

# Diseño e implementación de un espirómetro

---

Revista *Tekhnê*: ISSN 1692-8407. 2013, Vol. 10, No 2, 5–14

Fecha de recepción: 15 de noviembre de 2013

Fecha de aceptación: 25 de noviembre de 2013

Autores, afiliación, e-mail: 1.) Omar Andrés Beltrán Rodríguez. Universidad Distrital Francisco José de Caldas. omabeltran@correo.udistrital.edu.co

---

## Resumen

El espirómetro es uno de los dispositivos de mayor uso en la medición pulmonar. Se presenta un modelo de espirómetro portátil, fácil de usar y con la ventaja de poseer una interfaz con la computadora. Mediante la electrónica digital y un neumotacógrafo, el instrumento virtual adquiere y procesa el flujo respiratorio por medio de un microcontrolador y evalúa los parámetros más importantes en una prueba de espirometría, lo que facilita la interpretación de los resultados. Los gráficos y datos, fundamentales y necesarios, se muestran en un instrumento virtual desarrollado en LabView. El proyecto fue realizado para el grupo de investigación Sistemas Digitales Inteligentes (Digiti) de la Universidad Distrital.

**Palabras clave:** LabView, ley de Poiseuille, neumotacógrafo, USB.

## *Design and implementation of a spirometer*

### **Abstract**

The spirometer is one of the most widely used devices in regards to measuring lung. This paper presents a portable spirometer model, easy to use and with the advantage of owning a computer interface. Using digital electronics and a pneumotachograph, the virtual instrument acquires and processes the respiratory flow through a microcontroller, evaluating the most important parameters in a spirometry test, making interpretation of results. The graphics and data are fundamental and necessary are displayed in a virtual instrument developed in LabView. The project was conducted for the research group DIGITI “Intelligent Digital Systems”, of the University District.

**Key words:** LabView, pneumotachograph, Poiseuille law, USB.

## Introducción

Debido al elevado costo de los equipos médicos para monitorear la capacidad vital respiratoria surge la necesidad de diseñar un dispositivo que cumpla con la función de medir la magnitud del volumen pulmonar, con el fin de evitar que los pacientes tengan un colapso pulmonar. Se desarrolla un sistema de monitoreo que permita ver la actividad pulmonar de una persona a través de un neumotacógrafo, el cual convierte la señal de flujo en presión diferencial, y un transductor diferencial que posteriormente transformará la presión diferencial en señal eléctrica. El transductor de presión diferencial hace su medición sobre la señal de flujo de la espiración al pasar por el neumotacógrafo; dicha señal es analizada, acondicionada y tratada por un microcontrolador con el fin de determinar los valores de presión y enviarlos al computador. Luego, por medio de una interfaz de usuario, en LabView se mostrarán los valores en los que se encuentra el volumen y la capacidad del pulmonar de un paciente en el transcurso del tiempo.

## Espirometría

La espirometría consiste en el análisis de la magnitud de los volúmenes pulmonares y la rapidez de movilización de los mismos en circunstancias controladas. La espirometría sirve para ver el tamaño de los pulmones y el calibre de los bronquios (Gutkowski, Lubiński y Zielonka, 2005). Cuando los pulmones son pequeños, sea por una enfermedad pulmonar o de nacimiento, se puede meter y sacar poco aire de los mismos. Unos pulmones grandes pueden recibir más aire que unos pequeños, lo que se detecta por la espirometría (Schirrhofer et al., 2011). La prueba espirométrica o espirográfica consiste en realizar una inspiración máxima seguida de una espiración forzada en una boquilla especial; es una prueba relativamente simple y reproducible gráficamente. El espirómetro permite obtener el trazado o registro volumen/tiempo y el de flujo/volumen de la espiración.

### Parámetros espirométricos

Las principales mediciones que resultan de utilidad en la espirometría son (Miller, Wu y Johnson, 1956):

**FVC (Forced Vital Capacity):** capacidad vital forzada (CVF); es el máximo volumen de aire exhalado después de una inspiración máxima expresado en litros (figura 1).

**FEV1 (Forced Expiratory Volume in one second):** volumen espiratorio forzado en un segundo (VEF1); volumen de aire exhalado durante el primer segundo de la FVC expresado en litros, como se observa en la figura 1 (Dueck, 2000; Miller et al., 2005; Vásquez y Pérez, 2007, pp. 17-21).

**FEV6 (Forced Expiratory Volume in six seconds):** volumen espiratorio forzado en el segundo 6 (VEF6), como se ve en la figura 1; volumen de aire exhalado al segundo 6 de la FVC. Se usa como sustituto de la FVC en la espirometría de consultorio (Miller et al., 2005; Vásquez y Pérez, 2007, pp. 17-21).

**FEV1/FVC:** cociente o relación FEV1/FVC; es la relación de FEV1 dividido entre la FVC y expresada como porcentaje. Esta relación es la variable más comúnmente utilizada para definir obstrucción al flujo aéreo (Dueck, 2000; Miller et al., 2005; Vásquez y Pérez, 2007, pp. 17-21).

