

Instrumento de Medición de Parámetros Pulmonares Basado en un Filtrado de Media Móvil y Diseñado Mediante el Lenguaje de Modelado de Sistemas

García Mejía Juan Fernando, Ortega Sagu Rosa Irene, García Mejía José Antonio y Gonzalo Rodríguez Benjamín

Laboratorio de Instrumentación Virtual Centro Universitario UAEMex Atlacomulco
Carretera Toluca-Atlacomulco Km 60
Atlacomulco, Mex.

Resumen

En este artículo se muestran los resultados en el proceso de diseño e implementación de un instrumento virtual de medición señales eléctricas representativas de la mecánica pulmonar conocido como espirómetro. El sensor propuesto está constituido por un motor de corriente directa, que funciona como generador de voltaje y una tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008, en su parte física. Una computadora personal realiza la visualización y procesamiento de la señal eléctrica, mediante una técnica computacional conocida como media móvil, la cual es estable. Cabe destacar que el sistema es analizado y diseñado mediante el Lenguaje de Modelado de Sistemas

Palabras clave: Espirometría, Media móvil, Lenguaje de Modelado de Sistemas.

1. Introducción

La primera referencia al estudio de la mecánica pulmonar data de 1667, año en que Haske abordó la tráquea de un perro para estudiar algunos detalles de la mecánica pulmonar [1]. A finales del siglo XIX, el británico Hutchinson [2] introdujo el primer espirómetro (instrumento que mide el estado de la función pulmonar), con el cual recopiló datos de más de 2000 sujetos. Fue el quién estableció que el valor de la capacidad pulmonar depende de la edad, la talla, el sexo y el peso corporal, y que declina considerablemente con las enfermedades pulmonares.

La medición de algunos parámetros de la mecánica pulmonar (tabla 1), se encuentra estandarizada por la Asociación Torácica Americana (ATS, por sus siglas en inglés) y se realiza por medio

de una Espirometría, la cual se caracteriza por ser no invasiva. Cabe destacar que estos parámetros están determinados por la talla, edad y sexo de las personas en presencia de enfermedades respiratorias estos declinan considerablemente.

PARAMETRO	DESCRIPCION
Capacidad Vital Forzada (CVF)	Máximo volumen exhalado en forma rápida con un esfuerzo máximo.
Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo (VEF1)	El cual es el volumen de aire exhalado en el primer segundo durante una maniobra de CVF.
Flujo Espiratorio Máximo (PEF)	Máximo valor alcanzado en la curva de flujo respiratorio.
Flujo espiratorio forzado entre el 25 y el 75% de la CVF (FEF25-75)	Flujo medido sobre el segmento descendente de la curva del flujo respiratorio, entre los valores mencionados.

Tabla 1. Parámetros pulmonares estandarizados por la ATS

Con lo anterior en mente se propuso diseñar e implementar un sistema de medición de señales eléctricas representativas de la mecánica pulmonar, que fueron obtenidas por medio de un sensor implementado mediante un motor de corriente directa (figura 1) que genera una señal eléctrica proporcional (figura 2) que se filtra por medio la transformada Wavelet Daubechies 4, la cual es codificada con Lab View en una computadora personal junto con rutinas de visualización y adquisición de datos soportada en la tarjeta NI-USB 6008[3].

—



Fig. 1. Sensor Implementado

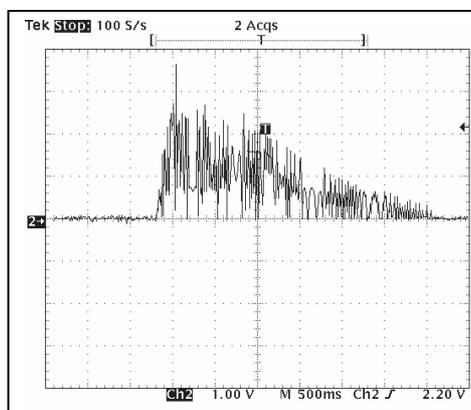


Fig. 2. Señal eléctrica representativa del flujo pulmonar

Ahora bien el artículo antes mencionado presentaba los siguientes problemas:

