

# Modelo pulmonar: estrategia didáctica experimental para el nivel medio superior



**Ernesto Zamora Martínez, Elsa Reyes Ortiz, Mónica Pacheco Román**

*Instituto de Educación Media Superior del Distrito Federal, Plantel Benito Juárez. Zacatlán esq. Cempasúchil, s/n. Lomas de San Lorenzo Tezonco. C.P. 09790. México, D.F.*

**E-mail:** zamora\_martinez@yahoo.com.mx

(Recibido el 15 de Diciembre de 2009; aceptado el 31 de Marzo de 2010)

## Resumen

Las problemáticas cuantitativas y cualitativas que se incorporan en los cursos de física, generalmente, consisten en situaciones que resultan ajenas a la vida cotidiana de estudiantes y profesores. En un intento por revertir esta situación, hemos desarrollado y puesto en práctica actividades teórico-experimentales con las que los estudiantes aplican diversos contenidos para describir y comprender la dinámica respiratoria. Asimismo, aportamos los elementos para construir dos tipos de sensores de presión de bajo costo, utilizando como interfaz la tarjeta de sonido o el puerto USB de una computadora personal.

**Palabras clave:** Laboratorio de física, respiración, sensor de presión.

## Abstract

The quantitative and qualitative problems introduced in physics courses usually involve situations that are alien to the everyday lives of students and teachers. In an attempt to reverse this situation, we have developed and implemented theoretical and experimental activities in which students apply various contents to describe and understand the respiratory dynamics. Furthermore, we provide the building blocks of two types of low-cost pressure sensors using the sound card interface or the USB port of a personal computer.

**Keywords:** Physics laboratory, breathing, pressure sensor.

**PACS:** 01.30.la, 01.50.Pa, 07.07.Df

**ISSN 1870-9095**

## I. INTRODUCCIÓN

Las problemáticas cuantitativas y cualitativas que se desarrollan en los cursos de física, generalmente, consisten en situaciones que resultan ajenas a la vida cotidiana de estudiantes y profesores. Por otro lado, consideramos necesario desarrollar material didáctico que permita a los estudiantes analizar diversos fenómenos, como la dinámica respiratoria, integrando los conocimientos asociados a las leyes de los gases ideales, la mecánica de fluidos, el electromagnetismo y los fenómenos ondulatorios. Cabe señalar que la profundidad con que se estudien dichos contenidos dependerá del énfasis e intereses específicos de profesores y estudiantes; ya sea en estricto apego a los programas de estudio o planteándose como un proyecto de investigación.

En la siguiente sección describiremos brevemente la dinámica respiratoria; más adelante daremos una descripción de la construcción y funcionamiento del prototipo experimental y cómo se puede monitorear el comportamiento del modelo pulmonar con sensores de presión por medio de la tarjeta de sonido o el puerto USB de una computadora personal. Por último, describiremos nuestra experiencia y plantearemos nuestras conclusiones.

## II. DISEÑO DEL MODELO

### A. Respiración

La respiración es el proceso de intercambio de gases entre el interior y exterior del cuerpo mediante la inhalación y exhalación; el desplazamiento de los gases se produce por las diferencias de presión debidas a los cambios en la forma y tamaño de la cavidad torácica por medio de la acción muscular [1].

La respiración normal es resultado de la distensibilidad pulmonar. Los músculos involucrados en la respiración se dividen en inspiratorios y espiratorios [2]. El principal músculo inspiratorio es el diafragma, siguiendo los intercostales externos, los pectorales y el músculo esternocleidomastoideo. Los músculos espiratorios son los intercostales internos y los rectos abdominales.

En la exhalación, el volumen del tórax disminuye al elevarse el diafragma desde la parte baja del tórax, la presión en el interior se vuelve mayor que la presión atmosférica provocando que los gases salgan de la cavidad pulmonar. Durante la inhalación ocurre lo contrario, y el aire entra a los pulmones cuando la presión en el interior de la cavidad se vuelve menor que la presión atmosférica. Los cambios de presión en los pulmones son fluctuaciones

periódicas, cuya presión manométrica en un adulto promedio es de  $\pm 5$  mmHg para la respiración normal, y  $\pm 37$  mmHg para el esfuerzo máximo [3].

El análisis detallado de la mecánica respiratoria es difícil debido a la complejidad del árbol bronquial y a la deformación de los bronquios durante la respiración; por lo que resulta útil introducir modelos simples que con pocos parámetros describan la mecánica respiratoria. Un modelo simple del sistema mecánico pulmonar es el constituido por una resistencia  $R$ , y compliancia<sup>1</sup>  $C$  conectadas en serie.

