

# Diseño de un Instrumento Virtual de Medición de la Mecánica Pulmonar Basado en la Transformada Wavelet Discreta

Juan Fernando García Mejía<sup>1</sup>, Fidel Alejandro Camarena Vudoyra<sup>2</sup>, Zaldivar de la O Felipe<sup>3</sup>, Ortega Sagu Armando<sup>4</sup>, Ronces Flores Eusebio<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Centro Universitario UAEMEX Atlacomulco Laboratorio de instrumentación virtual.  
Carretera Libre Toluca-Atlacomulco Km. 60 Atlacomulco Mex. Tel:017121220446

<sup>2</sup> Instituto Tecnológico de Toluca. Ingeniería Electrónica 017222087220  
Av. Tecnológico sin número Ex Rancho la Virgen Metepec. Mex, Teléfono.  
Correo electrónico: kyrill\_lakota@hotmail.com

## Resumen

*El presente artículo muestra el proceso de implementación de un instrumento de medición de la prueba de la mecánica pulmonar conocida como espirometría. Este se basa en un motor de corriente directa que funciona como Neumotacómetro, una tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 una computadora personal que tiene como funciones adquirir, visualizar y procesar señales espirométricas del sensor propuesto, las cuales presentan niveles de ruido que son eliminados por medio de la transformada Wavelet discreta Daubechies de 4 coeficientes (la cual es implementada mediante filtros espejo conjugados). Las señales filtradas son precalibradas utilizando un espirómetro comercial, para posteriormente compararse con parámetros estandarizados por la Sociedad Torácica Americana, los cuales están en función de la edad, sexo y estatura de las personas. Esto último permitirá a un especialista realizar diagnósticos sobre el estado de la función pulmonar*

**Palabras clave:** Espirometría, transformada Wavelet discreta

## 1. Introducción

En este artículo se muestra la implementación de un instrumento virtual de estudio de la mecánica pulmonar conocido como espirómetro, con cual es posible procesar mediante la

transformada Wavelet discreta una señal eléctrica, representativa de algunos parámetros útiles en el diagnóstico de enfermedades pulmonares

En México el aumento de las personas que padecen alguna afección del sistema respiratorio (Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica y Asma, por mencionar algunas) debido al envejecimiento progresivo de la población mundial y al aumento de emisiones contaminantes al medio ambiente. Lo anterior se ha convertido en un problema de salud pública, debido a la falta de instrumentos de diagnóstico y al personal médico especializado. Lo anterior explica la necesidad de generar instrumentos de bajo costo

El diagnóstico de las afecciones del sistema respiratorio se realiza mediante la medición de ciertos parámetros de la mecánica pulmonar mediante diversos instrumentos como Disolución de gases, Cateterismo, Rayos X, Pletismografía corporal y espirometría.

De las técnicas anteriormente descritas se destaca la espirometría la cual se caracteriza por ser no invasiva y medir los siguientes parámetros, estandarizados por la Sociedad Torácica Americana (ATS):

- Capacidad Vital Forzada (CVF): Máximo volumen exhalado en forma rápida con un esfuerzo máximo
- Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo (VEF<sub>1</sub>) 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 ( $FEF_{25-75\%}$ ) flujo medido sobre el segmento descendente de la curva del flujo respiratorio, entre los valores mencionados

Cabe destacar que estos parámetros están determinados por la talla, edad y sexo de las personas. En presencia de enfermedades respiratorias estos declinan considerablemente [1]

## 2. Desarrollo

En esta sección se muestran el funcionamiento del sensor de flujo propuesto, la etapa de adquisición de datos, así como los métodos y procedimientos para el filtrado y visualización de la señal espirométrica. Cabe destacar que lo anterior es programado en LabView de National Instruments

### 2.1 Sensor de Flujo

El sensor de flujo (también conocido como Neumotacógrafo) es el dispositivo encargado de obtener una señal eléctrica a partir de un flujo de aire exhalado por el sistema respiratorio. Su funcionamiento es convertir un flujo turbulento en laminar. Existen varias formas de implementar estos dispositivos tales como sensores ópticos, magnéticos [2], hot wires [3] y elementos mecánicos, un ejemplo de este último se muestra en la figura 1

Estos sensores tienen como inconveniente el precio y la dificultad en la puesta en marcha. Una solución es utilizar un motor de corriente directa aproximadamente 4 centímetros de diámetro con 4 aspas, las cuales se mueven cuando circula un flujo de aire. Al exhalar un flujo de aire, se genera una señal eléctrica representativa de él, la cual se muestra en la figura 2, el cual presenta niveles de ruido.

