Monitoreo y medida relativa de la resistencia al flujo aéreo en las vías respiratorias

Bruno Eduardo Serra Laborde, *Estudiante, IIE - FIng*
Junio 2014 - Seminario de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ingeniería, UdelaR

***Resumen*—El presente artículo tiene como objetivo presentar un sistema de monitoreo y medida relativa de la resistencia pulmonar. El objetivo principal es recopilar y utilizar métodos no invasivos con los que se puedan medir los parámetros necesarios para cuantificar la resistencia a la entrada de aire en el cuerpo. Se trata de desarrollar un sistema portátil capaz de generar una medida inicial y llevar un seguimiento relativo a la misma en individuos con problemas respiratorios. El sistema propuesto se conforma de un neumotacógrafo y una faja que medirá una presión relativa sobre la cual se referenciará la variación de presión. A partir de esto se hallará la resistencia y complacencia de las vías respiratorias. Este método genera la posibilidad de tener fácil acceso a un diagnóstico y seguimiento en tratamientos de corto plazo.**

I. Introducción

LAS medidas respiratorias y ventilatorias se han desarrollado en el correr de los años como un método de tratamiento, seguimiento, asistencia y monitoreo de pacientes con eventuales problemas respiratorios. La medicina en el deporte y las consecuencias del trabajo aeróbico, ventilación asistida y monitoreo a pacientes con graves problemas respiratorios, son algunas de las aplicaciones de esta área perteneciente a la ingeniería biomédica. A partir de enfermedades como el asma [1], surge la idea de desarrollar de un sistema portátil y de fácil acceso con el que sea posible realizar un seguimiento mediante medidas relativas de la resistencia pulmonar. Este sería un buen método para monitorear la evolución de un determinado paciente con problemas asociados a la respiración y dificultad de entrada de aire a los pulmones.

II. Problema a resolver

El problema central consiste en encontrar un método *no* invasivo [2] de medir la resistencia a la entrada de aire a los pulmones. Si bien existen varios métodos y estudios sobre este tema, la idea de este artículo es encontrar la manera de generar un instrumento portátil y accesible que genere medidas de dicha resistencia. En primer instancia se debe generar una primer medida y posteriormente, realizar medidas periódicas relativas con el fin de diagnosticar la evolución del individuo con respecto al punto de partida. Por ejemplo, una persona que tiene problemas de asma [1] y se le receta un inhalador para mejorar el cuadro que presenta. El individuo va a comenzar con el tratamiento y sería bueno que a pesar de auto-generar un diagnostico mediante la propia mejoría que el mismo pueda sentir, tener un registro de medidas de una eventual evolución en las vías respiratorias. Este es un caso análogo a tomarse la presión en una farmacia. Un método accesible y de fácil uso, donde uno mismo pueda saber en que estado se encuentra. La solución mecánica al problema y el desarrollo de este método, consiste en investigar y recopilar instrumentos de medida capaces de censar los parámetros requeridos de presión y flujo de aire. El desafío máximo es generar un conjunto no invasivo capaz de generar una medida en tiempo real.

Bruno Serra Laborde, estudiante de Ingeniería Eléctrica perfil electrónica en la Facultad de Ingeniería, Universidad de la República, Montevideo, MO, Uruguay e-mail: brunoeserra@gmail.com

Tutores: Franco Simini y Luciana Urruty de la Faculdad de Ingeniería, Universidad de la República, Uruguay.

