

Aplicación del modelo RC en sistemas biológicos (mecánica ventilatoria)

Giovanni Sánchez P.
Lely Adriana Luengas C.

Recibido el 29 de Marzo de 2011 - Aprobado el 24 de Mayo de 2011

Resumen

Se ha observado que en el área de la medicina se requiere contar con modelos de los sistemas funcionales del cuerpo humano para poder entender su funcionamiento y las patologías presentes, es allí cuando la ingeniería realiza un apoyo efectivo, aportando su saber en la construcción de estos modelos, en la simulación de los mismos y en la interrelación entre estas dos áreas que da la validación del modelo. Los sistemas eléctricos son ampliamente utilizados en el modelamiento de procesos ya sean de tipo mecánico, hidráulico y neumático, pero pocas veces en sistemas biológicos, a pesar de ser de gran ayuda en la elaboración de modelos de este tipo. En el presente artículo se muestra un modelo biológico unicompartimental de la mecánica ventilatoria, su análogo en circuitos eléctricos, un circuito RC, y los resultados arrojados en un software de simulación, tanto en condiciones normales como en una condición patológica.

Palabras clave

Modelamiento, mecánica ventilatoria, sistema respiratorio, modelos fisiológicos.

Abstract

In the area of the medicine is needed with models of functional systems of the human body in order to understand its operation and the pathologies present, is there when the engineering performed an effective support, bringing its namely in the construction of these models and the simulation of the same and in the interrelationship between these two areas is the model validation. The mechanics of ventilation of a one-compartment model and the results in simulation software, both in normal conditions such as in a pathological condition are showed in this article.

Keywords

Modeling, mechanics of ventilation, respiratory system, physiologic model.

I. Introducción

La influencia de los cambios tecnológicos se puede palpar en todos los aspectos que conciernen a la sociedad debido a la versatilidad y accesibilidad que ofrecen, pues se pueden diseñar sistemas que apoyen las labores realizadas por las personas, ya sea en la industria, la académica o la me-

dicina. En la medicina se han realizado estudios profundos, durante varias décadas, para conocer patologías y poder tratarlas adecuadamente y han contado con el apoyo de equipos tecnológicos que prestan su servicio y trabajan conjuntamente con los médicos.

Pero, se observa la necesidad de contar con herramientas de modelamiento y simulación que permitan validar el funcionamiento en condiciones normales y predecir la respuesta ante condiciones anómalas, precisando de ingenieros para diseñar y desarrollar modelos matemáticos que puedan ser llevados a un software y realizar la simulación que sea validada por especialistas médicos. Para la construcción de un sistema en el área de la medicina se debe partir de información en anatomía y fisiología, luego plasmar estos conocimientos en un sistema análogo, que puede ser eléctrico, mecánico, hidráulico, químico, según sea el caso y realizar la construcción del modelo, así se podrá contar con un sistema de ecuaciones que puedan ser validadas en un software de simulación.

A su vez, la mecánica pulmonar estudia, desde el punto de vista físico, el comportamiento del aparato respiratorio cuando se produce un flujo de aire en su interior; el conjunto de factores que caracterizan el movimiento de gas determina la mecánica ventilatoria (Sánchez de León R, 2004), campo de gran estudio para el diagnóstico y pronóstico de enfermedades causantes de cualquier proceso, así como para la toma de decisiones terapéuticas pertinentes.

En este artículo, se muestra el análisis y construcción de un modelo unicompartimental de la mecánica ventilatoria, llegando a la obtención del análogo circuito eléctrico, el cual permite observar el flujo de aire presente en las vías aéreas y en los pulmones en condiciones normales, después se describe una patología y se realiza su validación en el modelo implementado.

II. Conceptos generales

La construcción de un modelo implica conocer previamente el sistema a modelar, por ello en primera instancia se realiza una breve descripción de los elementos fisiológicos utilizados para el modelamiento

Anatomía del tracto respiratorio

El sistema respiratorio, (ver figura 1), está constituido por un tracto respiratorio superior o vía de conducción aérea conformada por la nariz, la boca, la faringe, la laringe y la tráquea; con cada respiración el tracto superior conduce el aire hacia el interior y exterior de los conductos y estructuras que constituyen el tracto respiratorio inferior y los pulmones. Los

principales conductos y estructuras del tracto respiratorio inferior son la tráquea y, dentro de los pulmones, los bronquios, los bronquiolos y los alvéolos. En la profundidad del pulmón, cada bronquio se divide en bronquios secundarios y terciarios, que continúan ramificándose en vías aéreas más pequeñas que se denominan bronquiolos. Éstos terminan en sacos de aire que se denominan alvéolos, los cuales, a su vez, se unen en ramilletes para formar los sacos alveolares (Freedman, Lehmann, McCormick y Wachter, 1996) (Chapleau y Pons P, 2008) (Clemente, 2010).

