
SIMULACION POR SOFTWARE DE LAS CURVAS GENERADAS EN VENTILACION MECANICA POR CONTROL DE PRESION

Néstor Flórez Luna¹

Fecha de recepción: Junio 7 de 2006

Fecha de aceptación: Septiembre 6 de 2006

RESUMEN

El documento presenta el concepto de la ventilación mecánica, características del generador o ventilador mecánico y las diferentes variables de control ventilatorio en volumen, flujo, presión y tiempo. Para apreciar los cambios en estas variables, se hace una simulación con control ventilatorio por presión, tomando como base el modelo matemático unicompartimental pulmonar para obtener los gráficos correspondientes.

La simulación es realizada mediante el uso de un Software desarrollado sobre la plataforma de MATLAB de la casa The MathWorks, Inc. Este genera una librería denominada Simulink (uso de Bloques que determinan la salida grafica con respecto a la entrada).

Palabras Clave: Control, Presión, Ventilación Mecánica, Ventilador mecánico, Volumen, Complianza.

ABSTRACT

This document presents the concept of Mechanical Ventilation, characteristics of the generator or mechanical ventilator and the different variables of ventilation control in volume, flow, pressure and time. In order to appreciate the changes of these variables, there is a simulation with ventilation control by pressure, taking as a model the pulmonary unicompartimental mathematical model to obtain the corresponding graphics.

The simulation is made thanks to the use of a software developed in the MATLAB platform. It produces a bookstore named Simulink (use of blocks which determine the graphic exit with regard to the entry).

Key words: Control, Pressure, Mechanical Ventilation, Volume.

¹ Bioingeniero, Universidad Santiago de Cali. Especialista en Bioingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Director del Grupo de Investigación en Instrumentación y Rehabilitación Biomédica, Universidad Manuela Beltrán.



INTRODUCCION

La ventilación mecánica (VM) es todo procedimiento de respiración artificial que emplea un equipo para suplir la función respiratoria de una persona que no puede realizar por sí misma, de forma que mejore la oxigenación e influya en la mecánica pulmonar, la ventilación mecánica es el producto de la interacción entre un ventilador y un paciente, a quien por medio de este equipo se le controlan por parámetros de volumen, flujo, presión y tiempo. El ventilador es un equipo que ayuda o sustituye la función ventilatoria del paciente, se considera al ventilador como un generador de presión positiva en la vía aérea que suple la fase activa del ciclo respiratorio; existen básicamente cuatro tipos de ventiladores, los controlados por presión, tiempo, volumen y los de flujo, con diversas variantes o funciones típicas. Teniendo en cuenta lo que realiza un ventilador mecánico y para comprender la interacción que este ejerce en la función respiratoria, se hace una simulación, que tiene como propósito mostrar el comportamiento de las variables ventilatorias, simulando un ventilador controlado por presión.

La presión ventilatoria es simulada con la función pulso en diferentes valores con respecto al tiempo, con estas condiciones se generan tres curvas características; volumen, flujo y presión ventilatoria, graficadas mediante el uso del software MATLAB, aplicando la herramienta de Simulink.

El objetivo de este artículo es mostrar mediante simulación, el comportamiento de las variables ventilatorias de presión, volumen y flujo. El modo ventilatorio seleccionado es el controlado por presión. El colectivo de autores considera importante este trabajo ya que, permitirá comprender mejor la interacción que este ejerce el ventilador pulmonar en la función respiratoria, a estudiantes y especialistas

ya que este simulador servirá como material docente dinámico, interactivo y adaptativo para la enseñanza a través de una plataforma telemática educativa.

MECANICA DE LA VENTILACION PULMONAR

Se denomina ventilación pulmonar a la cantidad de aire que entra o sale del pulmón cada minuto, si se conoce la cantidad de aire que entra en el pulmón en cada respiración (Volumen Corriente) este es multiplicado por la frecuencia respiratoria, se obtiene el volumen/minuto. (GEDDES, 1989; BIANSONECK, 2002; CROMWELL, 1980; WEST, 1995).

