MODELADO DE CONTROLADOR RESPIRATORIO A TRAVES DE LA HERRAMIENTA SIMULINK DE MATLAB

Sergio Velásquez[1], Ronny Velásquez[2] ,Miguel Leyton[1], José Borjas[1], Ángel Custodio[1]
[1] Dpto. de Ingeniería Electrónica, UNEXPO Vicerrectorado Puerto Ordaz
[2] Dpto. de Ingeniería Metalúrgica, UNEXPO Vicerrectorado Puerto Ordaz
(Recibido septiembre 2012, Aceptado noviembre 2012)
sergiovelasquezg@gmail.com

Resumen: Este artículo presenta el modelado y simulación de la respuesta respiratoria de un sistema. El modelo matemático de la biomédica respiratoria durante ventilación a través del intercambio de gases presentado, hace posible simular la ventilación controlada por volumen, permitiendo la determinación de los parámetros concernientes al sistema, obteniéndose los valores correspondientes al Volumen y al respuesta de intercambio de Gases Este modelo mostro la capacidad de variar y reproducir la respuesta ante cambios en el volumen inspirado y la frecuencia respiratoria con pequeños cambios en el flujo de aire de entrada. Las simulaciones permiten conocer con mayor exactitud los cambios fisiológicos y sus repercusiones cuando algunos de los parámetros son modificados El resultado total sugiere que este modelo pueda ser usado para mejorar el diseño de sistema de control de la ventilación de un determinado intercambiador de gases.

Palabras clave*:* Intercambiador de Gases/ Biomedicina/ Regulación Respiratoria/ Modelos Fisiológicos/ Control

RESPIRATORY CONTROLLER MODELING THROUGH TO MATLAB-SIMULINK

Abstract: This paper presents the modeling and simulation of the respiratory response of a system. The mathematical model of the biomedical breathing during ventilation through the exchange of gases presented makes it possible to simulate the volume-controlled ventilation, allowing the determination of the parameters concerning the system, obtaining the values for volume and gas exchange response of this model showed the capacity to modify and reproduce the response to changes in inspired volume and respiratory rate with small changes in the flow of incoming air. The simulations allow us to know more accurately the physiological changes and their impact when some parameters are changed The overall result suggests that this model can be used to improve the design of control system of a given ventilation gas exchanger.

Keywords: Gas Exchanger/ Biomedicine/ Respiratory Regulation/ Physiological Models/ Control.

I. INTRODUCCION

En el s*er humano*, la inspiración o inhalación y la espiración o exhalación del aire hacia y desde los pulmones, habitualmente ocurre a través de la nariz donde son atrapadas partículas extrañas y polvo, además el aire es humedecido y calentado. El aire entra a los pulmones a través de la tráquea y avanza desde allí hasta una red de túbulos cada vez más pequeños, los bronquios y bronquiolos, que terminan en pequeños sacos aéreos, los alvéolos. El intercambio gaseoso tiene lugar realmente a través de las paredes alveolares.

El aire entra y sale de los pulmones como resultado de cambios en la presión pulmonar que, a su vez, resultan de cambios en el tamaño de la cavidad torácica.

La Rehabilitación pulmonar es un programa para personas con enfermedades pulmonares crónicas como la enfisema, bronquitis crónica, asma, bronquiectasia y enfermedad intersticial pulmonar. La mayoría de los programas de rehabilitación pulmonar incluyen control médico, educación, apoyo emocional, ejercicio, re-entrenamiento respiratorio y terapia de nutrición. El propósito de la rehabilitación pulmonar es ayudar a las personas a vivir una vida completa y satisfactoria y a recuperarse de manera que puedan funcionar al nivel más alto posible de sus capacidades, es común encontrar hoy en día una serie de aparatos muy novedosos los cuales, a grandes rasgos, simulan el comportamientos de los pulmones, estos son llamados intercambiadores de gases.

El intercambiador de gases de componentes implica una combinación de muchos procesos que tienen lugar en los pulmones, el sistema vascular, y los tejidos corporales. Sin embargo, como una primera aproximación y como planta que cubre los sufrientes aspectos para este trabajo, vamos a restringir nuestra atención sólo a intercambio de gases se producen en los pulmones.