El aire introducido por la nariz atraviesa una serie de pasadizos formados por los cornetes nasales y es filtrado por los pelos y las mucosas húmedas; de allí pasa a la faringe y luego a la laringe, que en su abertura superior posee la epiglotis, válvula de tejidos blandos encargada de cerrar herméticamente la laringe durante el acto de deglución de tal forma que impide que los alimentos se introduzcan en las zonas profundas del tracto respiratorio. Bajo la laringe se encuentra la tráquea, estructura tubular que realiza la transición entre los tractos superior e inferior, su extremo inferior se divide en dos bronquios que se incrustan uno en cada pulmón, a su vez los bronquios se subdividen en múltiples ramificaciones pequeñas, bronquiolos, y terminan con la formación de grupos de sacos pequeños llamados alvéolos. Cada alvéolo está constituido por una membrana fina, elástica y altamente vascularizada que actúa como interfaz entre los espacios respiratorios de los pulmones y la sangre que atraviesa los capilares de las paredes de los alvéolos. El oxígeno contenido en el aire que llega a los alvéolos presenta difusión a través de la membrana para llegar al torrente sanguíneo, allí es captado por los eritrocitos para distribuirlo a lo largo del cuerpo. Simultáneamente, el dióxido de carbono que se ha acumulado en la sangre a consecuencia del metabolismo celular presenta difusión en dirección opuesta, hacia los alvéolos, para ser expulsado con la espiración (Freedman, Lehmann, McCormick y Wachter, 1996) (Chapleau y Pons, 2008) (Castel y Vales, 2000).

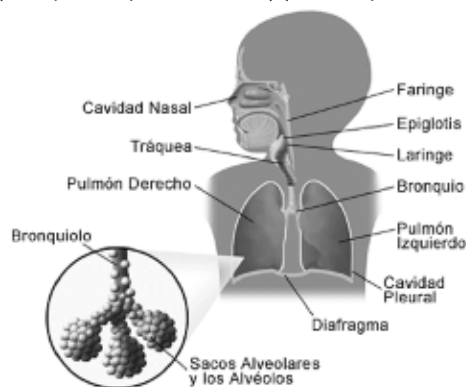


Figura 1. Sistema respiratorio y sus elementos. Tomado de: http://www.childrencentralcal.org/Espanol/HealthSI/PublishingImages/sm_0094.gif, 2010.

Fisiología del sistema respiratorio

El objetivo primordial de la respiración es aportar continuamente oxígeno al cuerpo con eliminación de dióxido de carbono; pero la respiración es el proceso mediante el cual el oxígeno que se ha introducido en los pulmones se entrega a los eritrocitos, células que circulan en el torrente sanguíneo, para hacer llegar oxígeno a los tejidos y células de todo el cuerpo, a la vez que se realiza eliminación de los productos intermedios del metabolismo celular (Dióxido de carbono) (MacIntyre y Branson, 2008) (Hess y Kacmarek, 2002) (Antonello, 2002).

Para introducir oxígeno y eliminar el hidrógeno, se realiza una cadena de mecanismos fisiológicos e interacciones cardiopulmonares, las cuales incluyen:

- Ventilación, proceso mediante el cual se moviliza el volumen de gas dentro y fuera del pulmón.
- Difusión, comprende el proceso de transferencia del gas desde el alvéolo a la sangre y viceversa.
- Flujo sanguíneo pulmonar y sistémico, permite trasladar los gases desde el pulmón a la periferia y viceversa.
- Transporte de gases, es el mecanismo mediante el cual el oxígeno es transportado desde el medio ambiente hasta los tejidos y el dióxido de carbono removido desde los tejidos para ser eliminado hacia el medio ambiente.