Suponiendo que el volumen exhalado en cada respiración es de 500 mL y que ocurren 15 respiraciones por minuto el producto del volumen de aire que se mueve en cada respiración o volumen tidal (V_t) por el número de respiraciones o frecuencia respiratoria (FR) que se producen

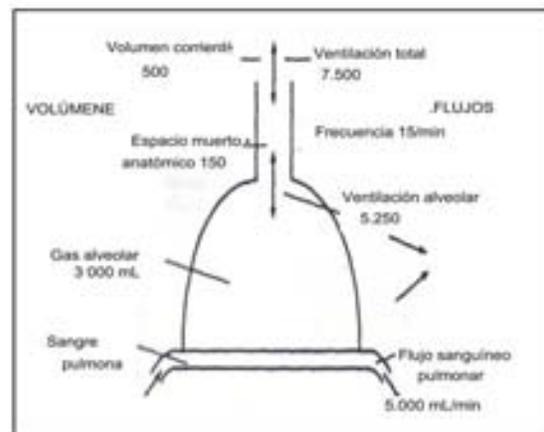


Figura 1. Diagrama de un pulmón con sus volúmenes y flujos



$V_m = V_t \cdot FR$. Se obtiene entonces que el volumen total que sale del pulmón es de 7.500 mL/min como lo indica la figura 1.

El VA es la porción de V_t que llega a los alvéolos perfundidos y participa en el intercambio gaseoso, el VD corresponde a la ventilación del espacio muerto anatómico, que incluye las vías aéreas conductoras y el espacio muerto alveolar; en ninguno de los dos existe intercambio gaseoso, su valor es $VD = 150$ mL como lo indica la Figura 1. (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002; WEST, 1995).

Tiempo espiratorio (T_e): duración en segundos desde el final del flujo inspiratorio hasta el inicio del ciclo siguiente. Una inspiración normal permite la entrada de aproximadamente 0,5 litros de aire (volumen de aire circulante), la misma cantidad que sale durante una espiración normal.

Este ciclo de inspiración y espiración se realiza de forma continua. Una inspiración forzada permite que entren hasta 2,5 litros más de aire (volumen de reserva inspiratoria), por lo que la capacidad máxima inspiratoria en un adulto joven es de unos 3 litros, mientras que el volumen de reserva espiratoria es de unos 2 litros.

La máxima cantidad de aire que puede ser espirado, luego de una inspiración máxima, se conoce como capacidad vital, cercana a los 5 litros de aire como indica la figura 2. Sin embargo, en los pulmones siempre queda entre 1 y 1,5 litros de aire que no se puede movilizar (capacidad residual funcional), por lo que la capacidad pulmonar total es de unos 6 litros (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002; WEST, 1995), como indica la figura 2.

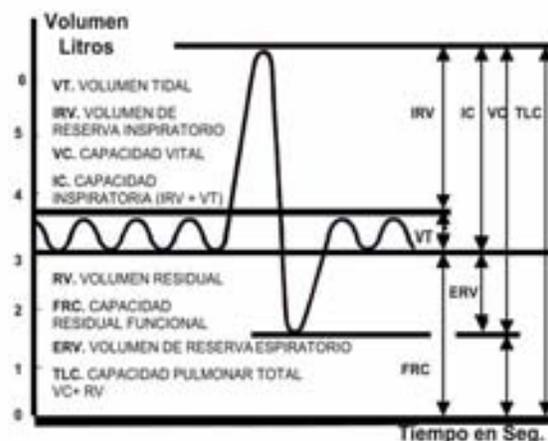


Figura 2. Volúmenes pulmonares y excursiones respiratorias durante la respiración normal y durante las inspiraciones y las espiraciones máximas

CONCEPTOS DE VENTILACION MECANICA

Objetivos de la Ventilación Mecánica. Los sistemas de ventilación mecánica actúan generando una presión positiva intermitente mediante la cual insuflan aire o una mezcla gaseosa, enriquecida en oxígeno en la vía aérea del paciente.

Los objetivos principales de la ventilación mecánica consisten en:

- Asegurar que el paciente reciba mediante la ventilación pulmonar el volumen minuto apropiado requerido para satisfacer las necesidades respiratorias del paciente.
- Mejorar la ventilación alveolar.



- Garantizar una oxigenación adecuada.
- Reducir el trabajo respiratorio.

Modelo Básico del Ventilador Mecánico. Con el propósito de brindar el apoyo a una insuficiencia respiratoria se usa un ventilador mecánico como lo indica la figura 3, este cuenta con un sistema de entrada del gas ventilador siendo el O₂ el gas medicinal mas apropiado o también en el caso de los ventiladores portátiles el gas puede ser suministrado por un motocompresor de aire seco. El gas ventilatorio ingresa por un regulador de presión como lo indica la figura 3, encargado de conservar la presión preestablecida del gas inspirado y asegurar la integridad de la vía aérea, posteriormente una electroválvula permite el paso de gas hacia el paciente, permaneciendo energizada hasta que termine el tiempo de inspiración previamente programado, al desenergizarse cesa el paso de gas ventilatorio, finalmente se activa la electroválvula del circuito de espiración haciendo que la el aire espirado por el paciente sea expulsado al medio ambiente por un filtro biológico que evita la contaminación de este. Posteriormente se repite el ciclo ventilatorio mediante una nueva programación de las variables que maneja el ventilador.