## B. Simulación de compliancias

En este tipo de modelo pulmonar cada nivel de compliancia del sistema respiratorio es simulado por dos recipientes. En estos, la insuflación de un determinado volumen ( $dV$ ) se acompaña de un incremento proporcional de la presión ( $dP$ ). La relación entre el volumen (capacidad) del recipiente y la compliancia que proporciona se deduce de la aplicación de la Ley de Boyle [4], asumiendo que la temperatura en el interior es constante. Así, el producto presión-volumen tiene un valor constante:

$$P \cdot V = K. \quad (1)$$

Diferenciando a ambos lados de la ecuación 1 obtenemos:

$$PdV + VdP = 0. \quad (2)$$

Resolviendo la ecuación diferencial anterior, tenemos:

$$\frac{dV}{dP} = -\frac{V}{P}. \quad (3)$$

Donde  $V$  representa el volumen del recipiente,  $P$  la presión barométrica,  $dV$  el cambio de volumen y  $dP$  el cambio de presión. Por lo tanto, para una presión barométrica dada, la compliancia del recipiente  $\left(\frac{dV}{dP}\right)$  será directamente

proporcional al volumen del mismo. La relación  $\left(\frac{V}{P}\right)$  que caracteriza al recipiente, se obtiene haciendo variar el volumen y midiendo la presión generada correspondiente a cada volumen. La pendiente de la gráfica de los cambios de volumen (eje coordenado) contra los correspondientes cambios de presión (eje de las abscisas) nos permite obtener la compliancia efectiva de cada recipiente.

## C. Simulación de las resistencias al flujo de gas

Los niveles de resistencia que deben utilizarse durante el análisis funcional de respiradores consiste en dos tubos acoplados que permiten encajar un emparedado formado por dos rejillas metálicas (que no oponen resistencia alguna al flujo), las cuales sirven de soporte a la lámina de material

filtrante situada entre ellas y que constituye, en sí misma, la resistencia.

El valor de la resistencia está dado por las características del material filtrante utilizado. En la práctica, el cálculo de dicho valor se realiza midiendo la variación de la presión generada entre ambos extremos de la resistencia, para cada nivel de flujo. Otro modelo de resistencia consiste en aprovechar que el gas entra y sale del simulador a través de un orificio o de un tubo de diámetro interno elegible, lo que permite simular distintos niveles de resistencia al flujo.

## III. SIMULACIÓN Y MONITOREO

### A. Simulación

Nuestro modelo [Figura 1] consta de dos vasos de vidrio que contienen dos globos que representan la cavidad torácica y los pulmones, respectivamente. El dispositivo cuenta con un conector en la parte superior de la cavidad para medir las variaciones de la presión dentro de los vasos con un sensor.

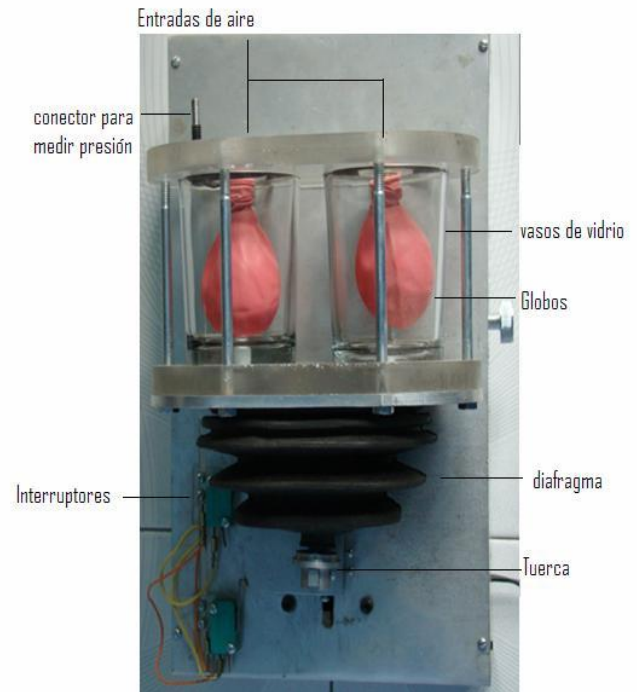


FIGURA 1. Vista frontal del modelo pulmonar.