**FEF 25-75 % (Forced Expiratory Flow 25 %-75 %):** flujo espiratorio forzado. Representa la velocidad máxima de flujo espirado y mide el promedio de flujo entre el 25 % y el 75 % de la FVC. Es independiente del esfuerzo espiratorio y diagnostica alteraciones obstructivas; se expresa en litros por segundo (L/s) (ver figura 2) (Miller et al., 2005).

**PEF (Peak Expiratory Flow):** flujo espiratorio máximo o pico (FEM o FEP); flujo máximo de aire alcanzado con un máximo esfuerzo, partiendo de una posición de inspiración máxima, expresado en litros por segundo (L/s), como se ve en la figura 2 (Miller et al., 2005).

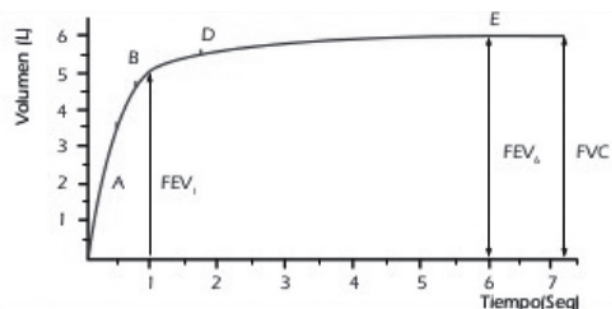


Figura 1. Ejemplo de curva volumen-tiempo. Fuente: Vásquez y Pérez (2007, pp. 17-21).

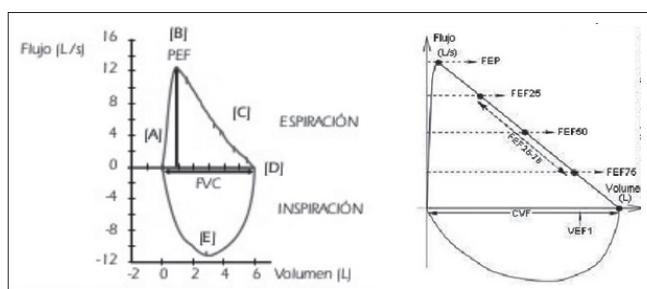


Figura 2. Ejemplos de curva flujo-volumen.  
Fuente: Vásquez y Pérez (2007, pp. 17-21).

### Requerimientos generales en el diseño de espirómetros

Instituciones internacionales como la Sociedad Americana del Tórax (ATS), Asociación Americana de Cuidado Respiratorio (AACR), Comité Respiratorio Europeo (ERC), Administración de Salud y Seguridad Ocupacional (OSHA) e Instituto Nacional para la Salud y Seguridad Ocupacional (NIOSH) han establecido estándares y recomendaciones para el diseño de espirómetros referentes a la resolución (mínimo flujo y volumen detectable) y linealidad del instrumento, así como la gama de valores usuales de tiempo, flujo y volumen. A continuación se presentan los requerimientos por parte de la ATS que poseen gran validez internacional.

- a. Del tipo de prueba (Miller et al., 2005) (tabla 1).

Tabla 1. Recomendaciones del diseño espirométrico por la ATS

Prueba	Precisión	Gama de flujo (litros/segundo)
CV FCV FEV1	Desde 0.5 hasta 8 L con precisión de 0.05 L	De 0 a 14 L/s
FEF 25-75 %	Desde 0 hasta 12 L/s con precisión de 0.2 L/s	De 0 a 14 L/s

Fuente: elaboración propia a partir de Miller et al. (2005).

- b. De la visualización del espirograma (Miller et al., 2005) (tabla 2).

Tabla 2. Recomendaciones de visualización de espirogramas por la ATS

Gráfica	Eje de volumen	Eje de flujo	Eje de tiempo
Volumen/tiempo	5 mm=1 L	-	10 mm=1s
Flujo/volumen	Razón 1:2 (1L volumen: 2 L/s flujo)	Razón de 2:1 (2 L/s flujo: 1L volumen)	-

Fuente: elaboración propia a partir de Miller et al. (2005).

### Leyes físicas que rigen el sistema respiratorio

#### Flujo respiratorio

El movimiento del aire al respirar presenta principalmente dos tipos de flujo: laminar y turbulento. En el flujo laminar las partículas de los fluidos se mueven a lo largo de láminas adyacentes sin mezclarse. La agitación de las partículas del fluido es solamente de naturaleza molecular y están restringidas a moverse en trayectorias esencialmente paralelas, debido regularmente a la acción de la viscosidad. El estudio del flujo laminar es descrito por la ley de Poiseuille. En el flujo turbulento, las partículas de fluido no permanecen en capas, sino que se mueven en forma heterogénea a través del flujo, deslizándose más allá de otras partículas y chocando con algunas otras, lo que produce un mezclado rápido y continuo del flujo. La medición de turbulencia es descrita por el número de Reynolds (Berutti, 2000, p. 16).