No es objetivo del artículo presentar estrategias nuevas de control, sobre las vías respiratorias sino inducir al lector a los posibles problemas desde un punto de vista de control automático, teniendo en mente una futura implementación experimental de estos modelos y algoritmos mostrados.

II. DESARROLLO

1. Características de Funcionamiento del Intercambiador de Gas

Las características de funcionamiento del intercambiador de gas son obtenidas al derivar las ecuaciones de balance de masa de CO_2 y O_2. Se inicia teniendo en cuenta el intercambio de CO_2,

Se supone que la tasa metabólica de producción de CO_2 es $VC0_2$, lo que es la velocidad a la que el CO_2 se entrega a la a los pulmones de la sangre que se irriga en la circulación pulmonar.

El aire entra y sale de los pulmones como resultado de cambios en la presión pulmonar que, a su vez, resultan de cambios en el tamaño de la cavidad torácica.

a) El aire entra a través de la nariz o de la boca y pasa a la faringe, entra en la laringe y sigue hacia abajo por la tráquea, bronquios y bronquiolos hasta los alvéolos de los pulmones.

b) Los alvéolos, de los que hay aproximadamente 300 millones en un par de pulmones, son los sitios de intercambio gaseoso.

c) El oxígeno y el dióxido de carbono difunden a través de la pared de los alvéolos y de los capilares sanguíneos. [1]

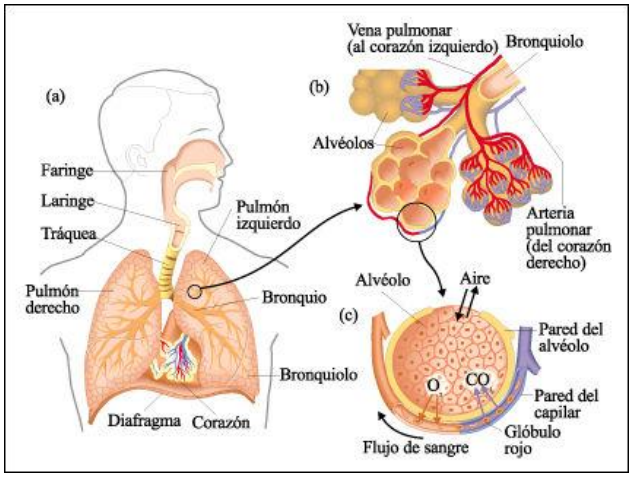

Figura 1. Flujo de aire en el proceso de respiración

La eficacia del intercambio pulmonar de gases depende de:

1. Ventilación alveolar (Es la renovación periódica del gas alveolar).
2. Difusión alveolo – capilar (Implica el movimiento de las moléculas de O2 y CO2 entre el gas alveolar y la luz capilar.
3. Perfusión capilar Es el pasaje continuo de sangre a través de la circulación capilar pulmonar.
4. Relación ventilación / Perfusión La eficacia del intercambio gaseoso es máxima cuando dicha relación equivale a la unidad.

Además también depende de:

• Control de la ventilación (Adecuación al consumo de O_2 y a la producción de CO_2.

• Sistema de transporte de O_2 el cual depende de 2 factores:

-Contenido arterial de O_2.[2]

-Gasto cardíaco.

El funcionamiento de un intercambiador de gases genérico se muestra en las Figuras 2 y 3

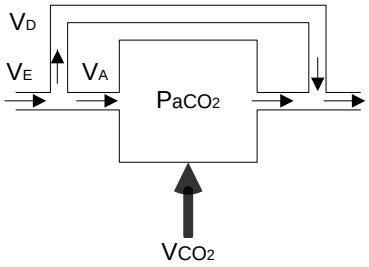

Figura 2. Funcionamiento del intercambiador de gas V_{CO_2}

En el estado estacionario, este debe ser igual al flujo neto de CO_2 en fase gaseosa a los pulmones. Este último es igual a la diferencia en la fracción volumétrica (o concentración) de CO_2 en el aire que entra (F_{ICO_2}) y (F_{ACO_2}) los alvéolos multiplicado por la ventilación alveolar, V_A.