1. El sensor no estaba caracterizado
2. No existía un modelado del instrumento propuesto
3. La transformada Wavelet es complicada de implementar

Con esto en mente se propone el diseño de un nuevo espirómetro que sea modelado mediante el Lenguaje de Modelado de Sistemas (SysML) cuyo sensor sea el usado en [3], pero caracterizado mediante Linealidad, Repetibilidad e Histéresis; como técnica de filtrado se propone utilizar un filtro digital de media móvil.

2. Fundamentos teóricos

En esta sección se muestran los conceptos teóricos que fundamentan el presente artículo tales

como filtro de media móvil, así como del Lenguaje de Modelado de Sistemas

2.1 Filtro de media móvil

Un filtro digital puede expresarse mediante la siguiente función de transferencia en el dominio Z. (ecuación 1)

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (1)$$

Si a la ecuación (1) [4] se le aplica la transformada Z inversa se obtiene la siguiente ecuación en diferencias (ecuación2)

$$x(n) + \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) = \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) \quad (2)$$

Si en la ecuación (2) se cancelan o se hacen cero los coeficientes a_k , se obtiene la ecuación (3) que es un filtro todo ceros de respuesta finita al impulso (FIR) el cual se caracteriza por tener fase mínima y ser siempre estable.

$$x(n) = \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) \quad (3)$$

Si los coeficientes b_k se igualan a 1 y se divide entre $q+1$ se obtiene un filtro de media móvil (MA) de un orden igual a este último parámetro.

2.2 Lenguaje de Modelado de Sistemas

El Lenguaje de Modelado de Sistemas (SysML) es un lenguaje de modelado de propósito general para sistemas de aplicaciones de ingeniería, soporte de especificaciones, análisis, diseño y verificación y validación para un amplio rango de sistemas complejos. Estos incluyen hardware, software, información, procesos, y personal. En 2001 la INCOSE decidió hacer UML un lenguaje estándar para sistemas de ingeniería, puede ser adaptado a necesidades específicas. Debido a los mecanismos de extensión llamados estereotipos puede ser definido nuevo vocabulario de modelado, por esto UML puede ser adaptado a dominios y disciplinas específicos. La adaptación de UML para sistemas de ingeniería tiene el nombre de OMG Systems Modeling Language (OMG SysML™), y la versión 1.0 está basada en UML 2.1.1

2.3 Estudio del sensor propuesto

Como se menciono anteriormente el sensor utilizado en [3] no fue detallado con parámetros básicos tales como: Repetitividad (Diferencia entre varias medidas realizadas en las mismas condiciones un periodo de tiempo corto), Linealidad (Capacidad de una de medición para proporcionar una indicación que tenga una relación lineal con una magnitud determinada distinta de una magnitud de influencia) e Histéresis, los valores obtenidos se muestran en la tabla 2, fueron calculados de acuerdo a [5]

Repetitividad	3% (calculada por medio de la desviación estándar relativa)
Linealidad	97.6%
Histéresis	3.14% (máximo error absoluto entre la medición en sentido ascendente contra descendente)

Tabla 2. Parámetros básicos del sensor usado en el desarrollo propuesto

La figura 3 muestra una grafica del lazo de histéresis (diferencia entre las mediciones en sentido ascendente con respecto a las descendentes) así como una recta linealizante