VARIABLES DE CONTROL DEL VENTILADOR MECÁNICO. El gas es controlado por unas variables programadas en el ventilador partiendo del ciclo respiratorio, constituido por la inspiración y la espiración y en él se reconocen cuatro fases:

- Disparo o inicio de la inspiración.
- Mantenimiento de la inspiración.
- Ciclado, cambio de la fase inspiratoria a la espiratoria.
- Espiración.

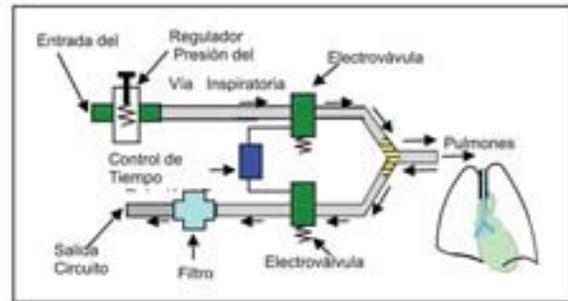


Figura 3. Diagrama básico de un ventilador mecánico

Cada una de estas fases es iniciada, mantenida y finalizada por alguna de las siguientes variables:

- Volumen ml.
- Presión CmH₂O.
- Flujo L/min.
- Tiempo Seg.

1) *Volumen:* Corriente o volumen tidal (VC), es la cantidad de gas que el ventilador envía al paciente en cada inspiración y volumen minuto.

2) *Presión:* En ventilación mecánica es la fuerza por unidad de superficie necesaria para desplazar un volumen corriente; depende de la complianza (distensibilidad) y resistencia del sistema (resistencia de la vía aérea), donde se obtiene:

- Presión pico es el valor en cm H₂O obtenido al final de la inspiración, relacionada con la resistencia del sistema al flujo aéreo en las vías anatómicas y artificiales y con la elasticidad del pulmón y la caja torácica. (BRANSONACK, 2002; ASTON, 1990; MOMPIN, 1990).

- Presión positiva al final de la espiración (PEEP). La presión al final de la espiración debe ser cero, pero de una situación clínica puede volverse positiva, permite la reapertura alveolar. (BRANCONACK, 2002).



3) *Flujo*: Es la velocidad con la que el gas entra, depende por tanto del volumen corriente y del tiempo en el que se quiere que pase, llamado tiempo inspiratorio. (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002; MOMPIN, 1990).

4) *Tiempo*: El tiempo que dura un ciclo respiratorio es el

Tiempo total T_t . Se desprenden los siguientes conceptos:

- Tiempo inspiratorio (T_i), es el tiempo que dura la inspiración. (BRANSONACK, 2002; ASTON, 1990).

- Tiempo espiratorio (T_e), es el tiempo que dura la espiración.

- Frecuencia respiratoria (FR), son el número de ciclos respiratorios por una unidad de tiempo, en este caso ciclos por minuto.

- Relación inspiración/espiración (R I:E): es la fracción de tiempo de cada ciclo dedicada a la inspiración y a la espiración.

MODALIDADES VENTILATORIAS

Lenguaje de los Modos de Ventilación Mecánica. Consiste en establecer un esquema clasificatorio (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002; ASTON, 1990; CROMWELL, 1980), de los diferentes términos que constituyen un conjunto de conceptos necesarios para construir un lenguaje de los modos de ventilación mecánica controlados y generados por un ventilador:

1) *Respiración Reguladora*: inspiración activada o ciclada por el ventilador o por ambos.

2) *Respiración Espontánea*: inspiración iniciada y ciclada por el paciente.

3) *CMV. Ventilación Reguladora Continua*: (cada respiración es regulada).

4) *CMV. Ventilación Reguladora Continua*: (cada respiración es regulada).

5) *IMV. Ventilación Reguladora Intermitente*: (regula respiraciones) activada por el equipo con respiraciones espontáneas intercaladas.

6) *SIMV. Ventilación Reguladora Intermitente Sincronizada*: (iniciada por el paciente o por el equipo) con respiraciones espontáneas intercaladas.