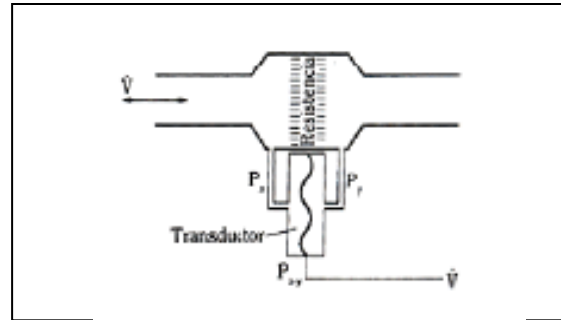


Figura 1 “Sensor mecánico”

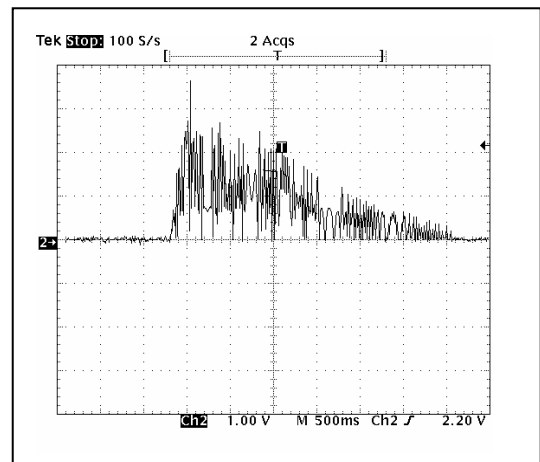


Figura 2 “Señal de salida del sensor propuesto”

### 2.2 Adquisición de datos

La adquisición de datos de las señales espirométricas se lleva a cabo mediante una tarjeta NI USB 6008 de National Instruments que consta de 8 salidas de 10 K muestras / segundo, si se emplea un solo canal y 2 entradas analógicas, cuya frecuencia es de 150 Hz.

Las lecturas que se obtuvieron del sensor son adquiridas por una entrada analógica de la tarjeta de adquisición propuesta. Los elementos básicos para elaborar un programa de adquisición de datos de naturaleza analógica 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. Inicializador 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 3, la señal adquirida mediante la tarjeta de adquisición de datos se muestra en la figura 4

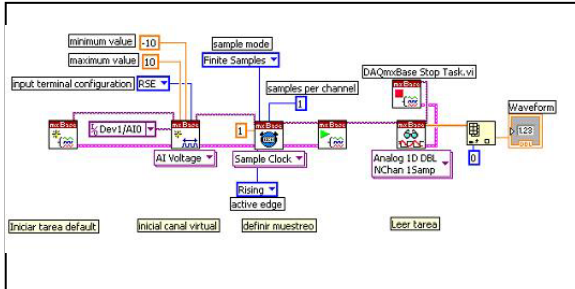


Figura 3 “Programa de adquisición de datos”

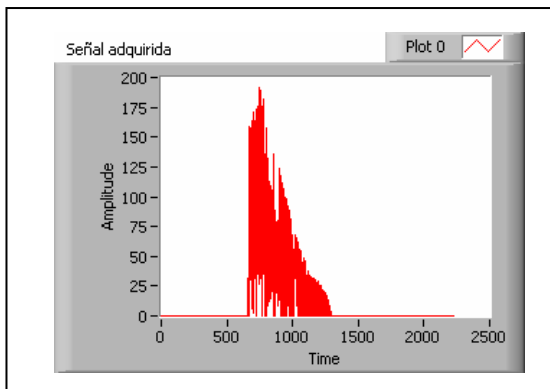


Figura 4 “Señal Adquirida por la tarjeta de adquisición de datos

### 2.3 Sensor de Flujo

Para realizar el filtrado de la señal se implementó un algoritmo basado en la transformada Wavelet discreta (DWT) Daubechies de 4coeficientes.