#### Número de Reynolds

El número de Reynolds, descrito por Osborne Reynolds en 1883, es un número adimensional utilizado para caracterizar el movimiento de un fluido. Es el cociente resultante de comparar las fuerzas de inercia y los términos viscosos de las ecuaciones de Navier-Stokes que gobiernan el movimiento de los fluidos (Filgueras, 2001, p. 2). La fórmula que describe el número de Reynolds en un tubo es (1):

$$R_e = \frac{\rho V_s D}{u} = \frac{V_s D}{v} \quad (1)$$

Donde:

: densidad del flujo dada en kilogramos por metro cúbico (kg/m<sup>3</sup>).

V: velocidad característica del fluido, cuya unidad es metros sobre segundo (m/s).

u: velocidad cinemática del fluido expresada en (kg/m\*s) x10-5.

D: diámetro de la tubería a través de la cual circula el fluido en metros (m).

v: velocidad dinámica del flujo expresado en (m<sup>2</sup>/s) x10-5.

En la clasificación de flujos laminares y turbulentos, si el número de Reynolds es inferior de 2000 el flujo será laminar, y si es mayor de 4000 el flujo será turbulento. El índice de Reynolds puede verse afectado por varias condiciones incidentes, como la quietud inicial del fluido, la forma de entrada del tubo y la rugosidad del tubo.

### Ley de Poiseuille

También llamada de Hagen-Poiseuille, es una ley física formulada en 1840 concerniente al volumen de flujos estacionarios laminares o líquidos viscosos uniformes e incomprensibles, que pasa a través de un tubo cilíndrico definida por (2) (Filgueras, 2001, p. 2; Lucerna, 2004):

$$\varphi = \frac{dv}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left( \frac{-\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4}{8\mu} \frac{|P1 - P2|}{L} \quad (2)$$

Donde:

: flujo expresado en m<sup>3</sup>/s.

v: mediana de la velocidad expresada en m/s.

x: vector de dirección de flujo expresado en m.

R: radio interno del tubo expresado en m.

P: diferencia de presión entre los dos terminales expresada en pascales (Pa).

L: longitud del tubo expresada en m.

: viscosidad dinámica del fluido expresada en (kg/m\*s) x10-5.

### Conceptos técnicos e instrumentales

Un procedimiento para medir la diferencia de presión en el organismo es medir el flujo entrante al sistema respiratorio. Otra técnica es la medición directa de volúmenes. De acuerdo con la señal sensada, los espirómetros se clasifican en espirómetros de flujo y espirómetros de volumen. Los espirómetros de flujo miden directamente el flujo ventilatorio y por integración el volumen. Los espirómetros de volumen obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación el flujo. Para lograr un procesamiento eléctrico habitualmente se eligen los espirómetros de flujo, en los cuales se fundamentó el desarrollo del presente espirómetro. El procedimiento más común para medir el flujo es por medio de dispositivos en los que el caudal de aire o líquido produce una diferencia de presión, regularmente como respuesta a una obstrucción en el flujo; se trata de dispositivos como el neumotacómetro o neumotacógrafo (figura 3) (Berutti, 2000; Lucerna, 2004).

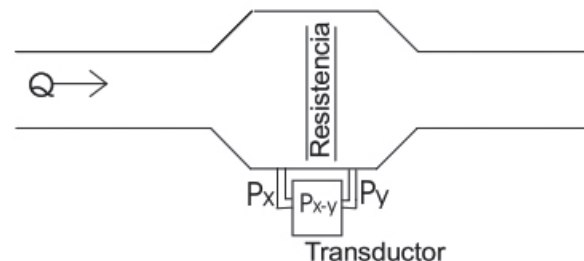


Figura 3. Neumotacómetro o neumotacógrafo. Fuente: Lucerna (2004).

Los neumotacógrafos son sensores de flujo gaseoso que transforman la señal primaria, es decir, el aire espirado por el paciente, en presión diferencial proporcional. Dicha presión diferencial es producida por la presencia de una resistencia neumática en la boquilla del neumotacógrafo. En este proyecto se utilizó el neumotacógrafo de resistencia neumática tipo Lilly. En este tipo de neumotacógrafo se sustituyen los tubos capilares por membranas o por una membrana metálica (Berutti, 2000), como se muestra en la figura 4.

Para hacerlo más factible se ha utilizado malla de plástico, cuyo funcionamiento es básicamente igual. Los neumotacógrafos de resistencia neumática son los más utilizados en el mundo por su practicidad, costo y durabilidad. El principio físico que rige su funcionamiento es la ley de Poiseuille, dada por la ecuación (2). Una condición indispensable para poder aplicar la ley de Poiseuille es que el flujo de la espiración sea laminar, es decir, que cumpla con un índice de Reynolds menor de 2000 (Miller et al., 2005). Dicha exigencia se puede garantizar colocando una película reticulada en la boquilla del neumotacógrafo, que redistribuya el flujo. El índice de Reynolds estará entonces influenciado por el tamaño de los orificios de dicha película. A ambos lados de la resistencia neumática se presentará una diferencia de presión que puede convertirse en una señal eléctrica por medio de un transductor piezorresistivo (Filgueras, 2001, p. 2).