7) *CSV. Ventilación Espontánea Continua*: comúnmente llamada ventilación apoyada por presión. PSV (Pressure Support ventilation): ventilación espontánea continua (cada respiración es espontánea).

8) *Control*: componente o modo de operación de un elemento que insufla los pulmones independientemente del esfuerzo inspiratorio del paciente.

9) *Asistencia*: el ventilador apoya para aumentar la respiración en sincronía con el esfuerzo inspiratorio del paciente.

10) *Asistencia y de Control*: el ventilador funciona como elemento de asistencia, o ausencia del esfuerzo inspiratorio del paciente, como controlador.

11) *Asistencia y de Control y Respiración Espontánea*: componentes que incorporan varios modos de operación, que permiten al paciente respirar de forma espontánea en el nivel o por encima de él de la presión ambiente, ya sea con o sin respiraciones suplementarias reguladoras de presión positiva.

Modos Ventilatorios. De acuerdo a los modos de combinación específica de variables de control y condiciones definidas para las respiraciones reguladas y espontáneas, un modo describe si las respiraciones tienen un volumen constante (control por volumen) o una presión constante (control por presión); si las respiraciones son reguladas, espontáneas, o una combinación de ambas; y que



variables condicionales son las que producen un cambio en la función del ventilador, el equipo tiene modos ventilatorios programados (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002; ASTON, 1990; CROMWELL, 1980), normalmente son:

1) *Ventilación Reguladora Continua CMV*: es un modo de operación del ventilador en donde todas las respiraciones son reguladoras y suministradas por el ventilador, con variables previamente programadas de frecuencia, volumen o presión y tiempo inspiratorio.

2) *Ventilación Reguladora Continua y Asistida A/CMV*:

Es una combinación entre la controlada y la asistida, consiste en que el paciente activa la asistida, mientras que el ventilador activa la reguladora.

3) *Ventilación Reguladora Intermitente IMV*: El Ventilador suministra ciclos inspiratorios mecánicos a una frecuencia y características determinadas permitiendo que el paciente haga respiraciones espontáneas con volumen corriente, tiempo inspiratorio y flujos propios.

4) *Ventilación Reguladora Intermitente Sincronizada SIMV*: El ventilador modula el disparo de la inspiración mecánica programada, de modo que coincida con el esfuerzo inspiratorio del paciente; si no se produce un esfuerzo por parte del paciente, el ventilador enviará un ciclo respiratorio, regulado por tiempo; si se produce un esfuerzo recibirá un ciclo asistido.

5) *Ventilación Espontánea Continua CSV*: comúnmente llamada ventilación apoyada por presión, o PSV ventilación espontánea continua. Es un modo ventilatorio en que el esfuerzo inspiratorio del paciente es asistido por el ventilador hasta un nivel prefijado de presión inspiratoria. La inspiración termina cuando la tasa de flujo inspiratorio pico alcanza un porcentaje del flujo inspiratorio inicial; el PSV es activado por el paciente, limitado

por presión y ciclado por flujo, permitiendo al paciente determinar su propia frecuencia, tiempo inspiratorio y volumen corriente.

6) *Respiración Espontánea con Presión Positiva Continua en la Vía Aérea (CPAP)*: El paciente respira espontáneamente y en el circuito se mantiene una presión positiva continua.

7) *Presión Bifásica Positiva en la vía Aérea. (BIPAP)*: modo controlado por presión y ciclado por tiempo. Permite al paciente inspirar de forma espontánea en cualquier momento del ciclo respiratorio.

8) *Ventilación Minuto Reguladora MMV*: permite al paciente respirar de manera espontánea, aunque se asegura siempre se alcance un valor mínimo de ventilación minuto, si se usa la respiración espontánea, las respiraciones están controladas por presión; activadas por presión, flujo o volumen, limitadas por presión y cicladas por flujo.

CLASIFICACION DE LOS VENTILADORES MECÁNICOS

Ventilador por Volumen. En estos equipos el factor determinante del paso de inspiración a expiración es el volumen prefijado. El control de volumen inspiratorio está relacionado con el regulador de flujo inspiratorio, mientras aumenta el volumen, el flujo es constante y disminuye a cero en la pausa inspiratoria (no existe cambio en el volumen pulmonar).