El tamaño de la cavidad se controla por medio de un dispositivo electromecánico que proporciona un movimiento longitudinal al diafragma. Dicho movimiento se obtiene mediante una tuerca unida a un tornillo sin fin, cuyo movimiento giratorio es proporcionado por un motor de corriente previamente rectificada. La frecuencia del movimiento del diafragma (10-30 ciclos por minuto) se obtiene mediante la rectificación de la corriente alterna suministrada al motor por una fuente de voltaje. Un circuito integrado programable permite invertir la dirección del giro al activar alternadamente los dos interruptores mecánicos [Figura 2].

<sup>1</sup>La compliancia es la distensibilidad pulmonar debida a la variación del volumen con respecto a la presión.

## B. Monitoreo

La medición de la variación de la presión en el proceso de inspiración-espriación se puede realizar por medio de dos tipos de espirómetros<sup>2</sup>.

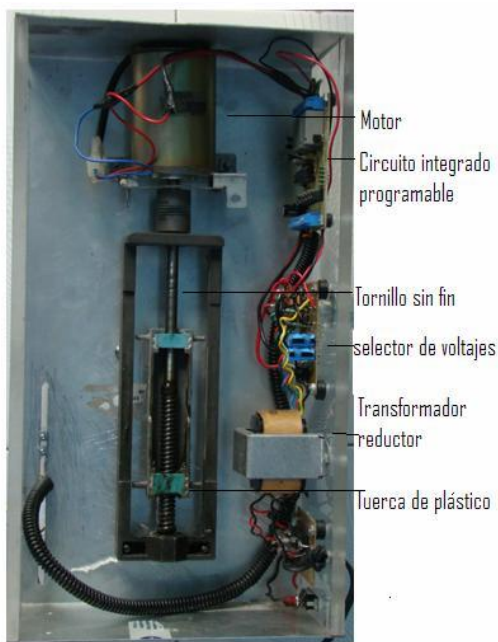


FIGURA 2. Vista posterior del modelo pulmonar.

El primero de ellos consiste en un espirómetro de agua, construido mediante un par de tubos comunicantes llenos de agua. En uno de los tubos se conecta una manguera a la salida del modelo pulmonar, de forma tal que las variaciones de presión en la parte superior modificarán la altura de la columna de agua (principio de Bernoulli) [5], y las variaciones de presión se transmitirán íntegramente a toda columna de agua (principio de Pascal) [5].

En el segundo tubo se coloca un imán de neodimio, el cual será desplazado en el interior del tubo al cual se acopla una bobina de alambre magneto [Figura 3]. El desplazamiento dentro de la bobina, induce una diferencia de potencial en los extremos de la misma (ley de inducción de Faraday) [6], que a su vez genera una corriente alterna. Dicha corriente puede introducirse mediante un conector a la tarjeta de sonido de una computadora personal, y mediante el uso de alguna interfaz gráfica será posible visualizar, en tiempo real, las variaciones de la presión pulmonar y, de esta forma, medir la frecuencia respiratoria [figura 4].

Un neumatocógrafa<sup>3</sup> se puede construir a partir de un *mouse* óptico [figura 5], el cual nos permite medir las diferencias de presión tal como se describe a continuación.

<sup>2</sup>Aparato empleado para registrar las variaciones de presiones debidas a la entrada y salida de aire de los pulmones.

<sup>3</sup>Instrumento utilizado para medir las variaciones de volumen de aire en el tiempo del aparato respiratorio.



FIGURA 3. Montaje del dispositivo experimental.

El funcionamiento de este dispositivo es esencialmente el mismo que en el espirómetro descrito anteriormente, ya que se utiliza nuevamente un par de tubos comunicantes, con la salvedad de que en este caso se utiliza una pieza plástica flotante en lugar del imán. La medición de la presión ejercida en la entrada del sensor, es registrada por el *mouse* al detectar el desplazamiento de la pieza flotante frente al rayo láser, enviando las señales a una computadora personal vía el puerto conductor universal en serie (USB).