Ventilación pulmonar

La inspiración es un proceso activo que requiere la contracción muscular del diafragma para incrementar el tamaño de la cavidad torácica y realizar un estiramiento del pulmón, agrandando los alvéolos y los ductos alveolares y expandiendo el gas alveolar, lo que produce una reducción de la presión al interior de los pulmones menor que la presión atmosférica. La contracción muscular provee la fuerza necesaria para que el aire supere la retracción elástica de los pulmones, la retracción elástica de las paredes del tórax y la resistencia al flujo de aire a través de las vías aéreas y pueda llegar a los pulmones (Hess y Kacmarek, 2002) (Antonello y Delplanque, 2002) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997) (Alfaro et al., 2006) (Laniado y Cabrales, 2003).

La espiración es un proceso pasivo que no requiere un trabajo muscular, sólo relajación muscular; aquí, los pulmones recuperan su tamaño normal y disminuye el volumen en el interior de la cavidad torácica, haciendo que la presión en el interior aumente de manera inversamente proporcional al volumen, luego la diferencia de presiones se invierte en relación con la inspiración y el aire es expulsado de los pulmones para intentar igualar las presiones, (ver figura 2) (Chapleau y Pons, 2008) (Hess y Kacmarek, 2002) (Antonello y Delplanque, 2002)

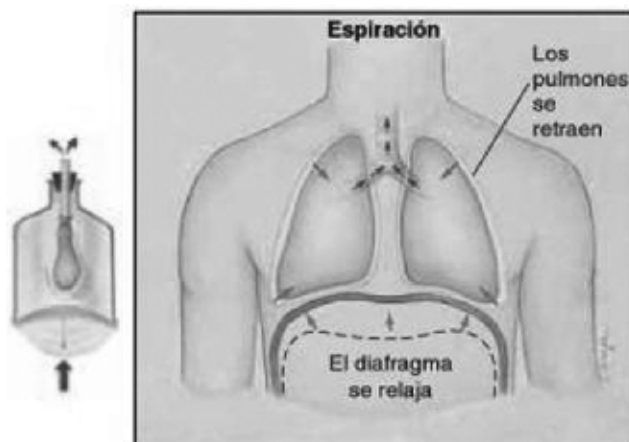


Figura 2. Procesos de inspiración y espiración. Tomado de: *Técnico en emergencias sanitarias*, marcando la diferencia Chapleau y Pons, 2010.

Mecánica pulmonar

La mecánica pulmonar estudia, desde el punto de vista físico, el comportamiento del aparato respiratorio cuando se produce un flujo de aire en su interior, y se determina por el conjunto de factores que caracterizan el movimiento de gas. Como se mencionó anteriormente, el esfuerzo que se debe ejercer para producir una inspiración debe vencer la resistencia pulmonar total, que es la suma de la resistencia que ofrecen las vías aéreas y la distensibilidad o compliancia de los pulmones, (ver figura 3); se tiene en cuenta que la resistencia de las vías aéreas existe sólo en condiciones dinámicas, es decir, en presencia del flujo aéreo, en cambio la resistencia elástica que ofrece la compliancia, existe tanto en condiciones estáticas (sin flujo aéreo) como dinámicas. (Hess y Kacmarek, 2002) (Antonello y Delplanque, 2002) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997) (Alfaro et al., 2006) (Laniado y Cabrales, 2003).

Por resistencia de las vías aéreas o simplemente resistencia (R_{aw}), se entiende la relación entre la presión y el flujo determinado y es directamente proporcional a la longitud e inversamente proporcional al calibre de la vía aérea. Ésta supone el 80% de la resistencia pulmonar, se expresa en $H_2O/litros/segundo$, el valor normal en el adulto sano es de 5 a 8 cm de $H_2O/l/seg$. El inverso de la resistencia (R_{aw}) es la conductancia, (G_{aw}), que es directamente proporcional al volumen pulmonar. (Chapleau y Pons, 2008) (Antonello y Delplanque, 2002) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997) (Alfaro et al., 2006)

La distensibilidad o compliancia es la relación entre el volumen administrado en una insuflación y la presión que se ha generado en los pulmones al introducirlo, es decir, la resistencia que el pulmón ejerce al flujo de aire al distenderse. Por lo tanto, cuanto mayor sea la distensibilidad, mayor será el volumen entregado