Ventilador por Presión. Ciclados por tiempo para iniciar y limitar el ciclo inspiratorio de la ventilación y limitados por presión para controlar el flujo y volumen de cada respiración. El volumen recibido por el paciente y el tiempo de la inspiración (Ti), están en función de la resistencia de la vía aérea y de la complianza pulmonar.



La mayoría de estos ventiladores vienen calibrados en cm de H₂O, para establecer la duración de la fase inspiratoria.

Ventilador por Flujo. La inspiración termina cuando el flujo inspiratorio disminuye por debajo de un nivel predeterminado, con independencia del volumen, tiempo o presión generada. Este es el mecanismo de ciclado utilizado en la ventilación con presión de soporte.

Ventilador por Tiempo. En este tipo de ventiladores el tiempo de inspiración (T_i) y la espiración (T_e) son programadas e independientes del volumen o la presión alcanzada, su manejo se lleva a cabo conjuntamente con los controles de flujo y límite de la presión inspiratoria.

MODELO MATEMATICO

A. Modelo del Aparato Respiratorio. Consiste en tomar el modelo del aparato respiratorio (modelo unicompartmental), por considerarse un solo compartimiento, debido a que este adopta propiedades eléctricas equivalentes a cada uno de los elementos que comprenden la vía respiratoria (BRANSONACK, 2002), como lo indica la figura 4, representada como un tubo conductor de un solo flujo conectado a un compartimiento elástico. Este modelo es análogo a un circuito eléctrico que consiste de una resistencia y un condensador, una fuente de poder o de alimentación que constituye la presión generada por un ventilador mecánico, la corriente eléctrica representa el flujo de aire.

En este modelo, la presión, el volumen y el flujo son variables (funciones del tiempo), mientras que la

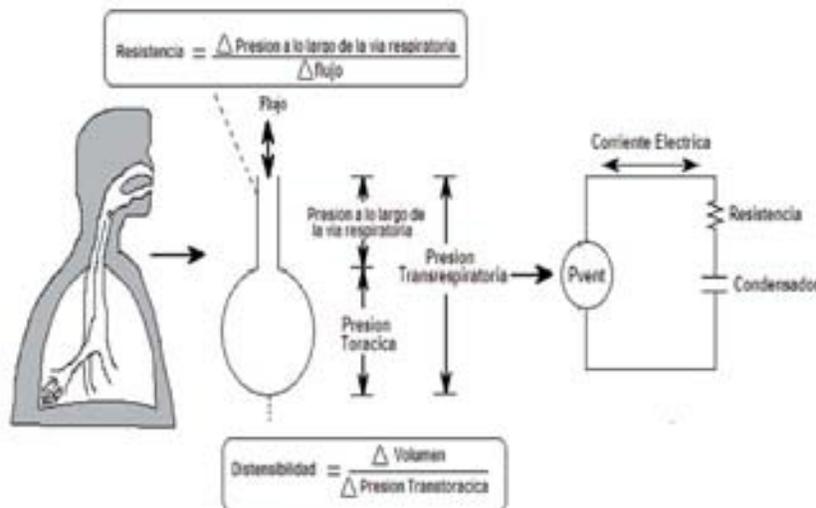


Figura 4. Modelo del aparato respiratorio unicompartmental con su equivalente eléctrico



resistencia y la distensibilidad son constantes, es decir que las características de la resistencia de la vía aérea y la complianza pueden tener valores fijos, y lo que se puede variar como por ejemplo, la presión.

De acuerdo al modelo se suministra una presión (P_{vent}) de gas ventilatorio través de un tubo oponiendo éste una resistencia a la circulación del aire. La variación de volumen respecto (V) de la variación de la presión (P) interna del globo es la complianza pulmonar que es la propiedad elástica del pulmón y que (C) equivale eléctricamente a la carga y descarga de un condensador, la resistencia de vía aérea (R), es la resistencia que presentan los conductos (vías aéreas) por donde circula el aire hasta llegar los alvéolos pulmonares, en el modelo eléctrico, este parámetro es la suma de las diferencias de presión debidas a la complianza del sistema y a la resistencia de vía aérea, por lo cual se hace una descripción análoga con un circuito en serie RC, como lo indica la figura 5.