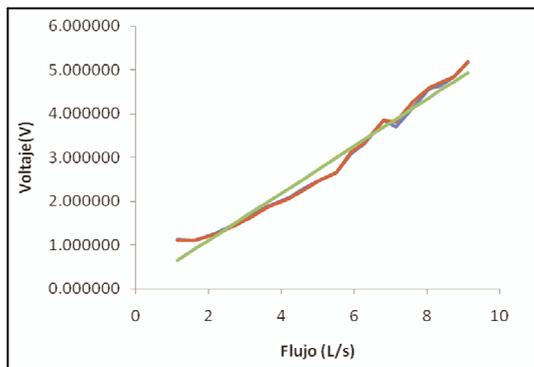


Fig. 3. Lazo de histéresis y curva linealizante del sensor

3. Desarrollo

En esta sección se muestran algunos aspectos desarrollados en esta propuesta tales como el modelado por medio de SysML, el filtrado por media móvil así como la tarjeta de adquisición de datos

3.1 Análisis por medio del Lenguaje de Modelado de Sistemas

Esta sección muestra los diagramas SysML usados en este desarrollo, los cuales son parte del

diagrama de comportamiento, diagrama de requerimientos, diagrama de estructura y diagrama de bloques. Esto porque ellos permiten la primera aproximación para el diseño e implementación exitosos.

En la Figuras 4 se muestran los diagramas de actividad y caso de uso respectivamente, este último es establecido en términos generales para los usuarios y las acciones que desempeñan en el instrumento, tal como la captura de datos o interpretar las mediciones del instrumento en el caso del medico

El diagrama de requerimientos (Figura 5) es una herramienta para el análisis de requerimientos vistos en función de las características del instrumento así como algunas consideraciones adicionales tal como costos y tamaño pequeño. Cabe destacar que el rango de medición se encuentra entre los 3 y 15 litros/segundo en cuanto al flujo y de 1 a 9 litros para el volumen. En la misma figura se muestra el diagrama de bloques, el cual despliega los componentes del instrumento propuesto; es precisamente este modelo el que encapsula el concepto de instrumentación virtual: La unión de software y hardware para el propósito de emular un instrumento físico.

3.2 Implementación de la etapa de adquisición de datos y de filtrado

La señal de la figura 2 es adquirida por medio de una tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 de National Instrument que consta de 8 salidas de 10 K muestras / segundo si se emplea un solo canal y 2 salidas analógicas, cuya frecuencia es de 150 Hz. Los elementos básicos para elaborar un programa de adquisición de datos de naturaleza analógica, con la tarjeta NI USB 6008 son los siguientes:

1. Crear tarea: Indica al programa que un dispositivo externo comenzara a enviar datos hacia la computadora.
2. Creador de canal virtual: Define tanto el nombre del dispositivo como los canales a utilizar para este caso, entrada analógica, canal 0.
3. Reloj de muestras: Define el número de muestras a adquirir.
4. Iniciador de Tareas: Da comienzo a una tarea ya establecida.
5. Lector de adquisición de datos: El dato que se encuentra en el sistema externo es leído.

La integración de estos pasos en un código de LabView se muestra en la figura 6.

La figura 7 muestra la señal adquirida por el código de la figura 6 contra la señal filtrada por el proceso de media móvil anteriormente descrito

En la figura 8 se muestra el panel del instrumento desarrollado en el se muestra la señal filtrada pre calibrada así como los parámetros de la ATS medidos, los cuales son contrastados con valores ideales obtenidos mediante una serie de ecuaciones denominadas de Knudson

