

# Representación Matemática Teórica de la Presión Muscular al momento de la Inspiración Forzada generada por un Ventilador Mecánico

**Néstor Flórez Luna\***

**Fecha de recepción: Noviembre 1 de 2006 - Fecha de aceptación: Junio 29 de 2007**

<sup>1</sup> Bioingeniero, Universidad Santiago de Cali; Especialista en Bioingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; Miembro del Grupo de Investigación en Instrumentación y Rehabilitación Biomédica de la Universidad Manuela Beltrán, reconocido en categoría C por COLCIENCIAS.

## **RESUMEN**

*El documento presenta un modelo matemático teórico de un circuito eléctrico equivalente al (modelo unicompartmental) del sistema pulmonar, del cual se analiza el comportamiento de la presión muscular al momento de la inspiración forzada ventilatoria generada por un ventilador mecánico, y que permite apreciar mediante simulación como la presión muscular puede afectar considerablemente la complianza o distensibilidad pulmonar.*

*Palabras clave: Presión, ventilador mecánico, volumen pulmonar, distensibilidad pulmonar.*

## **ABSTRACT**

*The document presents a mathematical theoretical model of an electrical circuit equivalent to (unicompartmental model) of the pulmonary system, of which there is analyzed the behavior of the muscular pressure to the moment of the forced ventilatory inspiration generated by a mechanical ventilator, and that it allows to appreciate by means of simulation as like the muscular pressure can affect considerably the pulmonary distensibility.*

*Key Words: Pressure, mechanic ventilator, pulmonary volume, pulmonary distensibility*

## **INTRODUCCIÓN**

**E**l objetivo de este artículo es mostrar mediante simulación, el comportamiento teórico de la presión, muscular al momento de la inspiración forzada. El modo ventilatorio seleccionado es el controlado por presión. Este trabajo permitirá comprender mejor la interacción que ejerce la presión muscular 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.

## CONCEPTOS DE VENTILACIÓN MECÁNICA

### 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.

### 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.

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

- *Volumen* *ml.*
- *Presión* *CmH<sub>2</sub>O.*
- *Flujo* *L/min.*
- *Tiempo* *Seg.*

## CLASIFICACIÓN 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.

Cicladados 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

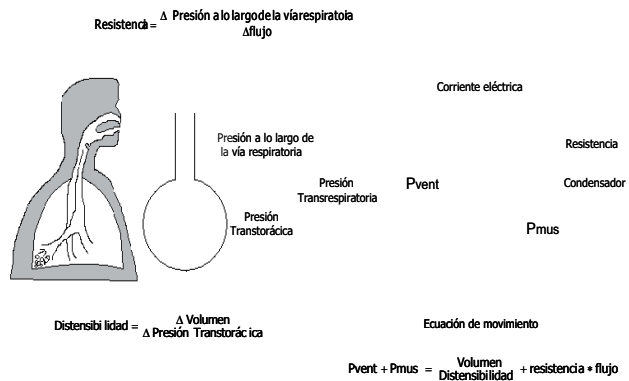
En este tipo de ventiladores el tiempo de inspiración (Ti) y la espiración (Te) son programadas e independientes del volumen o la presión alcanzada, su manejo se lleva a cabo conjuntamente con los controles de flujo y límite de la presión inspiratoria (BRONZINO, 1999).

## MODELO MATEMATICO

### 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 (BRANSON, 2002), como lo indica la Figura 1, 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, dos fuentes de poder o de alimentación, una constituye la presión generada por un ventilador mecánico y otra representa la fuerza que ejerce los músculos al momento de ejercerse una inspiración, la corriente eléctrica representa el flujo de aire (BRONZINO, 1999).

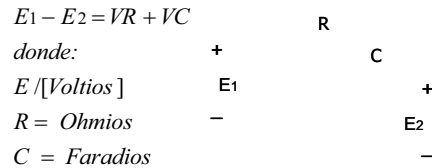
En este modelo, la presión, el volumen y el flujo son variables (funciones del tiempo), mientras que la resistencia y la distensibilidad son constantes, es decir que las características de la resistencia de la vía aérea y la complianza pueden tener valores fijos, y lo que se puede variar como por ejemplo, la presión.