III. Ventilación pulmonar

La ventilación pulmonar es el proceso funcional de intercambio de gas entre el entorno del individuo y los alveolos pulmonares. Este proceso puede ser activo o pasivo según que el modo ventilatorio sea espontáneo, cuando se realiza por la actividad de los músculos respiratorios del individuo, o mecánico cuando el proceso de ventilación es asistido por la acción de un mecanismo externo. El nivel de ventilación está regulado desde el centro respiratorio en función de las necesidades metabólicas, del estado gaseoso y el equilibrio ácido-base de la sangre y de las condiciones mecánicas del conjunto pulmón-caja torácica. El objetivo de la ventilación pulmonar es transportar el oxígeno hasta el espacio alveolar para que se produzca el intercambio con el espacio capilar pulmonar y evacuar el CO2 producido a nivel metabólico. Las propiedades mecánicas del pulmón, órgano principal para la ventilación, se caracterizan por la elasticidad, viscosidad, tensión superficial e histéresis. En primer lugar la elasticidad depende de las propiedades elásticas de las estructuras del sistema respiratorio. Por definición es la propiedad de un cuerpo a volver a la posición inicial después de haber sido deformado. En el sistema respiratorio se cuantifica como el cambio de presión en relación al cambio de presión. La viscosidad depende de la fricción interna de un medio fluido, es decir entre el tejido pulmonar y el gas que circula por las vías aéreas. Lo fundamental es cuantificar el cambio de presión en relación al flujo aéreo. La tensión superficial, está producida por las fuerzas cohesivas de las moléculas en la superficie del fluido y de la capa de la superficie alveolar. Estas fuerzas dependen de la curvatura de la superficie del fluido y de su composición. Por último, la histéresis es el fenómeno por el que el efecto de una fuerza persiste más de lo que dura la misma fuerza.

IV. Antecedentes

El desarrollo de métodos para medir, documentar y controlar parámetros de la mecánica ventilatoria, dentro del marco local y de interés de este articulo, tuvo su puesta en marcha con el proyecto *MECVENT* [3] en el año 1987. Este es un sistema para la determinación de parámetros de la mecánica ventilatoria en recién nacidos, evaluar cambios y ventilación asistida. Ver fig. 1.

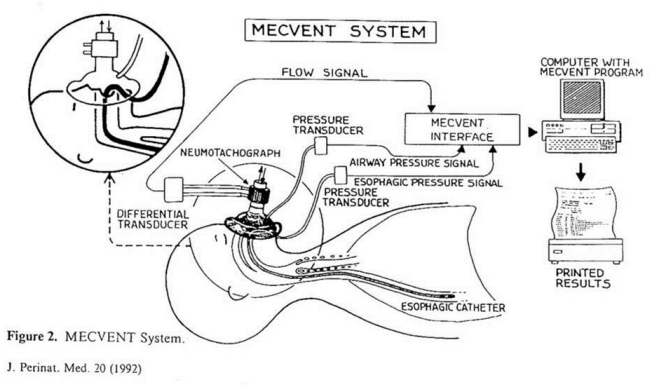

Figura 1: Diagrama MECVENT

En el año 2001 se desarrolló *MONICLI* [4],Monitor No Invasivo Clínico para CTI, siendo una herramienta de monitoreo no invasivo basada en PC, que integra el registro de diferentes señales permitiendo la visualización actualizada de parámetros de interés para el clínico, así como su almacenamiento y su análisis posterior. Entre ellos se realiza la adquisición de: presión de la vía aérea, flujo respiratorio, presión esofágica, electromiografía, movimiento de la respiración toráxica, movimiento de la respiración abdominal a través de una tarjeta de adquisición LabViewRT y oximetría de pulso a través del puerto serie COM2.

Por otra parte, en año 2003 se desarrolló *PREMAX* [5], equipo de medida de la presión respiratoria máxima. Consiste en la evaluación de la función muscular respiratoria para el diagnóstico y seguimiento de algunos pacientes afectados por patología neuromuscular, en pacientes en terapia intensiva y en los enfermos respiratorios crónicos. Todos estos proyectos realizados son un gran punto de partida para el desarrollo de monitor portátil y accesible para realizar un seguimiento sencillo de la situación pulmonar de cualquier individuo.