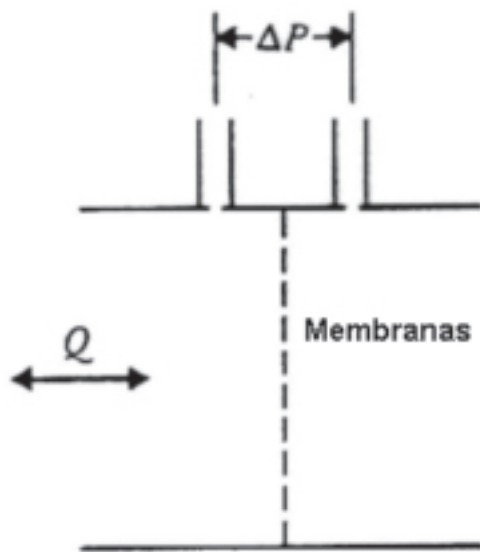


Figura 4. Esquema de neumotacógrafo tipo Lilly. Fuente: Lucerna (2004).

## Diseño y desarrollo del espirómetro

### Neumotacómetro o neumotacógrafo

De acuerdo con los requerimientos y objetivos propuestos, como costo, exactitud, facilidad de manejo, portabilidad y procesamiento electrónico de datos, se

implementó un neumotacógrafo de flujo de resistencia neumática tipo Lilly. Para la construcción del neumotacógrafo se utilizó acrílico transparente, el cual sirve como conductor del aire espirado al sensor y como estructura aislante de corrientes externas; consta de dos piezas para posicionar la resistencia neumática en el centro. Como resistencia se colocó un filtro en malla de fibra sintética, que desempeña la función de un neumotacómetro de pantalla Lilly (figura 5).



Figura 5. Resistencia neumática en el neumotacógrafo tipo Lilly. Fuente: elaboración propia.

Análogamente a un circuito eléctrico, donde a través de la Ley de Ohm se infiere que la diferencia de potencial en las terminales de una resistencia aumenta al incrementar el valor de esta o el de la corriente, la diferencia de presión sensada en el neumotacógrafo crece al aumentar el flujo de aire, el valor de la resistencia neumática, o ambos.

Para fijar la resistencia neumática en el interior del neumotacógrafo, ya que las dos partes tenían el mismo diámetro interno para el mayor y externo para el menor, se unieron por presión, de tal manera que prensara la resistencia neumática en la mitad sin alterar su espesor y escapes de aire que modifican el flujo inadecuadamente.

La señal de flujo adquirida de la espiración es medida por un transductor de presión diferencial, comparando la presión antes y después de la resistencia neumática. Para esto se realizaron dos hendiduras de 5 mm de diámetro a los costados del neumotacómetro, para introducir en ellas dos mangueras conectadas a los extremos

del transductor. El sensor es de la serie MPX2010DP de Motorola (figura 6), que es un transductor con compensación de temperatura con un rango de medición de 0 a 10 KPa (0 - 1.45 psi) (Mpx, 2002), que proporciona una salida de tensión muy precisa y lineal, directamente proporcional a la diferencia de presión aplicada. El sensor en cuestión emplea galgas extensiométricas de silicio con una sensibilidad de 2.5 mV/KPa ante una alimentación mayor o igual a 10V, como se muestra en la figura 7 (Mpx, 2002).

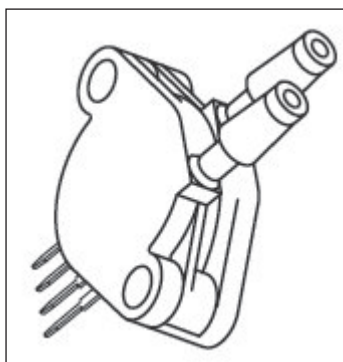


Figura 6. Transductor de presión diferencial MPX2010DP. Fuente: Mpx (2002).

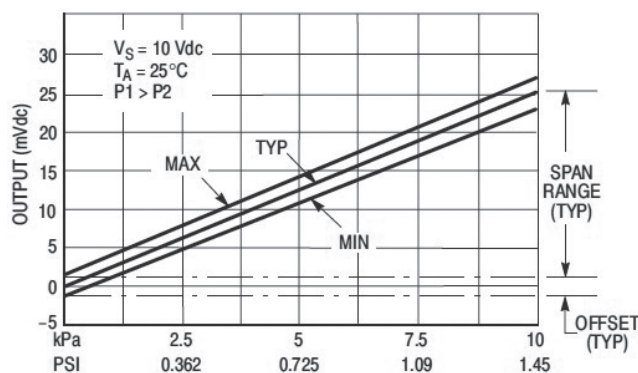


Figura 7. Salida versus presión diferencial. Compensación de temperatura y calibración. Fuente: Mpx (2002).