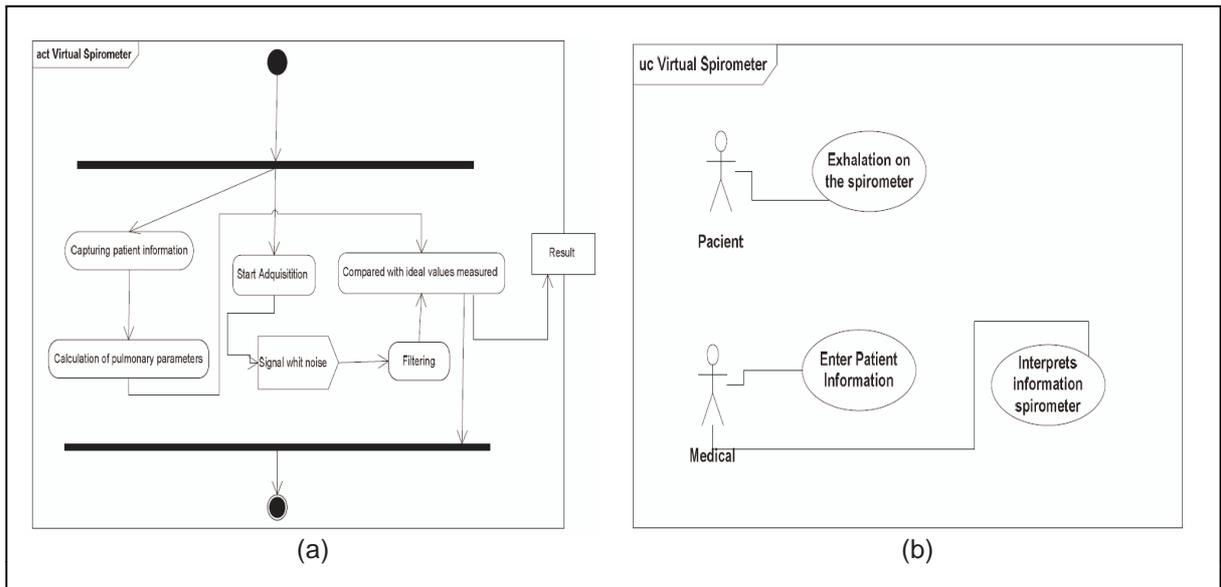


Fig. 4. Diagrama de Actividad (a) y Diagrama de Caso de uso (b)

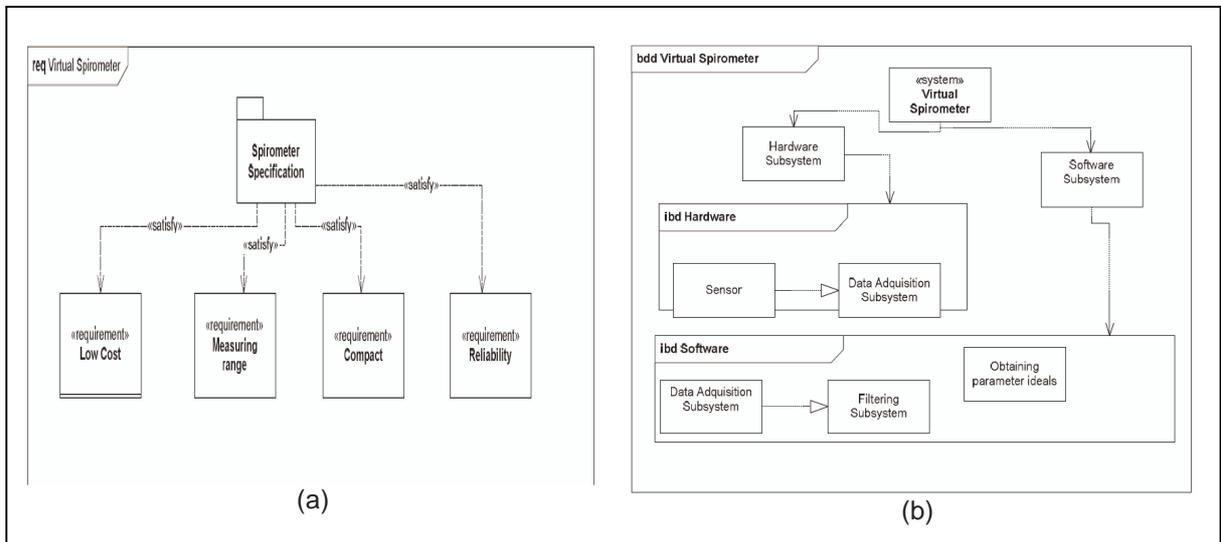


Fig. 5. Diagrama de Actividad (a) y Diagrama de Caso de uso (b)