V. Modelo

Para comenzar con un desarrollo preciso del sistema respiratorio, el mismo se puede modelar electricamente como un circuito RC. R representa la resistencia de las vías aéreas y C la complacencia pulmonar. Luego el flujo aéreo F_A y la diferencia de presión ΔP son análogos a la corriente y voltaje en el modelo eléctrico. Ver fig. 2.

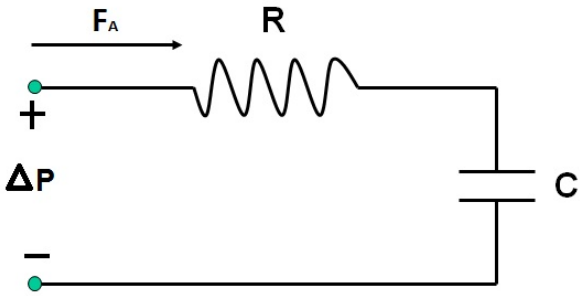

Figura 2: Modelo eléctrico

El sistema queda matemáticamente representado por:

$$P = Z(w)F_A(w)$$

Siendo P la presión de vía aérea, Z(w) la impedancia total y F_A(w) el flujo aéreo.

VI. Instrumentos y medidas

Las principales medidas efectuadas para realizar un análisis de la mecánica ventilatoria de un individuo se basa en presiones, flujos de aire y volúmenes. A partir de los mismos se puede modelar el comportamiento y realizar un seguimiento relativo sobre un paciente.

Concluyendo, las principales variables de interés para el análisis del sistema son: el flujo de aire, la variación de presión interna y volumen de gas.

VI-A. Volumen pulmonar

El volumen pulmonar refiere al gas que entra a los pulmones. Como se ve en la fig. 3 su comportamiento es tal que el tiempo de inspiración es menor al de espiración. Es la integral del flujo aéreo que ingresa a los mismos.

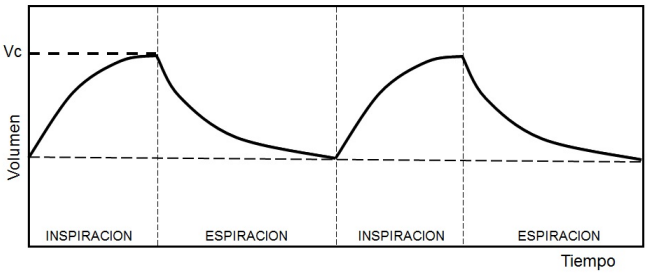

Figura 3: Volumen en función del tiempo de inspiración/espiración

Si bien es un punto de monitoreo esencial, el artículo pretende enfocarse en la resistencia a la entrada de aire en las vías respiratorias. Existen varios métodos para medir el volumen, ya sea directamente integrando en el tiempo al flujo aéreo, o mas modernos y no invasivos como el medidor de fibra de rejilla [6].

VI-B. Flujo aéreo

- Neumotacógrafo

Este es un dispositivo robusto capaz de medir el Flujo respiratorio y con una baja impedancia respecto al mismo. Se basa en medir la diferencia de presión provocada por una resistencia al flujo conocida y constante (espirómetro).

VI-C. Presión

Este es el parámetro más difícil de medir. Si bien existen métodos para conocer la diferencia de presión entre la boca y la esofágica, estos son invasivos. Siendo que el objetivo del artículo es presentar un método no invasivo de medida, se analizaran otras formas posibles de llegar a este valor.

La búsqueda de artículos relacionados con este tipo de mediciones se hizo compleja. Palabras claves como: pressure measurement, respiratory pressure, air flow, entre otras, han sido los puntos de partida para recopilar información al respecto. Si bien las medidas para diagnosticar el estado de las vías respiratorias son moneda corriente en el área de la ingeniería biomédica, la mayoría de los métodos no invasivos se refieren a medidas de flujo aéreo y por consiguiente volumen pulmonar (realción diferencial entre ellos) [7]. Esto ratifica que no es trivial encontrar un método no invasivo de medida de la diferencia de presión intrapulmonar.