De acuerdo al modelo se suministra una presión (Pvent) 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

**Figura 1 Modelo del aparato respiratorio unicompartmental con su equivalente eléctrico.**

a la carga y descarga de un condensador, la ( $P_{mus}$ ) representa la presión muscular que se presenta al momento de la inspiración, 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 2.



**Figura 2. Circuito RC en serie.**

Con respecto a la representación eléctrica, (GEDDES, 1989; KEMMERLY, 1998; ZILL, 2002; BOLTON, 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 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 2 y de acuerdo a la segunda ley de Kirchhoff, se tiene la ecuación (1) que es:

$$R + \frac{1}{C}q = E_1(t) - E_2(t) \tag{1}$$

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

$$R \frac{q}{dt} + \frac{1}{C}q = E_1(t) - E_2(t) \tag{2}$$

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), menos (la presión muscular) que se genera al momento de presentarse la inspiración ocasionada por la presión que suministra el ventilador mecánico, 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:

$$R \frac{dV_i(t)}{dt} + \frac{1}{C} V_i(t) = P_1(t) - P_2(t) \quad (3)$$

De acuerdo a este se tiene que:

- $(P_{vent})$  Presión de salida del ventilador
- $(P_{mus})$  presión muscular
- $(V_{ins})$  Volumen inspiratorio.
- $C$  Complianza o distensibilidad pulmonar

Al 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; BOLTON, 2001; OHMEDA, 1990), donde las tensiones de entrada son iguales a las tensiones de salida, para lo cual se haya la caída de tensión en (R) y en (C), aplicando la ley de Ohm, y tomando (4), se despeja el volumen inspiratorio, generando la ecuación (5), para obtener la función de transferencia y realizar su modelación.

$$\frac{dV_i}{dt} = \frac{(P_{vent} - P_{mus})t}{R} - \frac{1}{R * C} V_i \quad (4)$$

$$\frac{dV_i}{dt} = \left[ (P_{vent} - P_{mus})t - \frac{1}{C} V_i \right] \frac{1}{R} \quad (5)$$

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

$$C = 0,05 - 1 \text{ L/ cmH}_2\text{O}$$

$$R_i = 3 - 5 \text{ cmH}_2\text{O/L/seg}$$

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

### Simulación

El concepto de presión muscular es importante en vista de que cualquier medición de la mecánica del aparato respiratorio es válida solo si los músculos de la respiración están inactivos. Si el paciente hace un esfuerzo inspiratorio durante la respiración asistida, va a añadir una cantidad no medida de presión a la que genera el ventilador.

De este punto se parte para realizar la simulación del comportamiento de la presión muscular al momento de la inspiración para lo cual se toma el modelo del aparato respiratorio (modelo unicompartmental), como lo indica la Figura 1, simulando el suministro de presión ventilatoria ( $P_{vent}$ ), que equivale a un voltaje en el circuito eléctrico, la ( $P_{mus}$ ) representa otro voltaje, que corresponde a la presión muscular que se presenta al momento de la inspiración, de igual manera (C) es la complianza o distensibilidad pulmonar y (R) la resistencia de la vía aérea.

Con los valores establecidos de las variables ventilatorias y reemplazando en (5) se procede a la simulación en el toolbox simulink de Matlab, como lo indica la Figura 3 se realizan tres simulaciones que permiten observar teóricamente la respuesta de la presión que ejercen los músculos sobre los pulmones ( $P_{mus}$ ), al momento de la inspiración provocado por la ventilación mecánica ( $P_{vent}$ ).

La primera simulación con parámetros normales respiratorios y con una presión muscular casi nula, es decir sin esfuerzo por parte del paciente.

La segunda y tercera simulación con valores diferentes, para el caso en el modelo de la función de transferencia equivale a un sistema de control dinámico como lo indica la Figura 3, en donde la ( $P_{mus}$ ) equivale a la segunda fuente del circuito eléctrico, a esta se le asigna una constante variando sus niveles de presión, que permitirá observar el comportamiento teórico de la presión muscular cuando se ejerce una presión generada por el ventilador mecánico, es decir equiparado a un paciente que hace un esfuerzo inspiratorio durante la respiración asistida, va a añadir una cantidad no medida de presión a la que genera el ventilador. La presión ventilatoria es de 20 cmH<sub>2</sub>O, complianza de 0.05 L/ cmH<sub>2</sub>O y la presión muscular toma tres valores constantes de 1 cmH<sub>2</sub>O, 1,7 cmH<sub>2</sub>O y la última de 5 cmH<sub>2</sub>O, que permiten observar las tres simulaciones.