Con respecto a la representación eléctrica (GEDDES, 1989; KEMMERLY, 1998, ZILL, 2002; BALTON, 2001), cuando un circuito solo contiene una resistencia y un capacitor (circuito RC), como lo indica la figura 5, se aplica la segunda ley de Kirchhoff, donde establece que la suma de las caídas de voltaje, a través de la resistencia (R), y

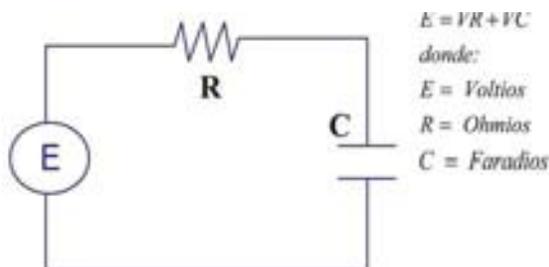


Figura 5. Circuito RC en serie

del capacitor (C), es igual al voltaje aplicado $E(t)$, y según la ley de Ohm se tiene que la caída de voltaje a través de un capacitor de capacitancia C es $q(t)/C$, donde q es la carga en el capacitor; por tanto, para que el circuito en serie como lo indica la figura 4, y de acuerdo a la segunda ley de Kirchhoff, se tiene la ecuación (1) que es:

$$R + \frac{1}{C}q = E(t) \quad (1)$$

Pero la corriente i y la carga q se relaciona mediante $i = dq/dt$; así, la ecuación se transforma en la ecuación diferencial lineal (2) de la manera:

$$(2)$$

Reemplazando en (2) los parámetros eléctricos del circuito (RC) por las variables ventilatorias, se tiene, que al aplicar una presión de entrada al sistema (presión de salida del ventilador), el volumen variará de acuerdo a la ecuación diferencial lineal de primer orden (3), que establece que la presión total aplicada es la suma de las diferencias de presión debidas a la complianza del sistema y a la resistencia de vía aérea es:

$$R_i \frac{dV_i(t)}{dt} + \frac{1}{C}V_i(t) = P(t) \quad (3)$$

De acuerdo a este se tiene que:

- $P(t)$ Presión de salida del ventilador.
- $V_i(t)$ Volumen inspiratorio.
- $\frac{1}{C}$ Complianza o distensibilidad pulmonar

Del circuito RC como lo indica la figura 4, equivalente al modelo del aparato respiratorio. Se realiza el



análisis por ley Kirchhoff (GEDDES, 1989; KEMMERLY, 1998; ZILL, 2002; BALTON, 2001), donde las tensiones de entrada son iguales a las tensiones de salida, para lo cual se haya la caída de tensión en (Ri) y en (C), aplicando la ley de Ohm, se toma (3), y se despeja el volumen inspiratorio, se genera la ecuación (4), para obtener la función de transferencia y realizar su modelación en Matlab.

$$\frac{dV_i}{dt} = \frac{P_{vent}(t)}{Ri} - \frac{1}{Ri * C} V_i$$
$$\frac{dV_i}{dt} = \left[P_{vent}(t) - \frac{1}{C} V_i \right] \frac{1}{Ri} \quad (4)$$

Se pueden establecer intervalos típicos de las variables ventilatorias (GEDDES, 1989; BRANSONACK, 2002), y pueden ser modificados en (4) para observar sus cambios en la simulación.

- Pvent = 15-40 cmH2O
- C = 0,05-1 L/ cmH2O
- Ri = 3-5 cmH2O/L/seg

Simuladores de Variables Fisiológicas.

Normalmente en ingeniería Biomédica se utilizan sistemas de simulación² que permiten generar y emular parámetros fisiológicos tales como la señal de electrocardiografía, espirometría, pulsioximetría, ventilación, estos dispositivos normalmente son utilizados en las pruebas de funcionamiento del equipamiento biomédico y para calibraciones; específicamente a la ventilación este mide los

parámetros ventilatorios generados por el ventilador mecánico, simula las variables respiratorias con un pulmón de prueba conectado paralelamente con el ventilador verificando si hay diferencia de los parámetros ventilatorios, cuentan con una salida de conexión a computadora para visualizar las curvas de presión, volumen y flujo dadas por el ventilador y lo que sucede en el pulmón de prueba. En educación³ también se cuenta con simuladores que no solo generaran patrones fisiológicos sino que además estos son tomados directamente del paciente y visualizados en la pantalla de una computadora, otros son los software de instrumentación⁴, valiosos en la investigación académica, unos contienen un ambiente gráfico previamente programado de señales fisiológicas, como la señal electrocardiográfica la cual se visualiza y se pueden cambiar los parámetros, así mismo se realizan modelos matemáticos ingresando las variables correspondientes, al igual que el software de MATLAB⁵, y con la herramienta de simulink, permite realizar modelos matemáticos, que para el caso, es el utilizado en la simulación como recurso académico utilizado desde un comienzo en el presente trabajo.