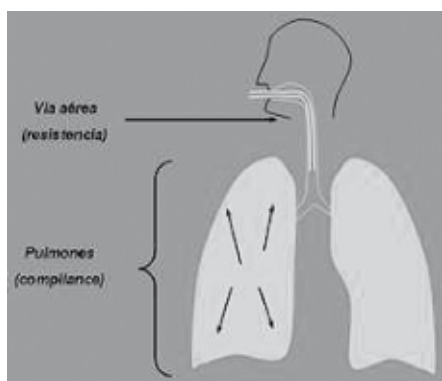


Figura 3. Resistencia pulmonar total, incluye resistencia de la vía aérea y compliancia. Tomado de: Ventilación mecánica, Francisco J. Clemente. Sociedad Española de cuidados respiratorios y tecnologías aplicadas. <http://www.enfermeriarespira.es/about/mecanica-pulmonar>, 2010.

por unidad de presión y con una distensibilidad disminuida, para el mismo gradiente de presión el volumen de gas entregado será mucho menor. Como es una variable que depende de volumen y presión, se expresa en ml/cm H₂O y el valor normal equivale a 1 ml/cm H₂O por kg de peso aproximadamente. (Chapleau y Pons, 2008) (Clemente, 2009) (Castel y Vales, 2000) (MacIntyre y Branson, 2008) (Laniado y Cabrales, 2003).

El flujo de aire generado en el alvéolo es directamente proporcional a la presión ejercida sobre él, (ver figura 4), pero esta presión depende del volumen inicial, así pues, a mayor volumen inicial, mayor presión en el alvéolo y, por tanto, mayor flujo. Pero, además, el flujo se ve dificultado por la Raw, siendo inversamente proporcional a ésta; por tanto, el flujo se describe mediante la ecuación 1. (Castel y Vales, 2000) (MacIntyre y Branson, 2008) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997) (Alfaro *et al.*, 2006) (Laniado y Cabrales, 2003).

$$\text{Flujo} = \frac{\text{Presión}}{\text{Resistencia}} \quad (1)$$

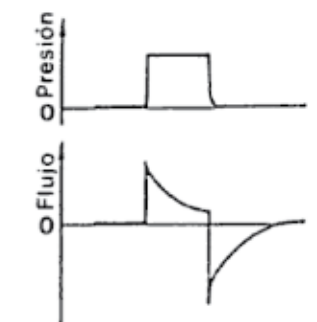


Figura 4. Representación gráfica de las curvas de presión y flujo en función del tiempo. Tomado de: Ventilación mecánica, Castel A., 2000.

Patologías del sistema respiratorio

Existen diversas patologías que pueden alterar la resistencia y la distensibilidad, se clasifican en obstructivas, si interfieren en la resistencia de la vía aérea, tales como asma bronquial, bronquitis crónica, edema de glotis, entre otras; y restrictivas si alteran la compliancia, se encuentran el Síndrome de Distres Respiratorio Agudo (SDRA), edema pulmonar, neumotórax, fibrosis pleural, etc.

Patologías obstructivas

Existen numerosas patologías respiratorias de tipo obstructivo, se ahondará en la bronquitis crónica, por ser recurrente en la población. La bronquitis crónica es la inflamación prolongada de los bronquios, se reconoce clínicamente como la producción crónica de expectoración mucosa, usualmente con tos, porque las células caliciformes aumentan, produciendo más moco de lo normal y las células son insuficientes para removerlo, se contamina fácilmente con gérmenes y bacterias, dando paso a infección, inflamación y estrechez del canal bronquial, dificultando así, el paso del aire. (Hess y Kacmarek, 2002) (Antonello y Delplanque, 2002) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997).

Patologías restrictivas

Como se dijo anteriormente, en condiciones normales, el pulmón tiene un tejido elástico que le permite volver a su tamaño original después de distenderse tras una inspiración; pero esta función normal se ve alterada en el enfisema, ya que buena parte del tejido se ha perdido y el pulmón se vuelve poco elástico, de forma que se distiende con mucha facilidad, es decir, su compliancia se eleva, haciendo que el pulmón no se vacíe correctamente tras una inspiración, el tiempo de las espiraciones aumenta y el flujo espiratorio se ve comprometido.