Se pueden encontrar medidas de presión en aplicaciones médicas como la estimación de la presión intra-abdominal a partir de la presión en la vejiga [8] con una laparoscopía. Se estudió que existe una correlación entre la presión intravesical y la IAP (intra-abdominal pressure) [8]. Si bien los estudios realizados fueron escasos se logró confirmar dicho vínculo. Investigando entre variados volúmenes de la vejiga se llegó a la conclusión de que la presión intravesicular se aproxima mucho a IAP. La instalación de 50 ml de líquido en la vejiga mejora la precisión de la presión intravesical en la medición de IAP elevadas. Suena extraño resaltar este método ya que la laparoscopía es mínimamente invasiva mientras la solución buscada es no invasiva.
La caracteristica a rescatar del mecanismo anteriormente presentado es como obtener y estimar mediciones a partir de órganos vínculados. La idea a presentar en la siguiente sección para un desarrollo futuro para de la base del vínculo.

En otro ámbito dentro de la medicina, en los trabajos de parto se suele tomar medida sobre la fuerza de las contracciones uterinas [9]. Comunmente esta se lleva a cabo mediante el método invasivo del catéter de presión intrauterino. Se estudió que esto también puede determinarse a partir de la electromiografía transabdominal (EMG) [10], la cual está fuertemente correlacionada con la presión intrauterina. Si bien este no es un método completamente no invasivo ya que consta de colocar ciertos electrodos en forma de agujas, y mediante pequeños impulsos eléctricos se genera una actividad eléctrica que se registra en un osciloscopio. Si bien no es la solución al problema en cuestión, puede ser un punto de partida para la investigación acerca de un mecanismo de medición de la presión en los pulmones.

VII. Proyecto de desarrollo a futuro

Debido a que no se encontró un instrumento específico con el que se pueda desarrollar fácilmente el monitor propuesto se plantean el siguiente modelo. Cuando un individuo ejecuta el proceso de inspiración de aire los pulmones se expanden, reflejando esto en un aumento del volumen torácico y generando una contracción en el diafragma. Por otra parte el proceso inspiratorio se puede vincular directamente con un aumento del volumen del abdomen. Si bien el grueso de las personas tienden a 'inflar' el pecho cuando respiran, se puede asignar el esfuerzo a la parte abdominal. Esto es una práctica común en los cantantes, quienes administran el aire y realizan la fuerza necesaria para ejercer el canto desde la zona abdominal.
La idea es tomar esto como punto de partida para desarrollar un instrumento capaz de medir la presión abdominal que esté correlacionada con la presión pulmonar. Se podría diseñar una faja con un transductor de presión capaz de ir registrando los cambios en el abdomen al momento de respirar. El individuo tiene que ser capaz de tratar de ejercer su fuerza con el mismo, groso modo 'inflar la panza' con el ingreso del aire. Por otra parte utilizar un neumotacógrafo para medir el flujo de aire y medir la presión en la boca para obtener la diferencia de presión deseada. Ver fig. 4.

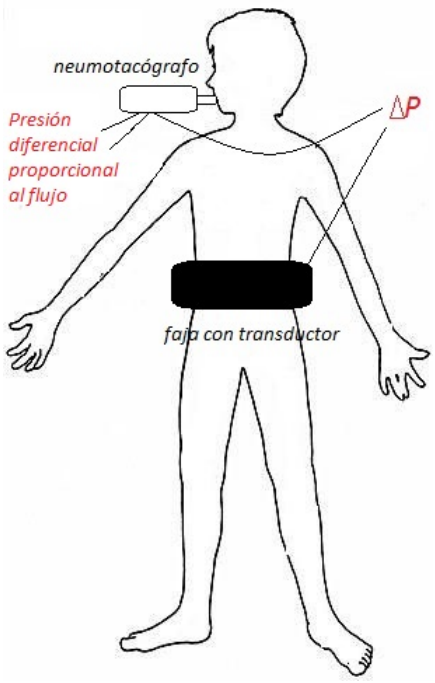

Figura 4: Diagrama del sistema

Dicha diferencia de presión ΔP va a estar referenciada a un punto de presión P' dada por la medida de la faja. Esta medida tendría que ser parametrizada de modo que se generen valores diferenciales de presión razonables y con una relación directa con la presión esofágica. En la Fig.5 se muestra el nuevo equivalente eléctrico planteado.