Simulación. El uso del software consiste en simular un ventilador mecánico controlado por presión y ciclado por tiempo, para lo cual se toma el modelo del aparato respiratorio (modelo unicompartimental) como lo indica la Figura 4, simulando el suministro de presión ventilatoria (Pvent), que equivale a un voltaje en el circuito eléctrico, de igual manera (C) representa la complianza o distensibilidad pulmonar y (Ri) representa la resistencia de la vía aérea.

² Metron, Fluke Biomedical System.

³ Biopac systems,inc. The biopac student lab, Acquisition & Análisis, for higher education

⁴ National Instruments Corporation, LabVIEW , Academic.

⁵ MATLAB of the house The MathWorks, Inc.

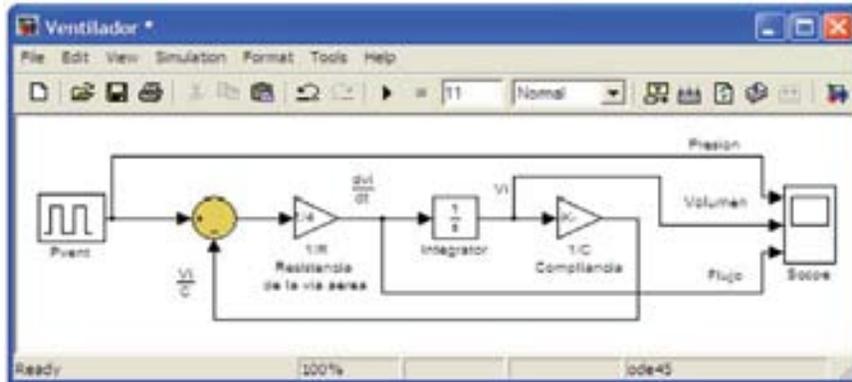


Figura 6. Modelo en MATLAB, aplicando la herramienta Simulink, los bloques forman la función de transferencia de (4) de la salida volumétrica y flujo con respecto a la entrada de presión ventilatoria positiva

Con los valores establecidos de la variables ventilatorias y reemplazando en (4) se procede a la simulación en el toolbox simulink de Matlab, como lo indica la figura 6, se realizan dos simulaciones. La primera simulación con parámetros normales respiratorios. La segunda simulación con valores diferentes que representa una respiración anómala. De estas simulaciones se obtiene la salida del sistema (volumen) con respecto a la entrada de la presión suministrada por el ventilador, para el caso la presión generada es simulada por un tren de pulsos de onda cuadrada a un tiempo determinado. De acuerdo al diagrama de simulink como lo indica la figura 6, se obtiene la grafica de salida volumétrica con respecto a la entrada de presión ventilatoria forzada como lo indica la figura 7, las curvas obtenidas de la función de transferencia son: Presión ventilatoria, Volumen, Flujo.

La figura 7, muestra en el primer gráfico la presión generada por el ventilador de 20 cmH₂O a un tiempo de 2Seg. El segundo gráfico, la curva de volumen, que muestra la fase inspiratoria y espiratoria, es decir,

mientras la presión es positiva se realiza la inspiración durante un segundo, al otro segundo se realiza la fase espiratoria producida por la caída de presión, el ciclo de volumen se repite continuamente dependiendo del tren de pulsos, este comportamiento es análogo a la carga y descarga de un condensador de un circuito RC.

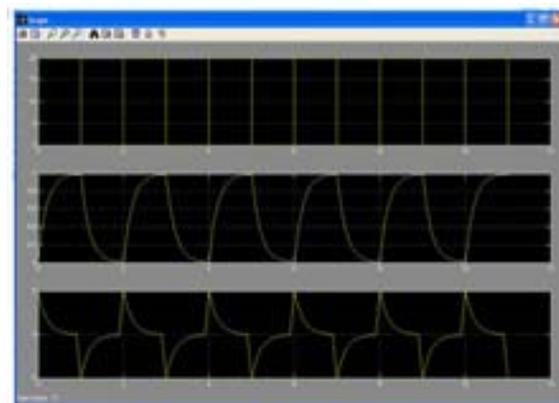


Figura 7. Curvas obtenidas de la función de transferencia



El tercer gráfico muestra el flujo respiratorio. Las curvas como lo indica la figura 6, generan una respuesta con valores normales, bajos en resistencia de la vía aérea y complianza.