En el Síndrome de Distres Respiratorio Agudo, es una patología consistente en una alteración aguda y severa de la estructura y función pulmonar secundaria a una injuria inflamatoria aguda que ocasiona edema pulmonar difuso producto de un aumento de la permeabilidad del capilar pulmonar. Sus características clínicas distintivas, incluyen un deterioro de la oxigenación, disminución de la compliancia pulmonar y de la capacidad pulmonar residual e infiltrados pulmonares bilaterales en la radiografía de tórax, aparecen horas o días después de una injuria pulmonar directa o de un insulto sistémico (Hess y Kacmarek, 2002)(Antonello y Delplanque, 2002) (Osorio, Franco, Martínez y Elizalde, 1997).

III. Modelo de la mecánica pulmonar

La ventilación pulmonar renueva el gas alveolar aportando oxígeno (O₂) y eliminando dióxido de carbono (CO₂) en las cantidades requeridas por el sistema metabólico del sujeto. El gas se mueve desde y hacia los pulmones valiéndose de gradientes de presión creados por la contracción y relajación de los músculos respiratorios, como se explicó anteriormente. Por lo anterior, se puede decir que la mecánica ventilatoria se modela mediante una ecuación de movimiento que incluye resistencia, compliancia, flujo de aire y presión (Hess y Kacmarek, 2002) (Diong et al., 2007) (Younes et al., 2001).

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 figura 5 se representa la vía aérea como un tubo conductor de un solo flujo conectado a un compartimiento elástico (Hess y Kacmarek, 2002).

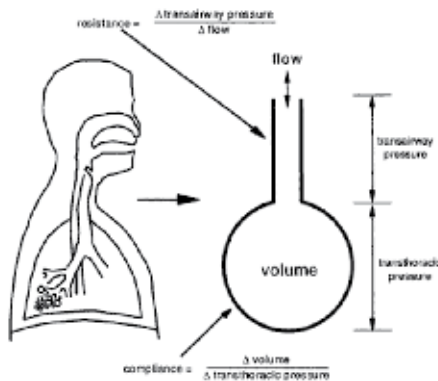


Figura 5. Modelo unicompartmental del sistema de ventilación pulmonar. Tomado de: *Essentials of mechanical ventilation*, Hess y Kacmarek, 2002.

Por los parámetros que maneja la mecánica ventilatoria, cada uno de ellos puede adoptar propiedades eléctricas teniendo un equivalente eléctrico, luego el circuito eléctrico equivalente de la mecánica se muestra en la figura 6.

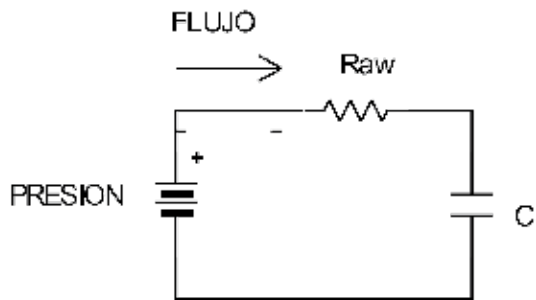


Figura 6. Circuito eléctrico equivalente del modelo unicompartmental del sistema de ventilación pulmonar. Fuente: los autores, 2010.

Este modelo tiene un análogo eléctrico que considera:

- La oposición de los conductos o vías aéreas por donde circula el aire hasta llegar a los alvéolos pulmonares, como una resistencia eléctrica, R_{aw} , dada en cmH₂O/L/s o kPa/L/s y se describe mediante la ecuación 2.

$$\text{Resistencia} = \frac{\Delta \text{Presión}}{\Delta \text{Flujo}} \quad (2)$$

- La distensibilidad pulmonar, propiedad que permite el alargamiento o distensión del pulmón con una presión ejercida, también llamada compliancia se considera como un condensador, C , y está dada en L/cmH₂O ó L/KPa, su comportamiento matemático se muestra en la ecuación 3.

$$\text{Compliancia} = \frac{\Delta \text{Volumen}}{\Delta \text{Presión}} \quad (3)$$

- Una fuente de voltaje, V_i , es la presión del aire del ambiente que ingresará a los pulmones, dada en cmH₂O ó KPa
- El V_o , voltaje presente en el condensador, es equivalente a la presión que se ejerce sobre el pulmón.
- La corriente eléctrica representa el flujo de aire.
- Se debe tener en cuenta que la presión, el volumen y el flujo son variables en función del tiempo, en cambio la resistencia y la compliancia se consideran constantes.

