

Un Espirómetro Virtual: Diseño e Implementación Basados en Análisis Estructurado, Transformada Wavelet Discreta y Matlab

Juan Fernando García Mejía¹, Fidel Camarena Vudoyra³, Roberto Alejo Eleuterio²,
Manuel Gonzalez de la Rosa²,

¹ Centro Universitario UAEM Atacomulco, Laboratorio de Instrumentación virtual,
Carretera Toluca Atacomulco km 60

² Centro Universitario UAEM Atacomulco, Grupo de Reconocimiento de Patrones

³ Instituto Tecnológico de Toluca

Ingeniería Electrónica

Ex Rancho la Virgen Metepec Mexico

Juan Fernando García Mejía, kyrill_lakota@hotmail.com

Resumen. En este artículo, se muestra el diseño estructurado de un instrumento de medición de la mecánica pulmonar, conocido como espirómetro, el cual mide volúmenes y flujos de aire estandarizados por la Sociedad Torácica Americana, útiles en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades del aparato respiratorio, tales como el asma y la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica. El sistema propuesto se modela por medio de diagramas de flujo y diccionarios de datos, consta en su parte física de un motor de corriente directa como sensor de flujo de aire, una tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 y una computadora personal; mientras que la parte lógica, codificada en Matlab, está formada por las rutinas de filtrado digital de señal por medio de la Transformada Wavelet Discreta y de una interfaz gráfica de usuario, encargada de mostrar las mediciones realizadas.

Palabras Clave: Diagrama de Flujo de datos, Wavelet discreta, Matlab, Instrumento Virtual

1 Introduction

En México el aumento de las personas que padecen alguna enfermedad del sistema respiratorio (tales como la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica y el Asma) debido al envejecimiento progresivo de la población mundial y al aumento de emisiones contaminantes al medio ambiente. Esto se ha convertido en un problema de salud pública, debido a la falta de instrumentos de diagnóstico y al personal médico especializado capaz de realizar la interpretación de los resultados. 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 (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.

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 Diseño

En esta sección se muestra un breve estado del arte sobre implementaciones de sensores para espirometría, así como el sensor propuesto, también se muestran características de la tarjeta de adquisición de datos empleadas 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 realizado mediante una interfaz grafica de Matlab® El diseño es realizado por medio del análisis estructurado, específicamente usando los diagramas de flujo de datos (DFD), los cuales proporcionan una indicación de cómo se transforman los datos a medida que avanza el sistema y representan las funciones y subfunciones lo cual permite diseñar entidades de software [2]. Para complementar a estos diagramas se utiliza el diccionario de datos, que proporciona información sobre el tipo de dato utilizado.

2.1 Diagrama de Flujo de nivel 0

Este diagrama se conoce como contextual o de flujo de nivel 0 ya que se trata de una primera aproximación conceptual al instrumento desarrollado, donde se puede ver que

está formado por un sensor, la tarjeta de adquisición de datos y como se relacionan con el software propuesto.

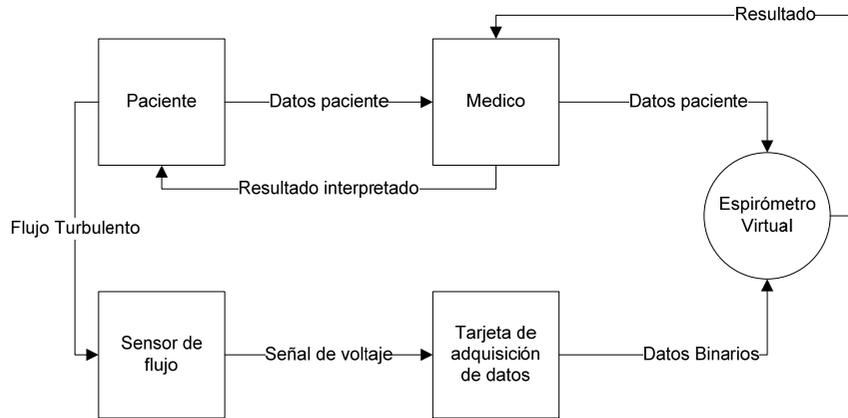


Fig. 1. Diagrama de Flujo de Datos de nivel 0 también conocido como de contexto, se muestra en una circunferencia el software del instrumento propuesto (parte lógica), el hardware formado por la tarjeta y el sensor de flujo (parte física) y los usuarios del instrumento se muestran en cuadros.