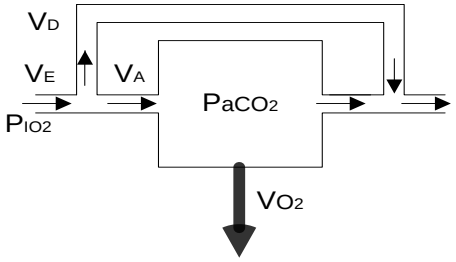

Figura 3. Funcionamiento del intercambiador de gas V_{o_2}

1.2 Mecánica Ventilatoria

Consta de dos simples partes:

Inspiración. Se da por contracción activa del diafragma y los músculos intercostales. El volumen de la caja torácica aumenta, la presión alveolar se hace menor a la atmosférica (más negativa) lo que provoca la entrada de aire a los pulmones.

Espiración. Se da por relajación de los músculos inspiratorios y por las propiedades elásticas del parénquima pulmonar.

La mecánica ventilatoria es explicada gráficamente en la Figura 4 de manera sencilla, el CO_2 se muestra en flechas blancas y el O_2 en flechas coloreadas.

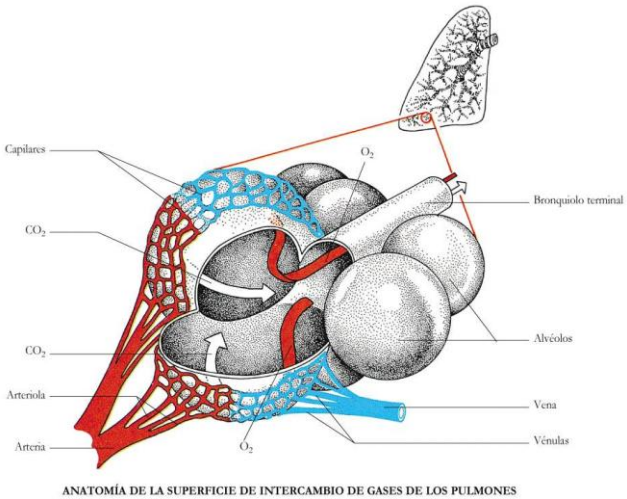

Figura 4. Mecánica ventilatoria

1.3 Ventilación por Minuto

Con 15 inspiraciones por minuto de 500 ml de aire tenemos una ventilación de 7500 ml por min.
Pero, ya que el volumen de aire que ventila el espacio muerto anatómico (150 ml) no participa en el intercambio de gases la ventilación efectiva o alveolar equivale a:

$$5000\ ml/min. \rightarrow \square\ O\ sea\ldots\ (500\ ml - 150\ ml)\ x\ 15$$

Además la Ventilación pulmonar es un proceso de respiración puede dividirse en 4 etapas:

1. Ventilación pulmonar (Es el movimiento de entrada y salida del aire).
2. Difusión de CO2 y O2 entre la atmósfera y los alvéolos.
3. Transporte de O2 y CO2 en sangre.
4. Regulación de la respiración y otros aspectos.

El pulmón flota en la cavidad torácica, ya que no tiene medios de fijación, excepto en la zona hiliar, a su vez, está rodeado por el líquido pleural que lubrica sus movimientos [3].

La ventilación alveolar representa la porción de la ventilación total V_E, que en realidad participa en el proceso de intercambio de gas. Parte de V_E se "desperdicia" en ventilar el gas no-intercambiado de las vías respiratorias en los pulmones; este flujo se conoce como "ventilación del espacio muerto", V_o. Por lo tanto, tenemos en la ecuación 1

$$V_A = V_E - V_D \qquad \text{Ec. 1.}$$

En el balance de masas de CO_2

$$V_{CO_2} = kV_A(F_{ACO_2} -)F_{ICO_2} \qquad \text{Ec. 2.}$$

En las ecuaciones anteriores, los caudales de ventilación se mide generalmente en unidades BTPS (*(body temperature pressure saturated*), la tasa de producción metabólica del CO_2 se expresa generalmente en unidades STPD (*standard temperature pressure dry* es decir, a 273K y Hg 760nun). La constante k permite que los volúmenes y flujos medidos en unidades BTPS para ser convertidos en unidades de STPD.
Esta conversión se logra mediante el uso de la ecuación de gas ideal mostrada en la ecuación 3:

$$\frac{V_{STPD}760}{273} = \frac{V_{BTPS}(P_B - 47)}{310} \qquad \text{Ec. 3.}$$