De acuerdo al modelo, se suministra una presión P a través del tubo oponiendo una resistencia R_{aw} (simulando la presentada por las vías aéreas) a la circulación del aire y permitiendo una variación de volumen pulmonar (compliancia), y con el equivalente de la figura 6, en la figura 7 se presenta el modelo unicompartmental que se utilizó para obtener el modelo matemático.

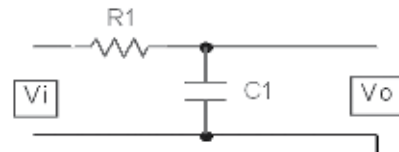


Figura 7. Equivalente eléctrico del modelo de mecánica ventilatoria. Fuente: los autores, 2010.

Para observar la presión sobre el pulmón y el flujo de aire en el mismo, se obtiene la función de transferencia, $H(s) = V_o/V_i$, para ello a partir del equivalente eléctrico mostrado en la figura 6 se realiza el siguiente procedimiento matemático.

El V_o , se halla realizando un divisor de tensión, obteniendo la ecuación 4.

$$V_o = \frac{V_i \cdot Z_c}{R_{aw} + Z_c} \quad (4)$$

Donde, aplicando transformada de Laplace para el condensador, se tiene la ecuación 5.

$$Z_c = \frac{1}{sC} \quad (5)$$

Entonces, la función de transferencia finalmente está dada por la ecuación 6.

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{Z_c}{R_{aw} + Z_c} = \frac{\frac{1}{sC}}{R_{aw} + \frac{1}{sC}} = \frac{1}{R_{aw}Cs + 1} \quad (6)$$

Para verificar el comportamiento de la función hallada, la ecuación 6 se simula haciendo uso de Simulink®, el diagrama en este software se muestra en la figura 8.

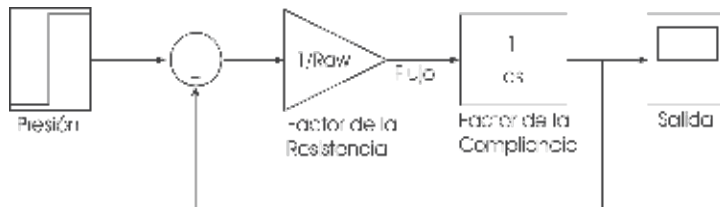


Figura 8. Diagrama de la función de transferencia para el modelo unicompartimental de la mecánica ventilatoria realizado en Simulink® de Matlab®. Fuente: los autores, 2010.

IV. Resultados

Para observar el comportamiento de las ecuaciones obtenidas en el estudio de la mecánica ventilatoria, se aplicaron dos casos de estudio, el primero para un sujeto en condiciones normales y el segundo para un sujeto en condiciones patológicas, los valores supuestos en cada variable se tomaron de las referencias consultadas.

Modelo de la mecánica aplicado en sujeto normal
Los valores para la presión, la compliancia y la resistencia, según un estudio realizado en adultos sanos (Younes et al., 2001) se encuentran establecidos dentro de los siguientes rangos:

$$P = 15 - 40 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$C = 0,02 - 0,028 \text{ L/cmH}_2\text{O}$$

$$R = 2 - 3 \text{ cmH}_2\text{O/ L/s}$$

Tomando los valores promedios de estos rangos y aplicándolos en las ecuaciones y en el diagrama de bloques de la figura 6, se realizó la simulación y se obtuvieron las gráficas de Presión de salida y Flujo de aire, versus Presión de entrada, sus formas de onda

se muestran en la figura 9 y se observa la semejanza con las formas de onda encontradas en la literatura (Castel y Vales, 2000).

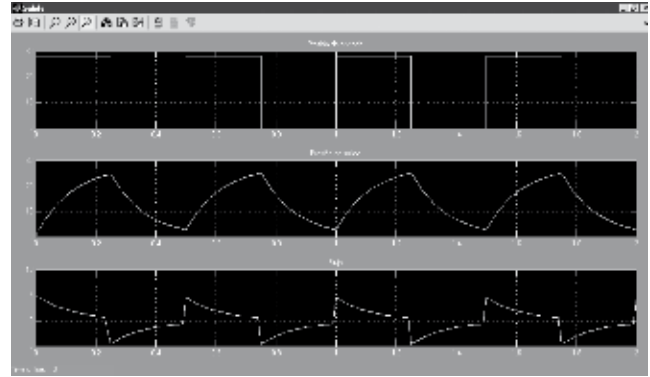


Figura 9. Respuesta del modelo unicompartimental de la mecánica ventilatoria, resultado de la simulación. Fuente: los autores, 2010

La gráfica superior de la figura 9 muestra la presión de entrada y su variación, teniendo en cuenta que las inspiraciones y aspiraciones continuas producen un tren de pulsos y que la respiración, en un adulto normal, es de 14 a 20 respiraciones por minuto (rpm.), la amplitud de la presión es de aproximadamente 28 cmH₂O.