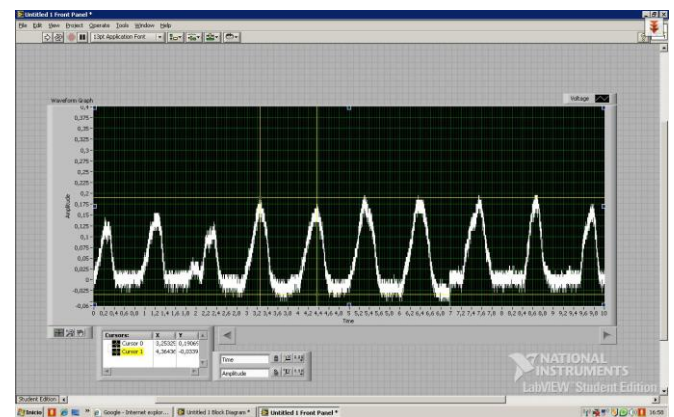


FIGURA 4. Gráfica en LabView de las variaciones de presión pulmonar en el tiempo.

A diferencia de los espirómetros o neumatocógrafos comerciales, los nuestros tienen la ventaja de que no representan un riesgo para los usuarios al realizar mediciones de la frecuencia respiratoria, aun al entrar en contacto con personas enfermas. Además de poder sustituir las mangueras utilizadas en cada medición, los tubos comunicantes pueden desinfectarse mediante una autoclave; siendo la mayor de las ventajas el hecho de que tanto la

bobina como el *mouse* nunca entran en contacto con fluidos posiblemente contaminados.

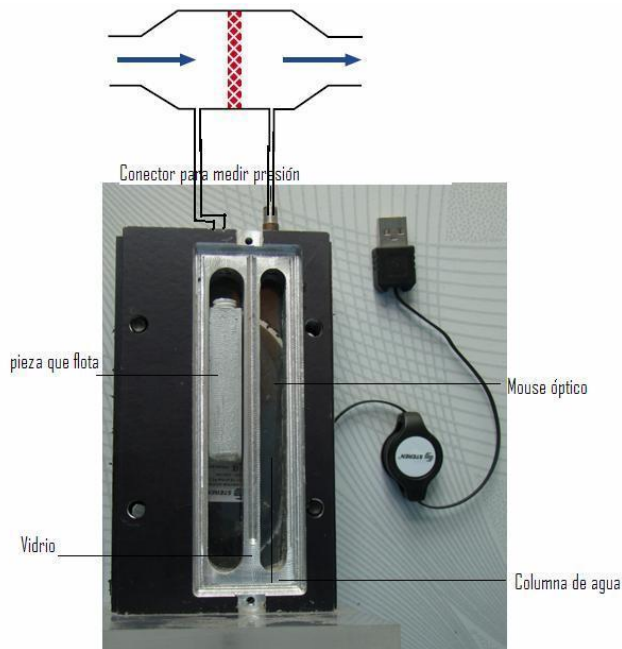


FIGURA 5. Esquema del sensor óptico de presión.

#### IV. CONCLUSIONES

La realización de actividades en las que los estudiantes puedan estudiar y analizar la dinámica respiratoria, nos ha permitido verificar, cualitativamente, una respuesta positiva con respecto a los aspectos motivacionales y actitudinales en torno al estudio de la física. Asimismo, hemos

determinado que el uso de este tipo de prototipos y de la computadora en el laboratorio atrae la atención de un amplio sector de estudiantes, lo que nos ha permitido proponer actividades teórico-experimentales de mayor complejidad sin mayor resistencia.

Por otro lado, consideramos el desarrollo de prototipos experimentales y sensores en los que se puedan aprovechar las interfaces propias de las computadoras personales, nos permite aminorar los costos de inversión en la modernización del material didáctico utilizado en los laboratorios de física, sin necesidad de que los centros educativos realicen grandes inversiones en este tipo de material. Finalmente, queremos destacar el hecho de que los sensores de presión descritos en la última sección de este trabajo, cuentan con una precisión comparable a la de los que se encuentran disponibles en el mercado.

#### REFERENCIAS

- [1] Thibodeau, G. A., Patton K. T., & Howard, K., *Estructura y función del cuerpo humano*, (Elsevier Mosby, 10ª edición, España, 1998).
- [2] Guyton, A. C., *Fisiología humana*, (McGraw-Hill Interamericana, 6ª edición, México, 1987).
- [3] Strother, G. K., *Física aplicada a las ciencias de la salud*, (McGraw-Hill, 2ª edición, México, 1980).
- [4] Giancoli, D., *Física*, (Pearson- Prentice Hall, 6ª edición, México, 2006).
- [5] Serway, R. A., *Física*, (McGraw-Hill Interamericana, 1ª edición, México, 1987).
- [6] Serway, R. A. & Jewet, J. W., *Física II: Texto basado en cálculo* (Thomson, 3ª edición, México, 2004).