El significado literal de wavelet es “pequeña onda”, esta es una clase de función que es irregular, de duración limitada cuyo valor medio es 0 y es la base para la transformada wavelet, de forma similar a las funciones senos y cósenos que lo son de la transformada de Fourier.

La transformada wavelet consiste en comparar una señal con ciertas funciones wavelet las cuales son obtenidas de las wavelet madre. Esta comparación permite obtener unos coeficientes que son susceptibles a la interpretación. Un requisito es la posibilidad de recuperar la señal a partir de los coeficientes wavelet que se calculan mediante la transformada inversa.

La transformada wavelet de una señal  $x(t)$  esta determinada por la ecuación 1 por la Ec (1)

$$W_{\psi}x(a,b) = \langle x, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) x(t) dt \quad (1)$$

Donde  $a$  y  $b$  son los parámetros de escalamiento y translación respectivamente y  $\psi(t)$  es la Wavelet madre, por lo tanto existen diversas transformadas, debido a las diversas wavelets madres como Har, Daubechies, Sombrero Mexicano, Symlet, por mencionar algunas

Por otra parte la transformada wavelet discreta (DWT) descompone recurrentemente una señal de entrada en dos subseñales de menor resolución consideradas como aproximación y detalle mediante filtros espejos conjugados de respuesta finita al impulso cuyos coeficientes están determinados por la función wavelet a utilizar.

Al proceso de implementación de la transformada wavelet discreta se le conoce como análisis mientras que a la transformada inversa se le llama síntesis.

En la figura 5 se muestra un esquema del proceso de análisis (transformada discreta) y síntesis (transformada discreta inversa) donde  $h_1$  y  $h_2$  son filtros pasa bajos y  $g_1$  y  $g_2$  . Por medio del teorema de Veetterli [4] se demuestra que  $a_0 = a_2$  lo cual se le conoce como una reconstrucción perfecta

Los niveles de descomposición que se obtiene con la DWT se realizan mediante el algoritmo piramidal de Mallat

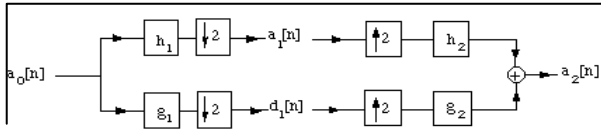


Figura 5 “Filtro espejo conjugado”

Para realizar la eliminación del ruido por medio de la transformada wavelet es necesario realizar los siguientes pasos:

**Análisis:** Esto es descomponer la señal a cierto nivel preestablecido mediante la transformada wavelet de la señal a tratar

**Aplicar un umbral:** Se selecciona un nivel de umbral y se compara con los coeficientes de la transformada igualando a cero aquellos cuyo valor absoluto sea inferior al umbral

**Reconstrucción:** Esta se realiza mediante la transformada inversa,

Existen dos tipos de umbrales los cuales son blandos

y duros el umbral duro  $x_{thh}$  iguala a cero los elementos cuyos valores absolutos no excedan el umbral t esto puede verse en la Ec. 2

$$x_{thh} = \begin{cases} x & |x| > t \\ 0 & |x| < t \end{cases} \quad (2)$$

El umbral blando es una extensión del duro, donde primero se iguala a cero los elementos cuyos valores absolutos sean menores que el umbral, posteriormente se desplazan hacia 0 los valores no nulos como se muestra en la Ec. 3

$$x_{ths} = \begin{cases} sign(x)(|x| - t) & |x| > t \\ 0 & |x| \leq t \end{cases} \quad (3)$$

### 3. Resultados

Se determinó de manera experimental que para obtener un filtrado de la señal es necesario realizar una descomposición hasta el séptimo nivel utilizando la transformada discreta wavelet de Daubechies de 4 coeficientes, aplicar un umbral suave (soft) a los coeficientes de detalle de cada nivel obtenidos por los filtros pasa altas, para posteriormente realizar el proceso de síntesis.

La figura 6 muestra una comparación entre los resultados obtenidos por el filtro desarrollado en este

trabajo con respecto a los datos obtenidos por la tarjeta de adquisición NI USB 6008. Se puede observar que no existen defasamiento entre estas, solamente un poco de ruido antes de la señal representativa de la prueba espirométrica.