La segunda gráfica de la figura 9 es la presión sobre la compliancia, su valor de amplitud es menor que la presión de entrada, lo cual se debe a la impedancia presentada a lo largo de la circulación del aire y está acorde con la literatura existente y con el marco teórico presentado (Castel y Vales, 2000).

El flujo de aire varía de acuerdo con la presión de entrada e incide en la presión de salida, si ésta tiene su máxima amplitud el flujo tiene su valor mínimo, ya que cuando no hay variación de flujo tampoco se tiene variación de presión.

Modelo de la mecánica aplicado en sujeto con patología respiratoria

En el enfisema pulmonar, la compliancia se ve comprometida incrementado drásticamente su valor, lo cual produce tanto disminución en el flujo respiratorio como en la presión del pulmón, debido a la disminución de elasticidad en el mismo, y se refleja en el tiempo de exhalación que ahora toma más del doble que la inspiración. Esta sintomatología se puede validar en las formas de onda de la figura 10, pues al incrementar la compliancia y disminuir el tiempo de inspiración, la presión en el pulmón disminuye cerca del 40% y la amplitud del flujo respiratorio decremente cerca del 20%, ello acorde con los datos presentes en la literatura consultada (Castel y Vales, 2000).

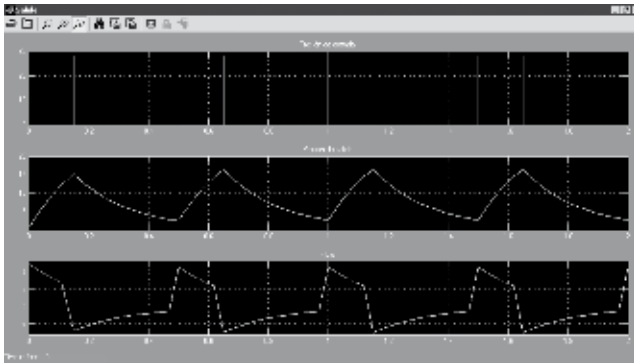


Figura 10. Formas de onda de respuesta del modelo unicompartimental tomando valores de un paciente con enfisema pulmonar. Fuente: los autores, 2010

Cuando un paciente presenta bronquitis crónica, según el estado de arte realizado, el exceso de moco producido por las células calciformes hace que se estrechen y obstruyan las vías respiratorias, es decir, se incrementa el valor de la resistencia de las vías aéreas y por tanto el flujo respiratorio disminuye considerablemente, lo cual se valida en la figura 11. En la gráfica 2 de la figura en mención, se observa una disminución de aproximadamente 25% en la amplitud de la presión de salida, con respecto a la respuesta presentada en un sujeto en condiciones normales, pero en la gráfica 3, flujo de aire, la disminución es de más del 50%, lo cual indica la existencia de una alta dificultad en la respiración.

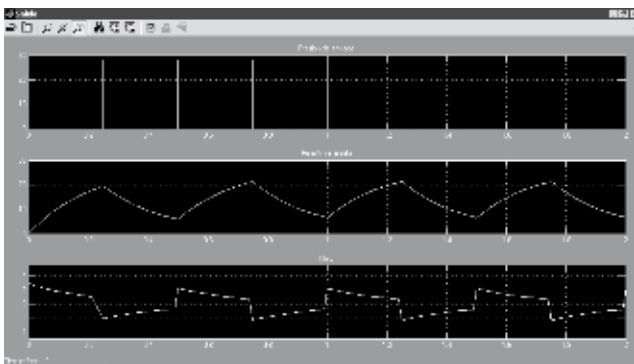


Figura 11. Respuesta del sistema ante la entrada de datos de un paciente que presenta bronquitis aguda. Fuente: los autores, 2010

V. Conclusiones

- Los modelos eléctricos sirven para revisar el comportamiento de sistemas análogos, en este caso biológicos, pero se debe observar cuidadosamente cada elemento del sistema a validar para obtener su análogo en circuitos eléctricos.
- Como comprobación de la utilidad de la simulación, se ha llegado a obtener un modelo correspondiente a un circuito RC, el cual provee una estimación de la mecánica ventilatoria presentada

por el sistema respiratorio humano, esta afirmación se hace tomando como base los resultados de simulación y haciendo la comparación con la teoría existente en la literatura pertinente.