En la tabla 1 se presenta un diccionario de datos, el cual muestra características de los datos mostrados en la figura 1.

Tabla 1. Diccionario de datos correspondientes al diagrama de flujo de datos de nivel 0.

| Dato | Tipo | Rango y unidades |
|------------------------|---|--------------------------|
| Flujo Turbulento | Variable física (aire exhalado) | 1 a 2 litros/seg |
| Señal de voltaje | Voltaje Directo | 0.2 a 10 volts |
| Datos binarios | Binario | 0-1111111111 |
| Datos paciente | Edad, Sexo, Peso, Estatura ... | Años, Kilos, centímetros |
| Resultado | Gráfica Flujo-Volumen y valores de la ATS | Flujo y Volumen |
| Resultado interpretado | Diagnostico | Enfermedades |

2.1.1 Sensores 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 2.

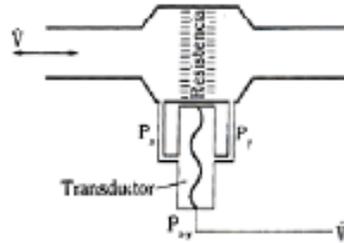


Fig. 2. Un sensor mecánico, el cual está formado por una resistencia física y un transductor de presión, encargado de convertir variaciones de esta debido al efecto de la resistencia mecánica sobre el flujo de entrada.

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, la cual se muestra en la figura 3, el cual presenta niveles de ruido.

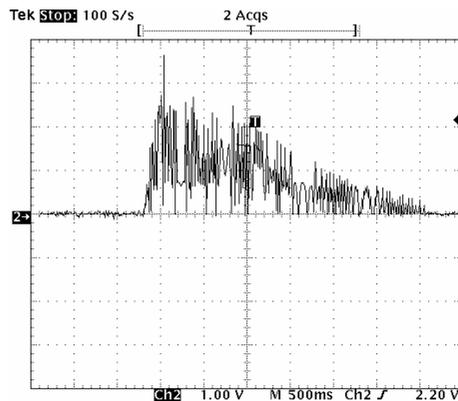


Fig. 3. Imagen de osciloscopio con la respuesta de voltaje del sensor propuesta ante un flujo turbulento, se aprecia en esta figura los niveles de ruido presentes en la señal.

2.1.2 Tarjeta de adquisición de datos

La adquisición de datos de las señales espirométricas se lleva a cabo mediante una tarjeta NI USB 6008 de National Instruments® (figura 4) que consta de 8 salidas de 10 Kilo muestras / segundo, si se emplea un solo canal y 2 entradas analógicas, cuya

frecuencia es de 150 Hz. además 12 canales de entrada / salida digital y un contador de 32 bits.



Fig. 4. Tarjeta NI USB 6008, la cual fue utilizada como dispositivo de adquisición de datos, utilizando un solo canal.

2.2 Diagrama de flujo de datos de Nivel 1

Este diagrama (figura 5) muestra una segunda aproximación conceptual de instrumento, en el cual podemos ver aspectos del software (parte lógica) del instrumento virtual propuesto. Se observa los módulos que forman a este y su relación con los componentes físicos y los agentes externos.