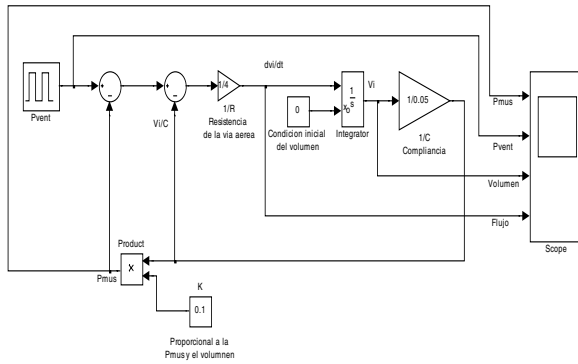
En la simulación se obtienen las curvas de la presión muscular, presión ventilatoria, volumen y por último la curva de flujo. De acuerdo al gráfico de la función de transferencia como lo indica la Figura 3, la presión muscular cuenta con una constante que puede ser modificada para observar el comportamiento que presenta esta curva al igual los cambios que se presentan en las otras variables ventilatorias.

La presión de entrada es la que suministrada por el ventilador mecánico y es representada por un tren de pulsos de onda cuadrada a un tiempo determinado; se obtienen cuatro curvas como lo indica la Figura 4 que corresponden a:

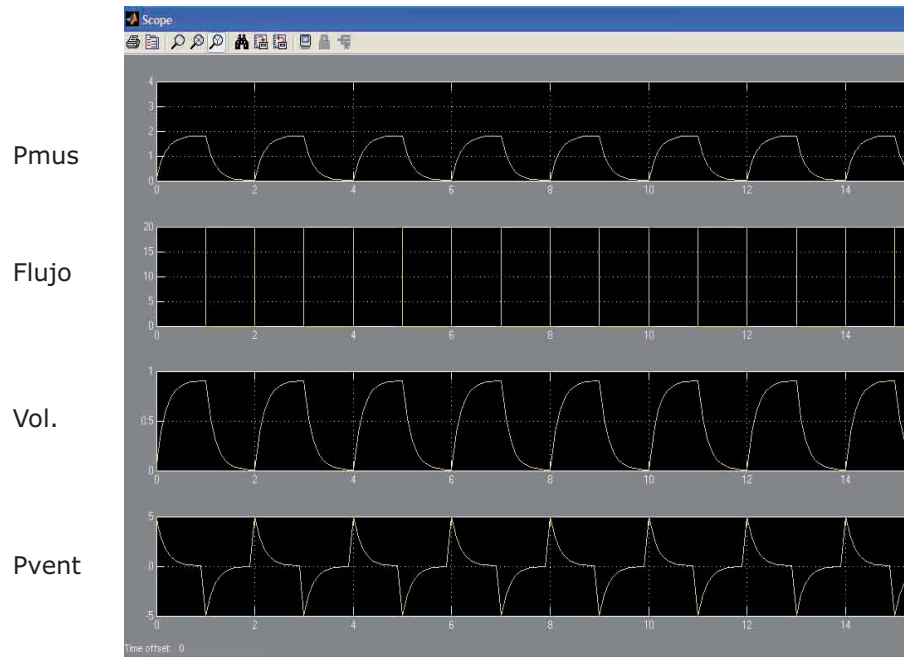
- La primera indica la presión muscular que ocurre con la inspiración.
- La segunda gráfica corresponde a la presión forzada que suministra el ventilador mecánico
- El tercer gráfico muestra la complianza, que es análoga a la carga y descarga de un condensador, y fisiológicamente a la descarga volumétrica con respecto a la entrada de presión ventilatoria forzada como lo indica la Figura.
- La cuarta y última gráfica muestra el comportamiento del flujo.