Para la realización del espirómetro la ATS pide como mínimo los siguientes requerimientos técnicos para el sistema de adquisición (Miller et al., 2005):

Debe garantizar las mediciones de flujo en el rango de 0 a 12 L con una exactitud de 0.2 L/s.

Los sensores de presión diferencial deben ser lineales con compensación de temperatura y medir en la gama de +196.133 Pa.

De acuerdo con la segunda indicación de la ATS, se sugiere que el sensor mida un rango de presión igual a +196.133 Pa y esté compensado en temperatura. El utilizar un sensor que cubra estos dos requerimientos implicaría elevar el costo seis veces. El rango de medición del transductor empleado es mucho mayor que el requerido y está compensado en temperatura, pero su sensibilidad es menor; sin embargo, ese problema puede ser solucionado por amplificación en la etapa de acondicionamiento.

Ya que en el área médica es muy importante la parte higiénica al realizar un diagnóstico, al efectuar una prueba espirométrica es esencial utilizar un filtro bacteriológico para eliminar la posibilidad de la contaminación cruzada con el dispositivo de medición, además que esta también fuerza al aire a moverse uniformemente a través del transductor; este filtro es necesario cambiarlo únicamente si se rompe el dispositivo de filtración. En la figura 8 se observa, de derecha a izquierda, el neumotacógrafo, filtro bacteriológico y boquilla desechable para cada paciente.



Figura 8. Boquilla desechable, filtro bacteriológico y neumotacógrafo tipo Lilly. Fuente: elaboración propia.

### Acondicionamiento

El acondicionamiento de la señal proveniente del sensor de presión fue realizado en tres partes: amplificación,

filtrado, sumador de voltaje y rectificación de media onda, que se aprecia en la figura 9.

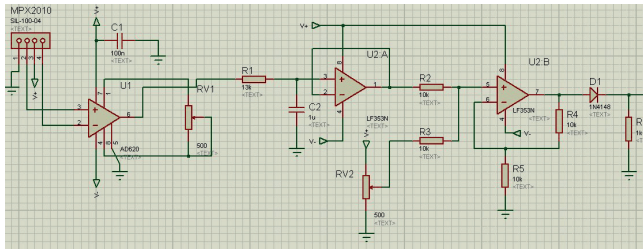


Figura 9. Acondicionamiento de la señal.  
Fuente: elaboración propia.

La señal fue amplificada aproximadamente 200 veces por medio de un amplificador de instrumentación AD620AN, por lo que la señal resultante aumenta en el rango de 0 V a 5V respectivamente cuando la diferencia de presión es cero a la máxima de 10 KPa. Se implementó un filtro activo pasa bajos calculado para una frecuencia de corte de 10 Hz y una ganancia de uno, y así filtrar el ruido de la señal. Se implementó también un rectificador de media onda y así únicamente permitir el paso de voltaje positivo; anterior a este se dispuso de un sumador el cual agregó un voltaje aproximado de 500 mV DC (corriente continua), ya que es la disminución de voltaje que se da por el consumo del diodo para activarse y permitir el paso de corriente. De esta manera el diodo se comportará como un diodo ideal sin alterar la señal amplificada y permitirá únicamente el paso de voltaje positivo (figura 10).

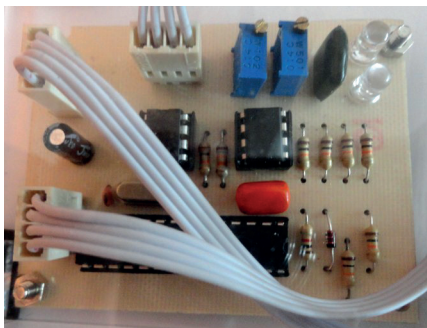


Figura 10. Acondicionamiento de la señal.  
Fuente: elaboración propia.

Posteriormente se empleó el conversor análogo/digital (ADC) del microcontrolador PIC18F2550, configurado

para muestrear a 10 bits (el máximo valor que este permite), por lo que la señal puede adquirir 1024 valores distintos de un voltaje de referencia de 5 V, lo cual permitió realizar la anterior amplificación analógica. La señal ingresa al microcontrolador en un rango de 0 V a 5 V, donde esta variable depende de los parámetros físicos que el sensor esté midiendo. Una vez el sensor entregue la señal y haya pasado por su debido acondicionamiento, las señales son digitalizadas gracias al ADC que posee internamente el microcontrolador, para convertir los datos entregados por el sensor. También se implementó un protocolo de comunicación USB al computador a fin de enviar en tiempo real los valores entregados por el circuito, el cual fue “USB communications device class (o USB CDC)”, “clase de dispositivo de comunicación USB”, que es una clase de dispositivo de bus serie universal compuesto. El dispositivo LabView se conecta a una línea de comunicaciones RS-232 y el sistema operativo en el lado USB hace que el dispositivo USB aparezca como un puerto RS-232 tradicional.