La ecuación anterior asume la temperatura del cuerpo va ser 37 ° C o 310ºK y una presión de vapor saturado de agua parcial de 47 mmHg a esa temperatura.

P_B representa la presión barométrica en las que el proceso de intercambio gaseoso se lleva a cabo, a nivel del mar, esto es 760 mmHg, pero el valor disminuye con el ascenso a gran altura. Al reordenarla ecuación, se obtiene la siguiente expresión para k mostrada en la ecuación 4:

$$k = \frac{V_{STPD}}{V_{BTPS}} = \frac{(P_B - 47)}{863} \qquad \text{Ec. 4.}$$

Las fracciones volumétricas $F_{ICO_2}\ y\ F_{ACO_2}$ pueden ser convertidas en sus correspondientes Presiones parciales $P_{ICO_2}\ y\ P_{ACO_2}$ a través de la ley de Dalton

$$P_{ICO_2} = F_{ICO_2}(P_B - 47) \qquad \text{Ec. 5.}$$

$$y\ P_{ACO_2} = F_{ACO_2}(P_B - 47) \qquad \text{Ec. 6.}$$

1.4 Controlador Respiratorio

El controlador respiratorio es un dispositivo que incluye quimiorreceptores, los circuitos neuronales en el cerebro bajo inciden o participan en la generación del ritmo respiratorio así como el manejo neural para respirar, y el control de los músculos respiratorios.

La respuesta de controladores de CO_2 ha sido mostrada en muchos textos y páginas web a los largo de la red, por lo general son lineales dentro del rango fisiológico.

Ante la falta de vigilancia, como por ejemplo durante el sueño, el control de salida cae rápidamente a cero (es decir, la apnea central tiene lugar) cuando P_{aCO_2} disminuye ligeramente por debajo de niveles normales de reposo estando despierto. La exposición a la hipoxia (es decir, cuando P_{aO_2} disminuye por debajo de 100 mmHg) conduce a un aumento en la inclinación de respuesta de CO_2, así como el control de salida ventilatorio. Por lo tanto, existe una fuerte interacción entre el CO_2 y O_2 a nivel del controlador [3].

III. RESULTADOS Y DISCUSION

Modelos Propuestos

Cunningham en 1974 ha modelado la salida del controlador ventilatorio (Vc) como la suma de una parte 0_2-independiente y un término en el que hay una interacción multiplicativa entre la hipoxia y hipercapnia:

$$V_C = \left(1.46 + \frac{32}{P_{aO_2} - 38.6}\right)(P_{aO_2} - 37), P_{aO_2} > 37 \qquad \text{Ec. 7.}$$
$$= 0 \quad , P_{aO_2} \leq 37$$

Teniéndose en cuenta que la expresión anterior se convierte en cada vez menos válido cada vez que P_{aO_2} se aproxima al valor asintótico de 38,6, en el caso que Vc se convertiría en lo infinitamente grande. Entre las precauciones que tienen que ser tomadas para asegurar que P_{aO_2} no caiga por debajo de un intervalo fisiológicamente realista [4-5]

A continuación se muestra el intercambiador de gases implementado, en azul el subsistema encargado del intercambio CO_2 - O_2