De acuerdo a la función de transferencia las condiciones iniciales son:

Presión ventilatoria	= 20 cmH <sub>2</sub> O
Presión muscular	= 1 cmH <sub>2</sub> O
Complianza	= 0.015 L/ cmH <sub>2</sub> O
Resistencia de la vía aérea	= 20 cmH <sub>2</sub> O/L/seg



**Figura 3. Modelo de la función de transferencia de (5) que muestra la salida volumétrica y flujo con respecto a la entrada de presión ventiladora positiva**



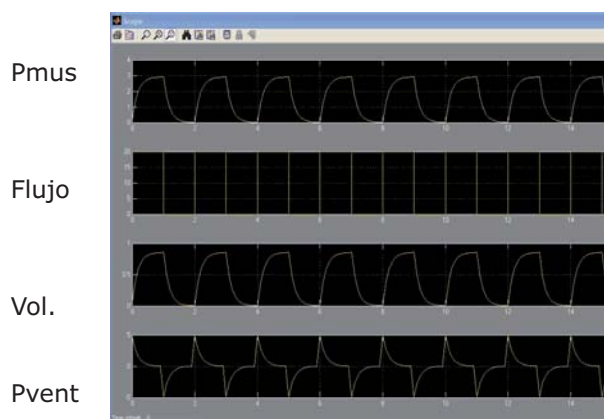
**Figura 4. Curvas obtenidas en la primera simulación**

**1) Primera Simulación:** teniendo en cuenta las condiciones iniciales de una presión muscular de 1cmH<sub>2</sub>O, que equivale a realizar un esfuerzo inspiratorio relativamente bajo cuando se presenta una respiración forzada generada por un ventilador mecánico, como lo indica la Figura 4, las graficas muestran lo siguiente:

- Que al momento de presentarse la inspiración forzada generada por un ventilador mecánico (segunda curva), la presión muscular en teoría es baja, debido a que no se realiza un esfuerzo inspiratorio considerable, el volumen y flujo se mantienen sin cambios.
- En la primera grafica la presión muscular presenta una presión baja de 2 cmH<sub>2</sub>O al momento de la inspiración, indicando que el esfuerzo muscular o presión ejercida por los músculos al momento de la ventilación es baja, debido a la condición inicial de 1cmH<sub>2</sub>O.
- La segunda grafica corresponde a la presión forzada que suministra el ventilador mecánico que es de 20 cmH<sub>2</sub>O.
- El tercer grafico muestra al volumen con un valor de 1L/ cmH<sub>2</sub>O con respecto a la entrada de presión ventilatoria forzada.
- La cuarta y ultima grafica muestra el comportamiento del flujo.

**2) Segunda Simulación:** esta consiste en asignar un valor de 1,7 cmH<sub>2</sub>O más alto de la presión muscular de acuerdo al modelo de la función de transferencia se tiene como lo indican las graficas de la Figura 5, lo siguiente:

- La presión muscular aumenta con respecto a la primera simulación a 3 cmH<sub>2</sub>O, debido a que en teoría, se hace un esfuerzo inspiratorio por parte del paciente añadiendo una presión a la que genera el ventilador, que es de 20 cmH<sub>2</sub>O con un tiempo de 2Seg.,.
- La presión ventilatoria, se mantiene.
- El volumen baja un poco con respecto a la primera simulación debido al esfuerzo muscular en la inspiración forzada indica que los músculos pulmonares pueden ejercer una mayor presión al momento de presentarse la expansión pulmonar.