### Tratamiento y visualización

En esta parte del desarrollo del espirómetro es donde se procesa y controla la información para hacerla útil para alguna aplicación o directamente para el usuario; también la información es desplegada, transmitida o registrada en función de las necesidades del usuario. Dentro del instrumento virtual se realizó todo el procesamiento necesario para el voltaje entregado por el sensor, sea solamente en función de la presión debido al flujo espiratorio. Los datos que el microcontrolador envía son valores de 0 a 1 024 dependiendo de la señal de entrada; por este motivo se aplica la ecuación (3) con la cual, a partir de los valores entregados por el microcontrolador, se halla la diferencia de presión medida por el sensor.

$$\Delta P = DATO * \left( \frac{5}{1024} \right) * 2000 \quad (3)$$

es el valor que entrega el microcontrolador al computador y es la diferencia de presión en pascales.

Después de esto, gracias al tipo de neumotacógrafo que se diseñó, el cual se detalló en conceptos técnicos e instrumentales, se aplicó la ley de Poiseuille (3), con la cual, a partir de la diferencia de presión medida por el transductor, se puede medir directamente el flujo ventilatorio y, por integración de este, el volumen de aire de acuerdo con la ley de Poiseuille. La viscosidad dinámica del aire es de  $1.90433 \times 10^{-5} \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ , la cual es necesaria en esta ley.

La medición del flujo de aire resultante de la ley de Poiseuille está en magnitudes de metros cúbicos por segundo, por lo que es necesario hacer la conversión de las magnitudes a litros por segundo tal como exige la ATS en la visualización del espirograma. Se puede visualizar en tiempo real en la pantalla (lengüeta) principal (figura 11) el flujo ventilatorio medido por el neumotacógrafo, y tres gráficas donde se muestran flujo-tiempo, volumen-tiempo y flujo-volumen; también unas opciones de género, altura y edad para obtener el resultado de FVC teórico que servirá de comparación para chequeos periódicos. Al terminar la prueba espirométrica se pueden guardar los datos obtenidos en dicha prueba, con la posibilidad de almacenar tres pruebas y la eventualidad de aumentar el posible número de pruebas que se puedan guardar. Para conservar la información, es necesario presionar el botón “save” una vez escogida alguna de las tres opciones en donde se quiere guardar. Se tienen opciones como limpiar la gráfica, pausarla y, además, se puede observar la diferencia de presión gráficamente en un tanque en la parte inferior de la pantalla. Se tiene un indicador de si se ha establecido o no una comunicación USB con el microcontrolador y la opción de elegir con qué puerto se debe establecer la conexión.

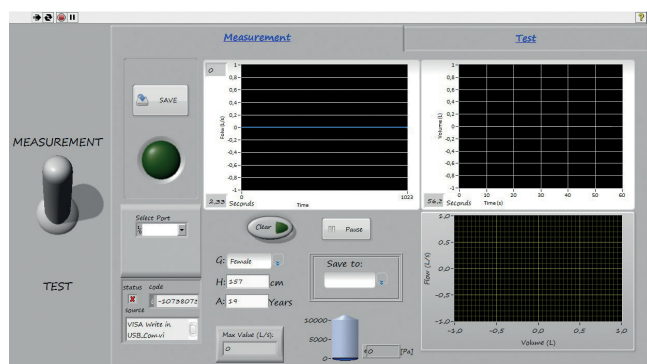


Figura 11. Pantalla principal del espirómetro. Lengüeta de medición  
Fuente: elaboración propia.

Como se mencionó, en parámetros espirométricos lo esperado para la información de una prueba de espirometría son los gráficos de flujo-volumen, los gráficos de curvas volumen-tiempo, junto con los valores principales posibles de medir en una prueba espirométrica. Con el fin de obtener estos resultados, es necesario tener la capacidad de almacenar los resultados de la prueba de flujo, y de ellos, obtener los gráficos correspondientes. Por razones de espacio no es posible incluir en este trabajo los detalles de la programación de las interfaces, y solo aparecerán los resultados obtenidos.

El programa mostrará la misma información de la prueba de espirometría, pero permite comparar y analizar las diferentes pruebas de un mismo paciente o de diferentes pacientes con diagnósticos similares, cuando se trabaja en forma estática, lo que es necesario para leer los archivos de datos, donde se encuentra la información almacenada de las pruebas. La pantalla que permite seleccionar los archivos, donde aparecerán tres opciones correspondientes al número máximo de pruebas para mostrar. Una vez elegido el archivo, la información leída aparece en la pantalla secundaria, graficando la curva flujo-volumen dependiendo del archivo escogido; en la figura 12 se muestra la gráfica flujo-volumen donde los valores corresponderán a la curva número uno. Será capaz de leer la información almacenada de una prueba espirométrica anterior.