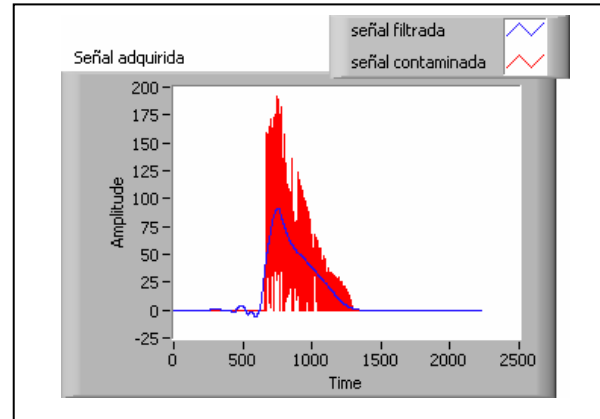


Figura 6 “Señal contaminada vs. Señal filtrada”

Posteriormente se eliminan los datos iguales a cero y se precalibra mediante un espirómetro comercial Pulmassit, cuya señal de referencia se muestra en la figura 7. Por otra parte se programan las ecuaciones de Knudson, las cuales sirven para calcular los parámetros ideales los cuales están en función del peso, sexo edad y estatura de las personas.

En la figura 8 se muestra el panel del instrumento, donde se pueden observar los datos del paciente, los valores ideales de los parámetros estandarizados por la ATS, los medidos por el sistema propuesto y las diferencias porcentuales existentes entre ellos y que determinan enfermedades ligadas a la mecánica pulmonar, así como la forma de onda representativa de esta.

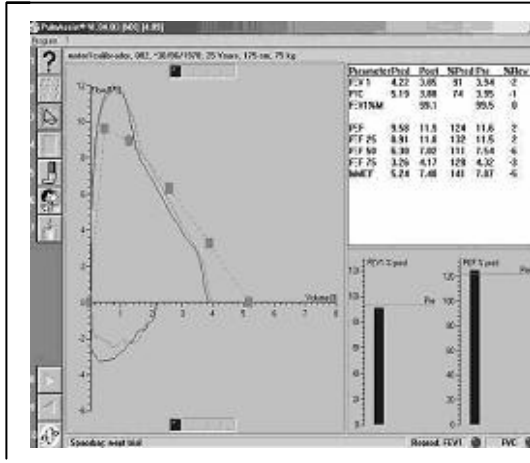


Figura 7 “Señal de referencia”

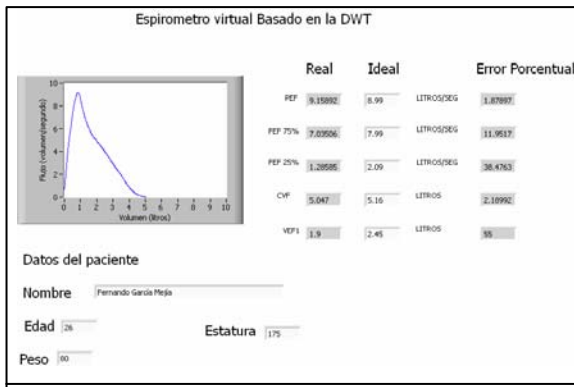


Figura 8”Panel del instrumento propuesto”

#### 4. Conclusiones

Mediante el uso de un metodología de filtrado de la señal eléctrica por medio de la transformada wavelet discreta es posible obtener un instrumento de medición de los parámetros de la mecánica pulmonar con un costo reducido en comparación con los desarrollos comerciales. Actualmente se esta realizando un estudio con la finalidad de obtener características de repetibilidad del sensor propuesto, se esta preparando un desarrollo en Visual Studio para almacenar la información de las pruebas espirométricas en una base de datos

#### 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] Nakesch, H.; Pftzner, H.; “Alternative sensor principles for the detection of human respiration using amorphous ferromagnetic materials”; Proceedings of the First Regional Conference., IEEE 15-18; Feb. 1995; Page(s): 1/17 - 1/18.

[4] Stephan Mallat “A Wavelet Tour of signal Processing” Pages 12-15 second Edition Academic Press 1999

#### Agradecimientos

Los autores agradecen a la Universidad Autónoma del Estado de México por su apoyo a este desarrollo mediante .la secretaria de investigación y estudios avanzados