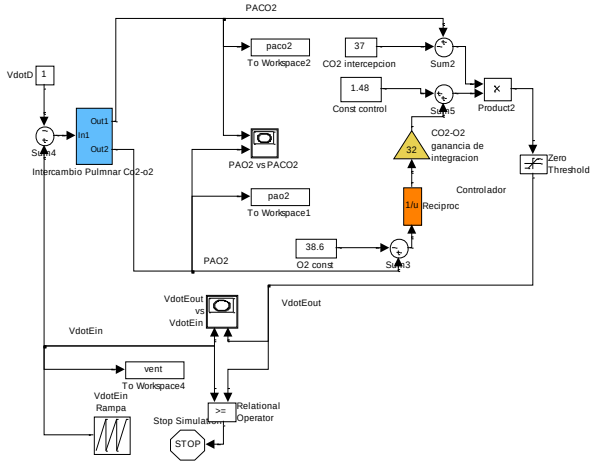

Figura 5. Modelo de Intercambiador de Gases implementado en simulink

A continuación se muestra el detalle del subsistema de intercambio de CO_2-O_2

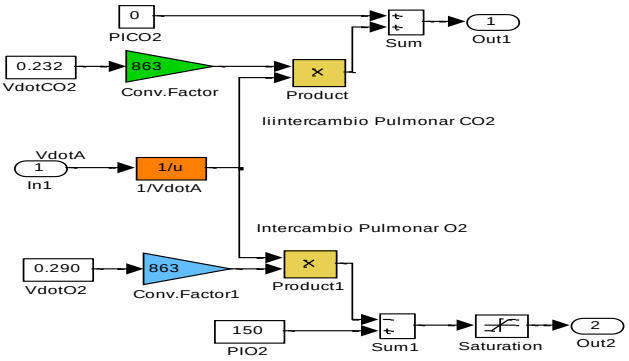

Figura 6. Modelo de Intercambiador de Gases. Subsistema de intercambio de CO_2-O_2

Básicamente, el modelo simula el sistema de "circuito cerrado" en el "modo de lazo abierto." Un bloque repite la secuencia (con la etiqueta "entrada VdotEin") se utiliza para generar una secuencia linealmente creciente de los valores de V_E. Cada valor de V_E se introduce en la ecuación 77 de manera que correspondan los valores que se generan a P_{aCO_2} y P_{aO_2}. Cada par de valores P_{aCO_2} y P_{aO_2} se utilizan luego para generar la salida correspondiente controlador de ventilación, V_C (con la etiqueta "VdotEout").

El inicialmente bajo los valores de V_E podría producir un P_{aCO_2} y los niveles i los niveles de un bajo P_{aO_2}, podrían actuar en la producción controlada de valores de Vc altos.

Sin embargo, a medida que aumenta V_E, los niveles de químicos en unidad disminuiría, en cambio, la disminución de Vc:

El punto de equilibrio en estado estacionario se establece en esa combinación de P_{aCO_2} y P_{aO_2} dos valores donde el nivel de V_E se vuelve igual a Vc.

Los resultados de dos simulaciones Simulink son mostrados en la Figura siguiente. En el primer caso (Figura 7), P_{iO_2} se fija igual a 150 mmHg (es decir, generalmente 21 ° ambiente) mientras P_{ICO_2} se fija igual a cero. Debido al valor de VE inicialmente bajo, P_{ICO_2} y P_{IO_2} son inicialmente (aprox. 67 y aprox 65) mmHg, respectivamente, mientras que Vc es mayor que $20 Lmin^{-1}$

Como VE se incrementa, disminuye P_{aCO_2} mientras P_{aO_2} sube. La simulación se termina cuando se vuelve igual a Vc a V_E Esto ocurre a $V_E = V_C = 6 Lmin^{-I}, P_{ACO_2} = 40\ mm\ Hg$ y $P_{AO_2} = 100\ mmHg$.

En el caso (b), se simula una mezcla de inhalación de gas que contiene sólo 15% de O_2 o, equivalentemente, un paso ascendente a una altitud de 8500ft. Así, P_{IO_2} se fija igual a 107mmHg mientras que P_{ICO_2} se deja en cero.