- Los resultados dados al realizar la simulación del modelo unicompartimental que se obtuvo, tanto en condiciones normales como en condiciones patológicas, muestran que los datos y apreciaciones en la literatura se validan, pues se ha podido comprobar que la variación en los parámetros clínicos, presión de entrada, resistencia de vías aéreas, compliancia, dependiendo de la patología presentada, hacen que el comportamiento del sistema se vea afectado.
- Con el modelo obtenido se pueden simular patologías del sistema respiratorio y verificar la forma de afectación de los órganos involucrados en el sistema respiratorio, para así poder tomar correctivos.

VI. Referencias

- [1] Alfaro, V. et al. (2006). *Fisiología animal*. Teresa Pagés, Josefina Blasco, Luis Palacios (eds.). Colección Textos Docentes, núm 258. 2ª edición. Ed. Universitat de Barcelona. Vol.1 y 2., Barcelona, España.
- [2] Antonello, M. & Delplanque, D. (2002), *Fisioterapia respiratoria: Del diagnóstico al proyecto terapéutico*, Masson S. A., Barcelona, España.
- [3] Castel, N. & Vales, S. (2000), *Ventilación mecánica*, tercera edición, Springer – Verlag Ibérica, Barcelona, España.
- [4] Clemente, F. (2009), *Ventilación mecánica, guía práctica para enfermería*, Autor editor.
- [5] Chappleau, W. & Pons, P. (2008), *Técnico en emergencias sanitarias, marcando la diferencia*, Elsevier España, Barcelona.
- [6] Diong, B.; Nazeran, H.; Nava, P. & Goldman, M. (2007). Modeling Human Respiratory Impedance. Comparing the Best Method with the Least Estimation Errors, in *Engineering In Medicine And Biology Magazine IEEE*, volumen 26, número 1, pp. 48–55
- [7] Freedman, J.; Lehmann, H.; McCormick, R. & Wachter, M. (1996), *Respiratory Physiology*, Johns Hopkins School of Medicine, USA.
- [8] Hess, D. & Kacmarek, R. (2002), *Essentials of mechanical ventilation*, Mc-Graw Hill, USA.
- [9] Laniado, R. & Cabrales, N. (2003), *El ABC de la ventilación mecánica. Manual práctico de manejo*, Universidad Autónoma de Baja California, Baja California, México.
- [10] MacIntyre, N. & Branson, R. (2008), *Mechanical ventilation*, W B Saunders Company,
- [11] Osorio, J.; Franco, J.; Martínez, J. & Elizalde, J. (1997), Trabajo Respiratorio según el grado de sen-

sibilidad de disparo por flujo en pacientes con ventilación en soporte por presión, *Anales Médicos*, Volumen 42, Número 4, Oct-Dic 1997, pp. 146–152.

[12] Sánchez de León, R. (2004), *Bases de la neumología clínica*, Universidad Central de Venezuela. Consejo de desarrollo científico y humanístico.

[13] Younes, *et al.*, (2001), A Method for Measuring Passive Elastance during Proportional Assist Ventilation. Sections of Respiratory and Critical Care Medicine, Department of Medicine, University of Manitoba, Winnipeg, Manitoba, Canada.

Giovanni Sánchez P. Ingeniero Electrónico, Universidad Autónoma de Colombia, Diplomado en Investigación, Especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria, Docente Universidad de San Buenaventura, Director del Grupo de Investigación SOLYTEC.

Lely Adriana Luengas C. Ingeniera Electrónica, Universidad Autónoma de Colombia, Diplomado en Investigación, Especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria, Magíster en Ingeniería Eléctrica, Doctorado en Ingeniería (E), Docente Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Docente Corporación Universitaria Minuto de Dios (UNIMINUTO).