicos.

El modelo electromecánico pulmonar seleccionado para el diseño del simulador desarrollado fue el modelo Unicompartimental basado en una Compliancia y una Resistencia de la vías aéreas, dado que permite obtener el Volumen Tidal a partir de la Presión que hacen los músculos sobre los pulmones con una ecuación diferencial relativamente sencilla de implementar en computador.

Se comprobó que el funcionamiento del simulador cumple con las especificaciones deseadas, logrando obtener gráficas muy aproximadas de la Presión, Volúmenes y Capacidades Pulmonares de acuerdo con lo encontrado en la literatura.

En trabajos futuros se implementarán simulaciones de patologías típicas del sistema respiratorio que permitan mejorar el sistema de entrenamiento y ofrecer al usuario una mayor gama de posibilidades de aprendizaje.

BIOGRAFÍA



Katherine Sánchez Morales es Ingeniera Electrónica de la Universidad Pontificia Bolivariana Seccional Bucaramanga, Colombia. Actualmente trabaja con la empresa DSP Constructores. Su área de interés es la ingeniería electrónica aplicada.



Sergio Alexander Salinas es Ingeniero Electrónico de la Universidad Industrial de Santander, Colombia. Magister en Electrónica y Telecomunicaciones en el área de Robótica Médica de la Universidad del Cauca, Colombia. Actualmente es docente asistente de la Universidad Pontificia Bolivariana Seccional Bucaramanga y Líder del Grupo de Investigación en Bioingeniería, Señales y Microelectrónica (BISEMIC). Sus áreas de interés son: Ingeniería Biomédica, Robótica y Realidad Virtual.

REFERENCIAS

- [1] J. West, *Fisiología Respiratoria*. 7ed. Bogotá.: Editorial Medica Panamericana, 2009. 12p.
- [2] J. Ker y P. Bradley. *Simulation in Medical Education*, Chapter 12 of *Understanding Medical Education: Evidence, Theory and Practice*. Edited by T Swanwick. 2010 Association for the Study of Medical Education.
- [3] N. Flores. Simulación por software de las curvas generadas en la ventilación mecánica por control de presión. *Umbral Científico*. Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal. no. 9, 2006.
- [4] H. Zhonghai y Z. Yugian. Modeling in Respiratory Movement Using LabVIEW and Simulink, *Modeling, Programming and Simulations Using LabVIEW™ Software*, Dr Riccardo De Asmundis (Ed.), InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/modeling-programming-and-simulations-using-labview-software/modeling-in-respiratory-movement-using-labview-and-simulink>
- [5] R. Rojas y D. Velásquez. Modelado y Simulación de la Respuesta Respiratoria en Ventilación Mecánica. *Unidad, Ciencia y Tecnología*. Volumen 12. Marzo 2008. 13-20p.
- [6] J. Treguerres, y B. Villanúa. *Anatomía y Fisiología del Sistema Respiratorio*. 1 ed.: España. MC Graw Hill. 2009. 35p.
- [7] A. Altalag, J. Road y P Wilcox. *Pulmonary Function Tests in Clinical Practice*. Londres.: Editorial Springer, 2009. 37p.
- [8] S. Anju, V.K. Katiyar y Pratibha. Mathematical Modeling of Lung Mechanics – A Review. *India. Indian Journal of Biomechanics*. Marzo 2009. 13-15p.
- [9] S. Heili-Frades, G. Peces-Barba, y M.J. Rodríguez Nieto. Diseño de un simulador de pulmón para el aprendizaje de la mecánica pulmonar en ventilación mecánica. *Servicio de Neumología*. Fundación Jiménez Díaz-CAPIO. Madrid. España.[en línea] <http://www.archbronconeumol.org/bronco/ct_servlet?_f=40&id=13112966>[Diciembre de 2007]
- [10] C. Vargas-Domínguez, L. Gochicoa-Rangel, M. Velázquez-Uncal, R. Mejía-Alfaro, J. C. Vázquez-García, R. Pérez-Padilla y L. Torre-Bouscoulet. Pruebas de función respiratoria, ¿cuál y a quién? *Neumología y Cirugía de Tórax*, Vol. 70, No. 2, Abril-junio 2011. 101-117p.