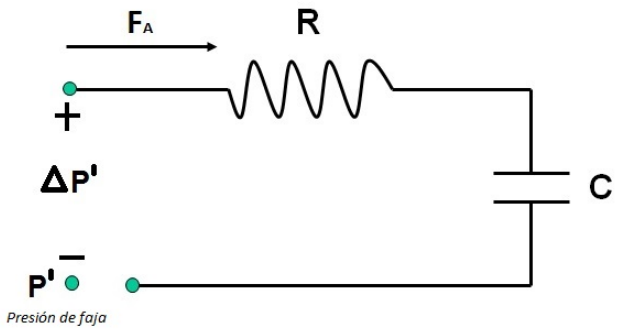

Figura 5: Diagrama eléctrico de la solución

Graficando estos datos en el tiempo se podría calcular la impedancia y la fase entre las señales, determinando los parámetros de resistencia y complacencia del módelo eléctrico.

VIII. Conclusión

Concluyendo, este sistema de monitoreo portátil se centra en establecer un dispositivo de medida no invasivo. A partir de una medida inicial y medidas relativas temporalmente periódicas, se debe ser capaz de llevar un control y seguimiento de evolución de las vías respiratorias y la resistencia al flujo aéreo. La implementación sería muy útil para generar diagnósticos a determinados tratamientos de corto plazo. Queda como trabajo a futuro implementar el método planteado, donde se deberá verificar y estudiar un coeficiente de relación entre la presión pulmonar y la abdominal, para generar medidas razonables.

Referencias

[1] Shah S and Sharma G (2014). *Current clinical diagnostic tests for asthma*

[2] FOLKE, M., CERNERUD, L., EKSTRÖM, M. and HÖK, B., 2003. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 41(4), pp. 377-383.

[3] Basalo S, Deambrosi H, Estol P, Piriz H y Simini F *"MECVENT sistema para la determinación automática de parámetros de la mecánica ventilatoria neonatal"* Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 1987.

[4] Alonso R, Cigarán JC, Díaz L, Simini F *MONICLI - Monitor no invasivo para pacientes de CTI* - 2001

[5] Churi N, Forelius Y, Hodos A, Haim F, Simini F *PREMAX - Equipo de medida de la presión respiratoria máxima* - 2003

[6] Petrović, M. D., Petrovic, J., Daničić, A., Vukčević, M., Bojović, B., Hadžievski, L., . . . Webb, D. J. (2014). Non-invasive respiratory monitoring using long-period fiber grating sensors. Biomedical Optics Express, 5(4), 1136-1144.

[7] Pressure sensor plethysmography: a method for respiratory motion in children. P. Banovcin, J. Seidenberg, H. von der Hardt. ©ERS Journals Ltd 1995

[8] Fusco, Mark A. MD; Martin, R. Shayn BS; Chang, and Michael C. MD *Estimation of Intra-abdominal Pressure by Bladder Pressure Measurement: Validity and Methodology*

[9] Maul H1, Maner WL, Olson G, Saade GR, Garfield RE. *Non-invasive transabdominal uterine electromyography correlates with the strength of intrauterine pressure and is predictive of labor and delivery.* Division of Reproductive Sciences, Department of Obstetrics and Gynecology, The University of Texas Medical Branch, Galveston, Texas, USA.

[10] http://www.gemasl.com/es/pruebas-diagnosticas/electromiografia/