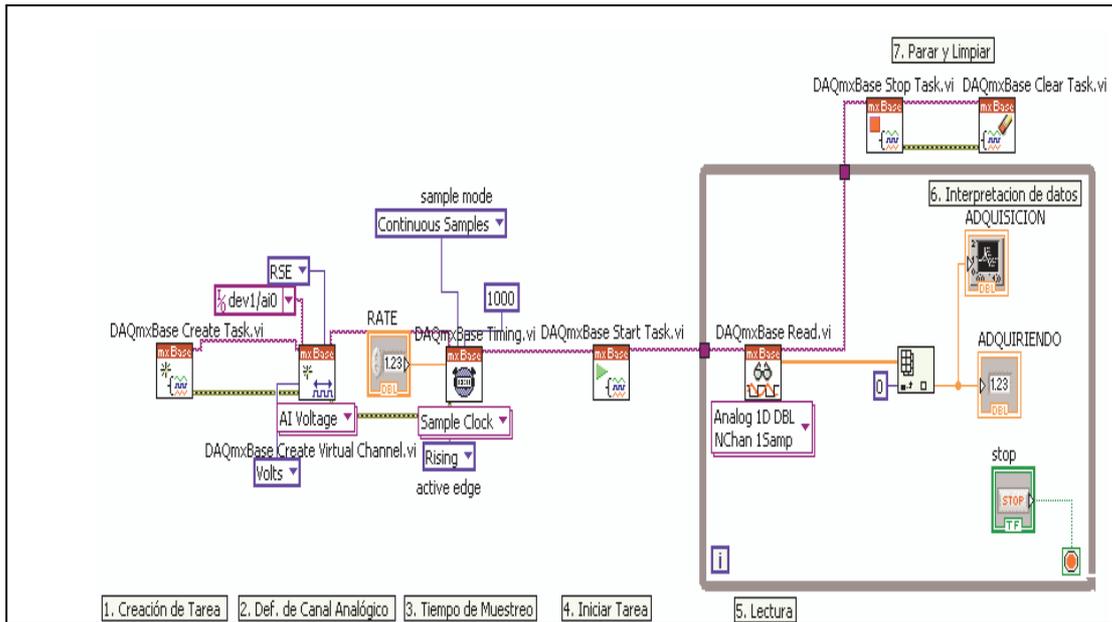


Fig. 6. Adquisición de datos

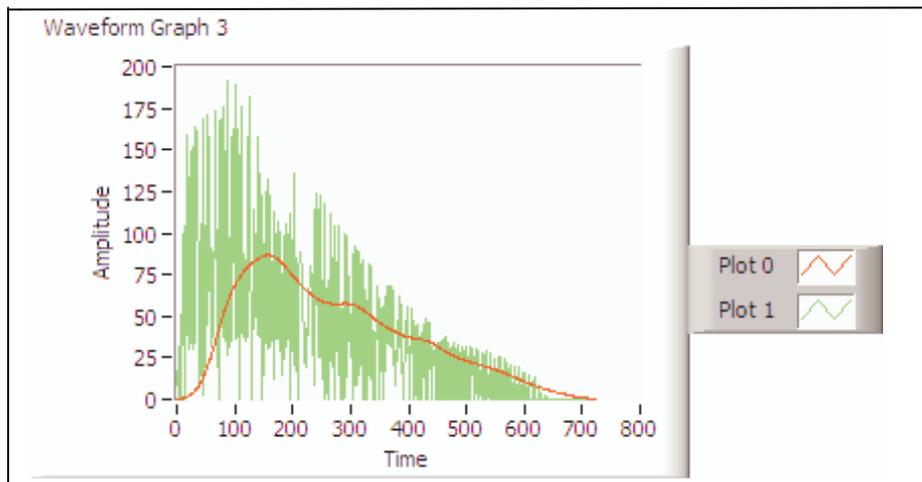


Fig. 7. Adquisición de datos

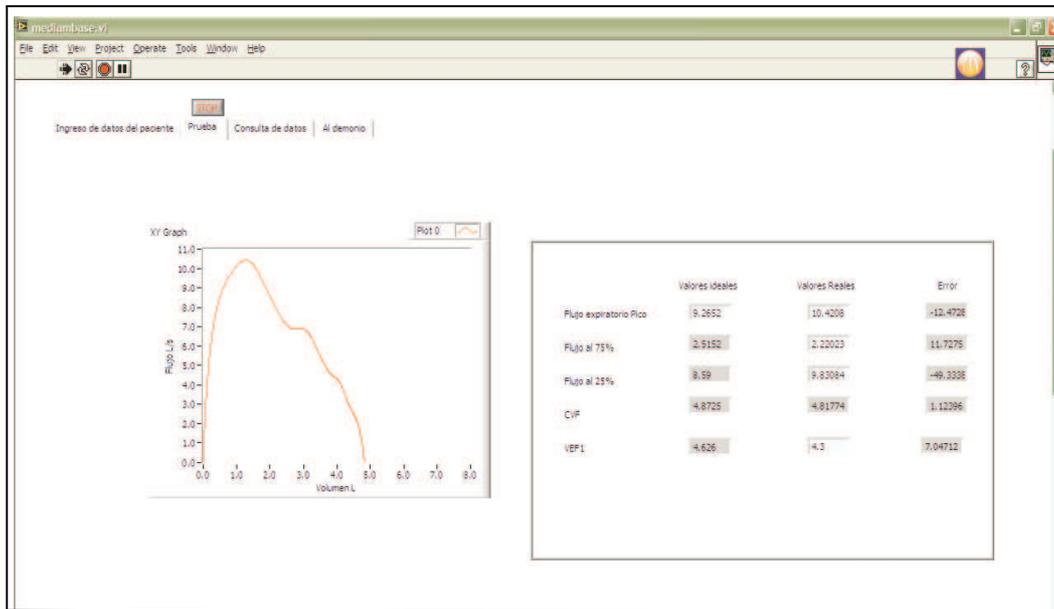


Fig. 8. Panel del instrumento propuesto

4. Conclusiones

El uso del lenguaje de modelado de sistemas permite obtener una panorámica favorable del instrumento propuesto, por otra parte el estudio de Repetitividad, Linealidad e Histéresis permite obtener una certidumbre sobre el uso del sensor, otro aspecto interesante se encuentra en el uso del filtro de media móvil en comparación del utilizado en [3].

El filtro de media móvil es más simple de implementar, por lo tanto este es un punto a favor con lo desarrollado en [3]

5. Agradecimientos

Los autores agradecen a la Secretaria de Investigación y Estudios Avanzados de la UAEM su apoyo para patentar este desarrollo

Referencias

- [1] J. Hutchinson "On the capacity of the lungs and on the respiratory with a view of establishing a precise and easy method of detecting disease by spirometer"
- [2] Chii-Wann Lin "Prototype development of digital spirometer" Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of

the IEEE , Volume: 4 , 29 Oct.-1 Nov. 1998
 Page(s): 1786 -1788 vol.4

- [3] García Mejía J.F et al "Diseño de un Instrumento Virtual de Medición de la Mecánica Pulmonar Basado en la Transformada Wavelet Discreta" Memorias del 4to Congreso Nacional de Mecatrónica Ramos Arizpe Coahuila México
- [4] García Mejía J.F "Diseño e Implementación de un sistema de medición de posición de dedos de la mano con aplicaciones en el tratamiento de trastorno auditivo Visual". Ed UAEMEX México 2007
- [5] Esqueda Elizondo José Jaime et al "Identificación de Sistemas Lineales e Invariantes en el Tiempo usando un modelo ARMA" Electro 2003 vol. XXV págs 109-113