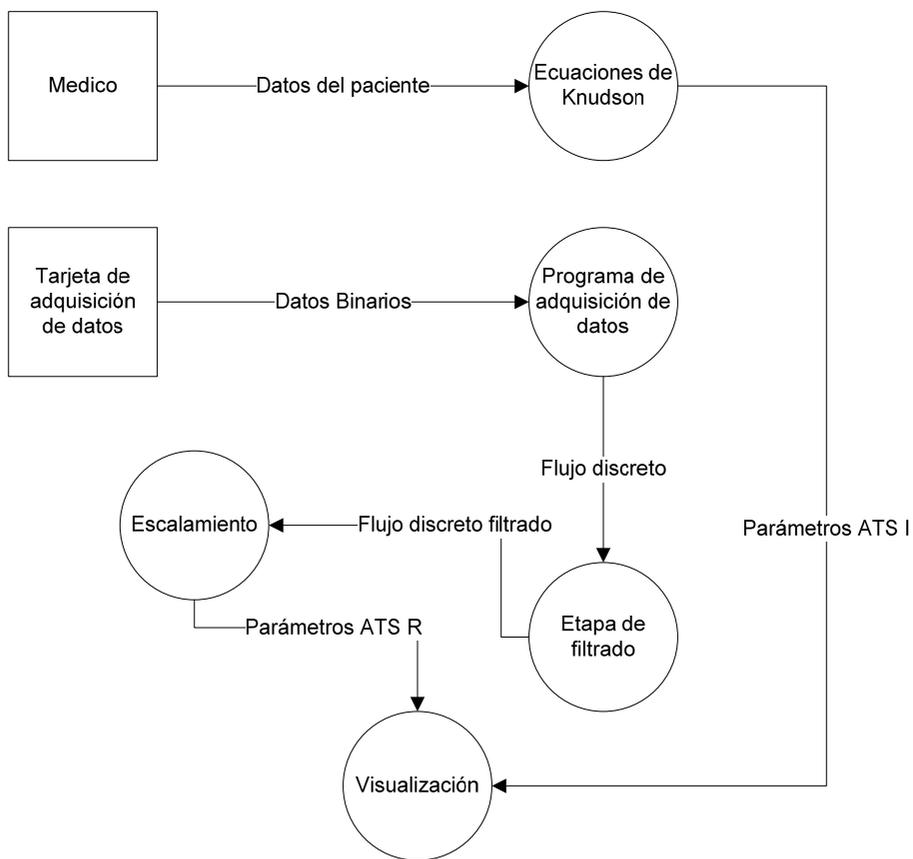


Fig. 5. Se presenta una segunda aproximación conceptual del instrumento propuesto, en esta se desglosa los tipos de datos que se obtienen de cada modulo. Es importante notar el cambio de datos que se presenta en este diagrama.

Para este diagrama se realiza un Segundo diccionario de datos mostrado en la tabla 2 que complementa al mostrado en la tabla 1.

Tabla 2. Diccionario de datos correspondientes al diagrama de flujo de datos de nivel 1

| Dato | Tipo | Rango y unidades |
|-------------------------|-----------------------|------------------------------|
| Flujo discreto | Variable double | 0 a 10.000 |
| Parametros ATS I | CVF,VEF1, PEF FEF 25% | 0-10 litros/Segundo y litros |
| | FEF 75% (ideales) | |
| Flujo discreto filtrado | Variable double | 0 a 10.00 |
| Parametros ATS R | CVF,VEF1, PEF FEF 25% | 0-10 litros/Segundo y litros |
| | FEF 75% (reales)... | |

2.2.1 Adquisición de datos

El programa de adquisición de datos se realizó mediante Matlab, ya que este soporta tarjetas de adquisición de datos de National Instruments, solo si se tiene instalado el NI-DAQmx en su versión 7.5 o superior.

Los pasos para realizar la adquisición son los siguientes:

1. Crear un objeto: Esto es mediante la instrucción:

```
a1=analoginput('nidaq','Dev1')
```

2. Añadir un canal al objeto: Esto es mediante la siguiente instrucción:

```
addchannel(a1,0)
```

3. Configurar la frecuencia de muestreo

```
set(a1,'SampleRate',44100)
```

4. Iniciar la adquisición: Mediante la instrucción:

```
start(a1)
```

5. Detener la adquisición: Por medio de la siguiente instrucción:

```
stop(a1)
```

6. Obtener el dato: Esto Por medio de la instrucción:

```
data = getdata(a1)
```

El resultado de este procedimiento se muestra en la figura 6.

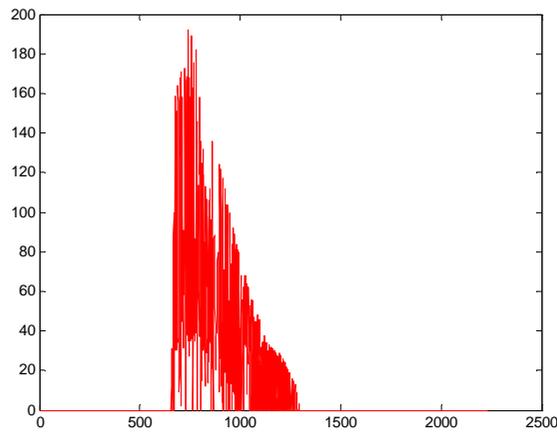


Fig. 6. Señal adquirida por la tarjeta de adquisición de datos y graficada en Matlab, se observa la presencia de ruido tal como en la figura 3.