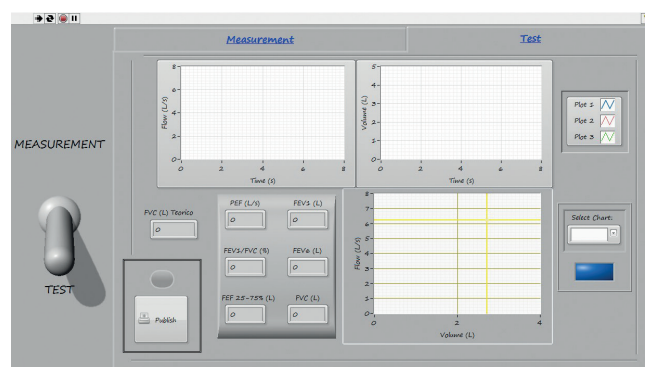


Figura 12. Pantalla secundaria del espirómetro. Lengüeta de evaluación.  
Fuente: elaboración propia.



## Resultados

Con el fin de evaluar la eficiencia del sistema en su conjunto, se hicieron tres pruebas espirométricas con el mismo paciente para su posterior comparación y así establecer un promedio de las tres. Los resultados de las pruebas obedecen a la eficiencia del espirómetro, a las condiciones físicas del paciente y sus variables antropométricas. Otros factores que pueden modificar los resultados de la prueba son la raza, sexo, altura, peso y edad. Para estos valores ya están establecidos unos parámetros constantes para las personas, con los cuales se puede comparar y posteriormente realizar un diagnóstico. Existen valores teóricos establecidos por la ecuación (4) para hallar la FVC de una prueba espirométrica (Pflanzer, 2005, pp. 2-4) y unas tablas con más valores calculados requeridos en dicha prueba.

$$\begin{aligned} \text{Masculino} \quad \_FCV &= 0.052 * H - 0.022 * A - 3.60 \\ \text{Femenino} \quad \_FCV &= 0.041 * H - 0.018 * A - 2.96 \end{aligned} \quad (4)$$

A continuación se dispuso a comparar los valores de pruebas espirométricas en un mismo paciente, como se ve en la tabla 3, utilizando la unidad Biopac MP30 con el transductor de flujo aéreo SS11LA, el espirómetro de este proyecto y los valores teóricos (figura 13 y 14).

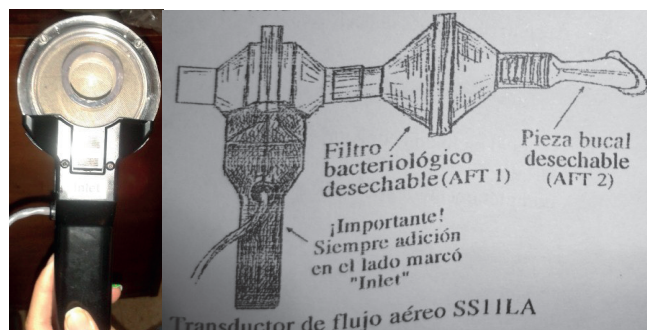


Figura 13. Espirómetro, transductor de flujo aéreo SS11LA. Fuente: Pflanzer (2005).

Paciente: Laura A. Contreras G.  
 Fecha de nacimiento: 15/02/1994  
 Edad: 19  
 Altura: 157 cm  
 Peso: 47 kg

Sexo: femenino  
 Prueba: una espiración forzada.

Tabla 3. Resultados de la prueba espirométrica

Parámetros	Teóricos	Transductor SS11LA	Espirómetro proyecto	% teor. vs. espirómetro
FVC (L)	3.467	4.05	3.566	97.22
FVC1 (L)	3.134	3.54	3.46	90.57
FEV1/FVC %	91	87.4	96.6	94.20
FEP (L/s)	6.96	7.2	5.5	80

Fuente: elaboración propia a partir de Miller et al. (2005).