En una segunda simulación la presión ventilatoria es la misma, la resistencia de la vía aérea es aumentada al igual que la Complianza y en Simulink, como lo indica la figura 6, la función de transferencia de (4), se introducen los datos:

- $P_{vent} = 20 \text{ cmH}_2\text{O}$ (no cambia)
- $C = 0.015 \text{ L/cmH}_2\text{O}$
- $R_i = 20 \text{ cmH}_2\text{O/L/seg}$

Como lo indica la figura 8, en el primer gráfico está representada la misma presión ventilatoria de $20 \text{ cmH}_2\text{O}$ con un tiempo de 2 Seg .

El segundo gráfico evidencia la caída de volumen ocasionada por el aumento de la resistencia de la vía aérea y la complianza, generando la disminución de la distensibilidad pulmonar; en el tercer gráfico el flujo disminuye considerablemente.

Es de anotar que al tener el modelo pulmonar ingenieril, con una variable ventilatoria fija (Presión ventilatoria) en ambos casos no varía, pero la resistencia y el condensador dejan de ser constantes y al cambiar sus valores presentan en la simulación diferencias significativas de la disminución considerable de la amplitud tanto de la resistencia de la vía aérea y de la complianza, y como lo indica la figura 8, se puede establecer fisiológicamente el equivalente al Síndrome de Diestres respiratorio agudo (SDRA) del adulto (BRANSONACK,

2002), se presenta como una disminución de la distensibilidad, lo que produce un aumento considerable de rigidez pulmonar, para el caso la simulación de las curvas ventilatorias, es una excelente aproximación de la presión generada por un ventilador mecánico al aparato respiratorio.

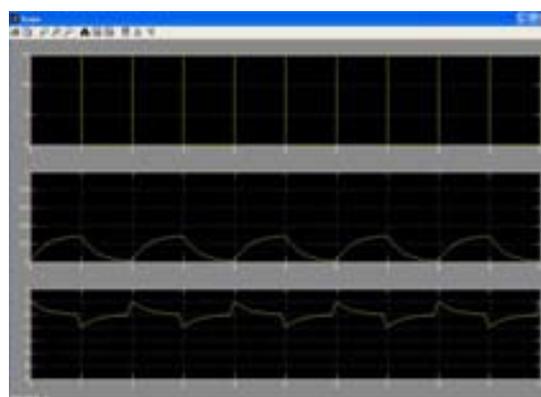


Figura 8. Curvas obtenidas en la segunda simulación

CONCLUSIONES

Mediante el aprovechamiento de la tecnología informática existente se pueden realizar simulaciones aplicadas a la modelación de sistemas fisiológicos, dejando una puerta abierta al uso de los software de simulación como aporte al desarrollo de ayudas en el campo investigativo y académico, brindando una mejor comprensión de los fenómenos fisiológicos tanto en ingeniería como en el campo de la salud, mostrando que ambos están mutuamente ligados.



BIBLIOGRAFIA

ASTON, Richard. Principles of biomedical instrumentation and measurement, Merrill Publishing Company, ede. 1990, Pág. 371-377.

BOLTON, W. Ingeniería de Control, editorial Alfa Omega, 2da. Edición, ede. 2001, Pág.43, 44, 45, 46, 47

BRANSONACK, MacIntyre. Ventilación Mecánica, editorial McGraw-Hill Interamericana Editores. S.A.. 1ra. edición 2002, Pág.6,15,17,30,31,41,42,43

CROMWELL, Leslie; WEIBELL, F.; PFEIFFER, E. A. Biomedical Instrumentation and Measurements, 2nd Edition, Prentice Hall Professional ede. 1980, Pág. 167 182.

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. Principles of Applied Biomedical Instrumentation, New York John Wiley & Sons, ede. 1989, Pág. 880 889.

KEMMERLY, Jack E. Análisis de Circuitos en Ingeniería, editorial McGraw-Hill, 5ta edición 1998, Pág. 138-150.

MOMPIN POBLET, José. Introducción a la Bioingeniería, Barcelona Marcombo Boixareu Editores, ede. 1990. Pág. 97-98, 221-222.

WEST, John B. Fisiología Respiratoria, Editorial Panamericana, 5ta edición 1995,. Pág. 11-14, 80-81.

ZILL Dennis G, Ecuaciones Diferenciales con Aplicaciones de Modelado, editorial Internacional Thonson Editores S.A. 7ª. Edición, ede. 2002, Pág. 25, 26, 27,101, 102.