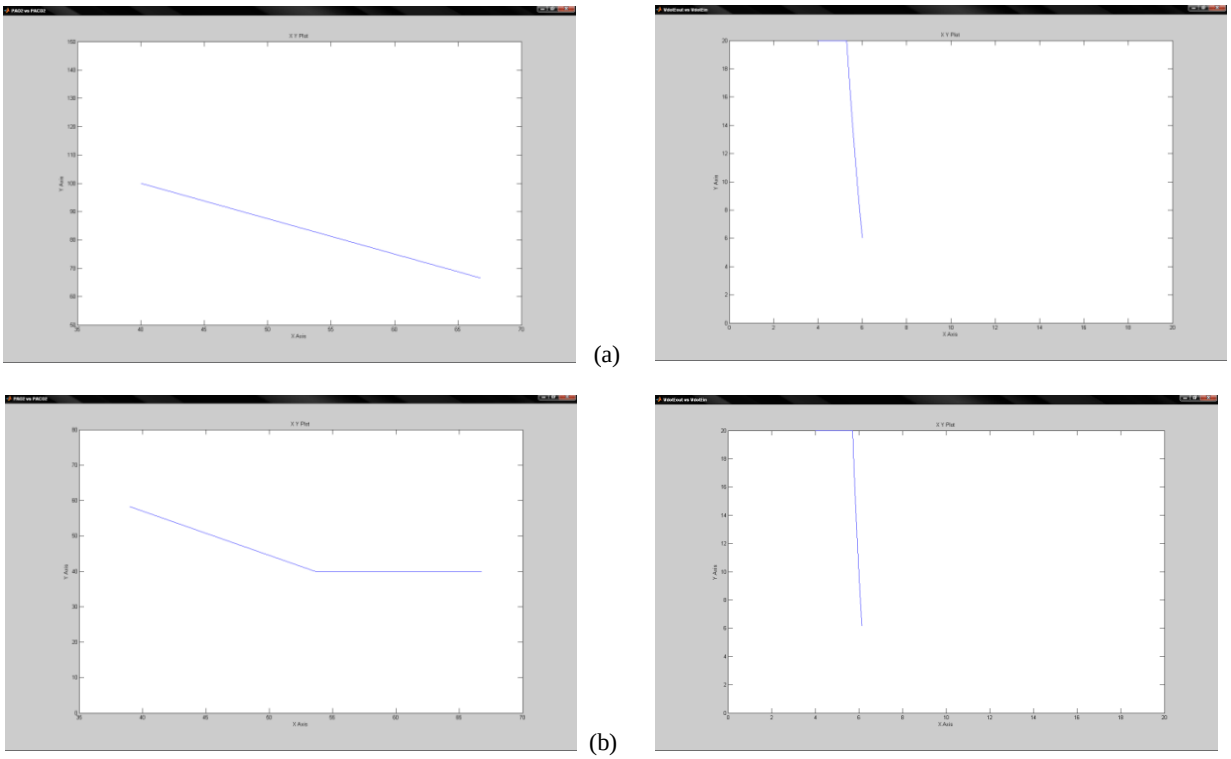

Figura 7. Resultados de dos simulaciones Simulink

IV. CONCLUSIONES

1. 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.

2. El modelado matemático obtenido mostró ser válido para simular la respuesta respiratoria.
3. El modelo permite conocer los cambios fisiológicos y sus repercusiones cuando los parámetros del ventilador son modificados.
4. El presente modelo se realizó con la limitación de que sólo predice la conducta de sistemas que cumplan con los criterios de inclusión en el trabajo (adultos, sin patología pulmonar subyacente.

V. REFERENCIAS

1. Camacho E.F. y Bordona C. (1999). *Model Predictive Control*, Springer Verlag London Limited.
2. Caminal P. (2004). *La Ingeniería de Sistemas y Automática en la Bioingeniería*. UPC Universidad Politécnica de Cataluña. España
3. Cunningham, DJ.C. (1974) *Integrative aspects of the regulation of breathing: A personal view.* [ed.] J.G. Widdicombe. 2. Baltimore : University Park Press. Vol. 2, pp.. 303-369.
4. Best y Taylor (1986). *Bases Fisiológicas de la Práctica Médica*. Editorial Panamericana. Buenos Aires Decimo Primera Edición. Vol. 16, pp. 379 – 382.
5. Bronzino Joseph (1995. *Principles of engineer biomedical*. New York, CPR Press.