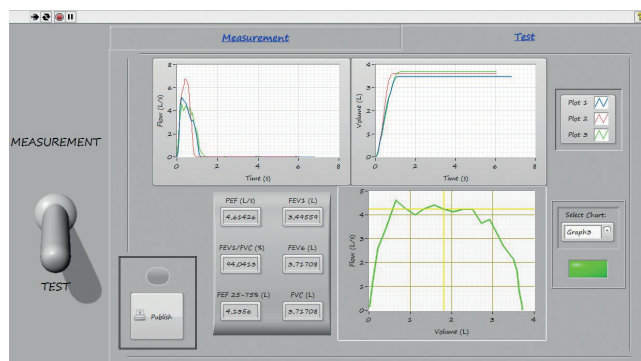
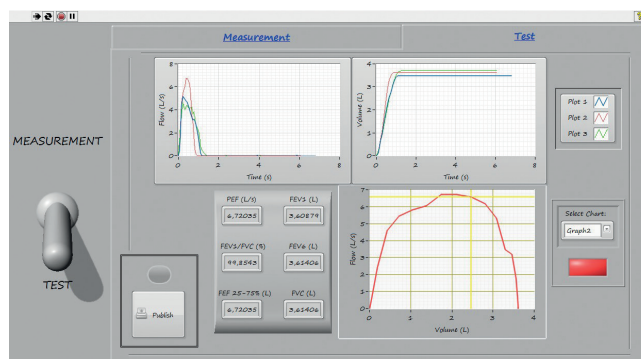
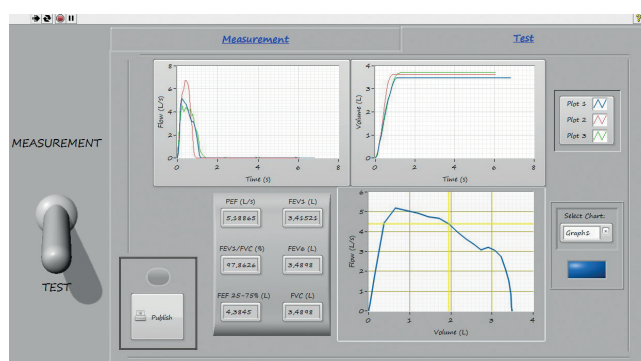


Figura 14. Las tres pruebas realizadas al paciente Fuente: elaboración propia.

## Conclusiones

La presencia de la electrónica en todos los aspectos de nuestras vidas nos permite apreciar que la ingeniería electrónica es aplicable a cualquier rama del conocimiento humano, para el desarrollo de una gran diversidad de herramientas. El presente trabajo muestra una aplicación electrónica en una rama muy específica del área médica: en la evaluación de la salud respiratoria por medio de la espirometría.

Los resultados obtenidos son muy similares a los teóricos y a los del otro espirómetro, sin embargo lograr que una persona realice la prueba en el mismo ambiente y en las mismas condiciones no asegura que las pruebas van a ser exactas o muy similares, y en algunos casos son muy distintas.

Los resultados de los espirogramas realizados dependen totalmente tanto del paciente como del diseño del espirómetro, ya que, dependiendo de este, cambia el flujo de aire y el análisis de los datos entregados por el transductor de presión diferencial.

El software hecho en LabView consta de un programa con dos funciones, la primera es para la adquisición de datos y la segunda para el análisis de datos. El programa es agradable y gráfico. Se considera que los resultados obtenidos son buenos y se cumplieron las metas propuestas. Lo más interesante de un proyecto de este tipo, desde el punto de vista tecnológico, es la realización de un instrumento moderno, exacto y de bajo costo que sea accesible a todas las personas. Este trabajo podría favorecer el uso de la espirometría en nuestro país al facilitar la adquisición de equipos de bajo costo para los hospitales y clínicas.

## Referencias

- Berutti, L. (2000). Exploración de la función pulmonar y neumotacógrafos. Caracas: Universidad Central de Venezuela.
- Dueck, R. (2000). Assessment and monitoring of flow limitation and other parameters from flow/volume loops. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 16(5), 425-432.
- Filgueras, J. (2001). Calibraciones de transductores y sensores de flujo diferencial, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Cuba.
- Gutkowski, P., Lubiński, W. y Zielonka, T. (2005). Spirometría. *Medical Tribune*.
- Lucerna, P. (2004). Transductores de presión y de flujo. XIII Seminario de Ingeniería Biomédica.
- Miller, M. R., Hankinson, J., Brusasco, V., Burgos, F., Casaburi, R., Coates, A., Crapo, R., Enright, P., van der Grinten, C. P., Gustafsson, P., Jensen, R., Johnson, D. C., MacIntyre, N., McKay, R., Navajas, D., Pedersen, O. F., Pellegrino, R., Viegi, G. y Wanger, J. (2005, agosto). Standardisation of spirometry. *The European respiratory journal : official journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*, 26(2), 319-338.
- Miller, W., Wu, N. y Johnson, R. (1956). Convenient method of evaluating pulmonary ventilatory function with single breath test. *Anesthesiology*, 17, 480-483.
- Mpx, T. (2002). 10 kPa On-Chip Temperature Compensated y Calibrated Silicon Pressure Sensors MPX2010, pp. 1-12.
- Pflanzler, R. (2005). Lecciones de Fisiología para el uso con el programa Biopac Student Lab. Biopac Systems, Inc.
- Schirnhofner, L., Lamprecht, B., Firlei, N., Kaiser, B., Buist, A. S., Halbert, R. J., Allison, M. J. Studnicka, M. (2011). Using targeted spirometry to reduce non-diagnosed chronic obstructive pulmonary disease, *Respiration*, 81(6), 476-482.
- Vázquez, J. C. y Pérez, J. R. (2007, febrero). Manual para el uso y la interpretación de la espirometría por el médico, Asociación Latinoamericana del Tórax, 1, 17-21.