2.2.2 Filtrado de señal

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

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 $x(t)$ está determinada 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.

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.

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

En la figura 7 se muestra este proceso como el diagrama de flujo de datos de nivel 2.

El diccionario de datos correspondiente al diagrama de flujo de datos de nivel 2 se muestra en la tabla 3.

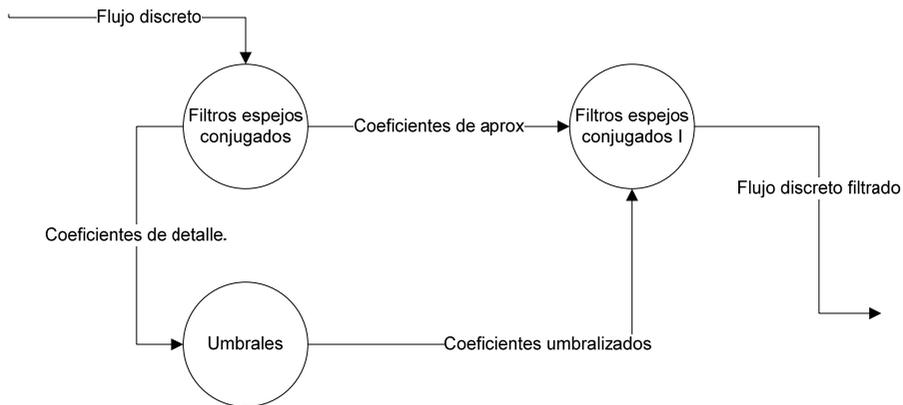


Fig. 7. El diagrama de flujo de datos de nivel 2 muestra a detalle los componentes del modulo etapa de filtrado.

Tabla 3. Diccionario de datos correspondientes al diagrama de flujo de datos de nivel 2

| Dato | Tipo | Rango y unidades |
|----------------------------|-----------------|------------------|
| Coefficientes de aprox | Variable double | 0 a 10.000 |
| Coefficientes de detalle | Variable double | 0 a 10.000 |
| Coefficientes umbralizados | Variable double | 0 a 10.00 |

2.2.3 Visualización

Una de las propiedades de Matlab es la creación de interfaces graficas de usuario, por medio del ambiente de diseño de interfaces gráficas de usuario (GUIDE, por sus siglas en ingles), la cual consta de una serie de plantillas (de manera similar del formulario de Visual Basic), que permiten la creación de instrumentos virtuales.

En la figura 8 se muestra una plantilla estándar de diseño de interfaces graficas de usuario.

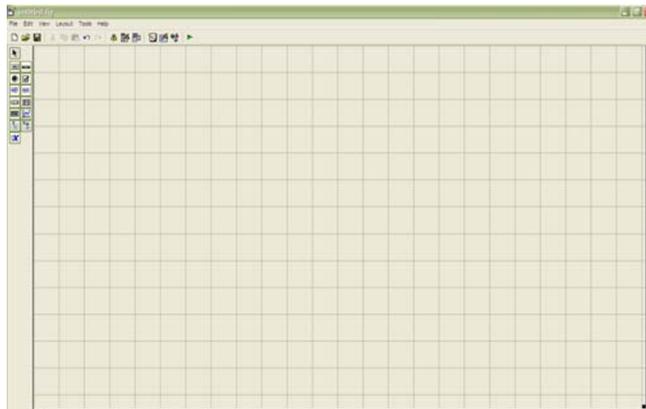


Fig. 8. Plantilla para la implementación de interfaces gráficas de usuario de Matlab, en ella se colocan plots, etiquetas y cajas de textos entre otros elementos.