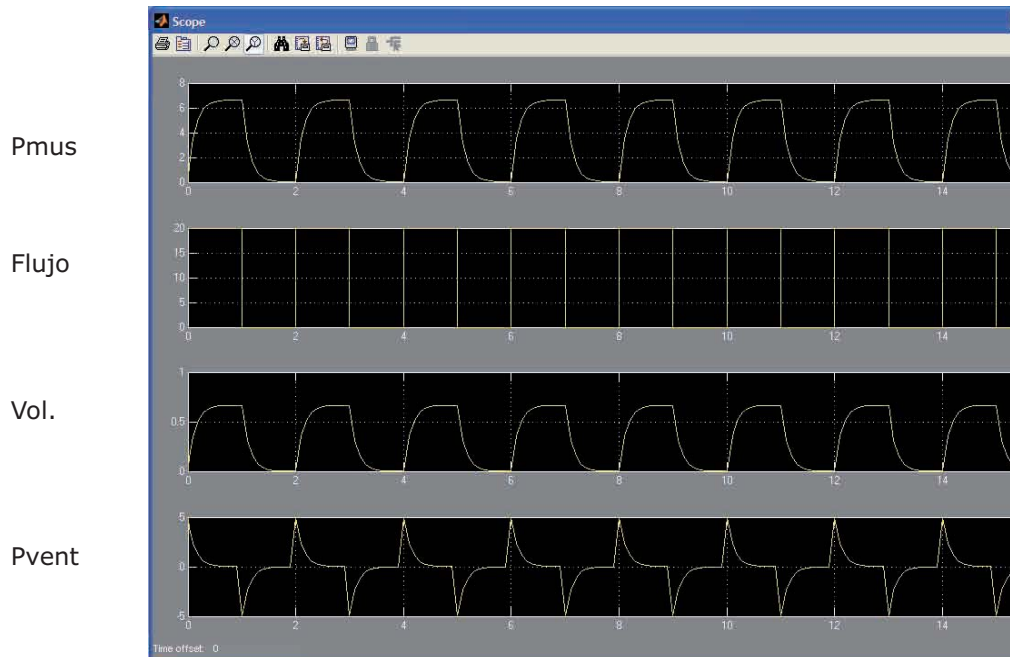


**Figura 5. Curvas obtenidas en la segunda simulación**



**3) Tercera Simulación:** en esta el valor de la constante de la presión muscular es aumentada a 5 cmH<sub>2</sub>O, y con respecto a la Figura 6, se tiene:

- La presión muscular aumenta con respecto a la primera y segunda simulación a 7 cmH<sub>2</sub>O, debido a que en teoría, se hace un gran esfuerzo inspiratorio por parte del paciente añadiendo una mayor presión a la generada por el ventilador.
- La presión ventilatoria se mantiene.
- El volumen baja considerablemente con respecto a la primera y segunda simulación debido a que teóricamente hay un gran esfuerzo muscular en la inspiración forzada, indica que los músculos pulmonares ejercen una mayor presión limitando la distensibilidad y el volumen pulmonar.



**Figura 6. Curvas obtenidas en la tercera simulación**

## CONCLUSIONES

La modelación matemática teórica, realizada con la tecnología informática, permite recrear el comportamiento de sistemas fisiológicos acudiendo a software de simulación que aportan ayudas en investigación y academia, y permiten comprender mejor los fenómenos fisiológicos representados de forma análoga en modelos de ingeniería que convergen en la interpretación del comportamiento y funcionamiento de un sistema determinado.

**BIBLIOGRAFÍA**

- Aston. Richard, Principles of biomedical instrumentation and measurement, Merrill Publishing Company, Ede. 1990, Pág. 371-377.
- Dennis, G. Zill, Ecuaciones Diferenciales con Aplicaciones de Modelado, editorial Internacional Thonson Editores S.A. 7ª. Edición, ede. 2002, Pág. 25, 26, 27,101, 102.
- Jack, E. Kemmerly, Análisis de Circuitos en Ingeniería, editorial McGraw Hill, 5ta edición 1998, . Pág. 138-150.
- John B. West, Fisiología Respiratoria, Editorial Panamericana, 5ta edición 1995,. Pág. 11-14, 80-81.
- José Mompín Poblet, Introducción a la Bioingeniería, Barcelona Marcombo Boixareu Editores, ede. 1990. Pág. 97-98, 221-222.
- Joseph ,D. Bronzino, Biomedical Engineering HandBook, Editorial IEEE-PRESS. Segunda Edición, Cap. 74, Respiration.
- Joseph ,D. Bronzino, Biomedical Engineering HandBook, Editorial IEEE-PRESS. Segunda Edición, 1999. Cap. 82, Mechanical Ventilation.
- L. A. Geddes, L. E. Baker, Principles of Applied Biomedical Instrumentation, New York John Wiley & Sons, ede. 1989, Pag. 880 -889.
- Leslie. Cromwell, F. Weibell, E. A. Pfeiffer, Biomedical Instrumentation and Measurements, 2nd Edition, Prentice Hall Professional ede. 1980, Pág. 167 – 182.
- MacIntyre. Branson, Ventilación Mecánica, editorial McGraw-Hill Interamericana Editores. S.A.. 1ra. edición 2002,. Pág.6,15,17,30,31,41,42,43
- Manual Ventilador Mecánico para Anestesia, OHMEDA 7000.Ohmeda Madison, Wisconsin, Impreso 1990.
- W. Bolton, Ingeniería de Control, editorial Alfa Omega, 2da. Edición, Ede. 2001, Pág.43, 44, 45, 46, 47