3 Resultados

En base a la plantilla estándar mostrada en la figura 8 se implementó una interfaz de usuario que muestra la grafica de la función pulmonar, llamada espirograma, los parámetros mencionados por la ATS, la diferencia porcentual de estos con los parámetros ideales de un paciente, los cuales se obtienen por medio de una serie de

ecuaciones conocidas como Ecuaciones de Knudson. Obteniendo el resultado que se muestra en la figura 9, el cual esta precalibradoa con respecto a una señal de referencia (Figura 10) obtenida de un espirómetro comercial llamado Pulmassit

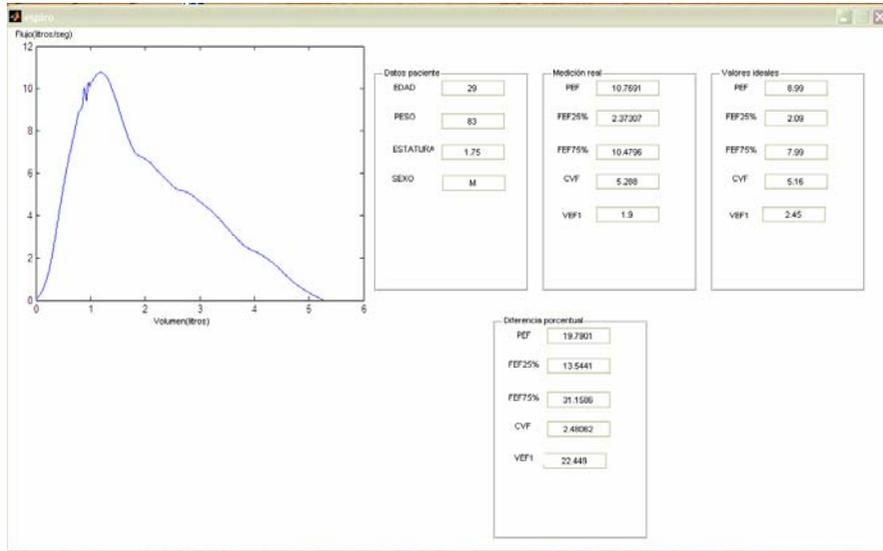


Fig. 9. Caratula del instrumento propuesto, donde se muestra la gráfica Flujo Volumen, los valores ATS reales e ideales y su comparación, lo anterior se expresó en el diagrama de flujo de datos de nivel1.

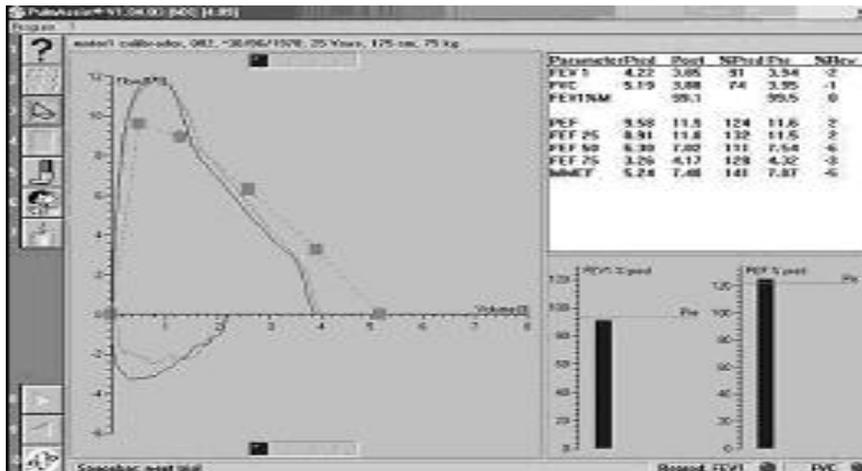


Fig. 10. Caratula del instrumento denominado Pulmassit utilizado como referencia para el desarrollo propuesto, se recrea solo la parte de exhalación y no el flujo residual, dado que no se utiliza para diagnostico

4 Conclusiones

El uso los diagramas de flujo y diccionario de datos como técnicas de diseño aplicados como fase previa a la implementación de instrumentos virtuales, permite reducir tiempos de codificación ya que con anticipación se tienen contemplados las funciones y/o módulos a utilizar.

Por otra parte, 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 tiempos de programación reducidos ya que las herramientas matemáticas de Matlab permiten obtener de manera sencilla el análisis de señales por medio de filtros espejos conjugados, el cual es la base de la transformada Wavelet. Como trabajos a futuro se plantea la creación de una base de datos que almacene datos de pacientes y resultados de pruebas. También se plantea la necesidad de realizar pruebas con diversas familias de Wavelets Madre.

5 Referencias

- [1] J. Hutchinson “*On the capacity of the lungs and on the resoiratory 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.; Pfutzner, 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