



## Prototipo De Un Sistema Dual De Dosificación Adaptada E Intermitente De Fármaco.

H. Aguilar, S. Hernández, D. Molina, R. Ramírez, J. Vázquez  
Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas

**Resumen**— La detección de Enfermedades Pulmonares Obstructivas Crónicas (EPOC) es cada vez más frecuente en la población mundial, alcanzando el 12% en el 2004 con un deceso del 5% para 2015. La administración adecuada de fármacos es importante para el tratamiento de estas enfermedades, por lo que el uso de un sistema que combine un espirómetro y un nebulizador podría mejorar la dosificación y reducir los costos de medicamentos. En este trabajo se presenta el prototipo de un sistema dual espirómetro-nebulizador que cuantifica la capacidad pulmonar y adapta el suministro de medicamentos, mediante el rediseño de los elementos neumáticos y del circuito paciente, así como de los circuitos electrónicos que se implementaron con un sistema Arduino UNO, un sensor de temperatura LM35 y un sensor diferencial de presión MPX2010DP. Las señales recolectadas se analizan usando una interfaz LabVIEW y se almacenan en una base de datos implementada con MySQL. Las pruebas iniciales con ocho personas permiten diferenciar las curvas de respuesta de personas saludables, con ERC y fumadores, así como adaptar la intermitencia de fármacos de acuerdo a la capacidad pulmonar de cada paciente según indicaciones del médico asesor.

**Palabras clave**— enfermedades respiratorias crónicas, nebulizador, espirómetro.

### I. INTRODUCCIÓN

Cada día más de 600 millones de personas sufren las secuelas de una enfermedad respiratoria crónica (ERC), tales como enfermedades asmáticas, fibrosis pulmonar o alergias. Estimaciones realizadas por la OMS en el censo del 2004, señalan que en el mundo existen 235 millones de personas asmáticas y 64 millones con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) [1], lo que representa el 12% de la población mundial [2]. Para 2015, 3 millones de personas en todo el mundo, murieron por esta causa (alrededor del 5% de todas las muertes registradas ese año). La cifra preocupante reportada por la OMS es que más del 90% de las muertes por EPOC se producen en países de bajos y medianos ingresos [3]. Las estadísticas en México indican que del 5% al 10% de la población sufre de rinitis alérgica, la prevalencia de asma es del 9% formando parte del resto otras ERC que normalmente no llegan a diagnosticarse [4]. Las enfermedades respiratorias ocasionadas por contaminación del aire son problemas de salud de elevado costo y alta incidencia en la población [5]. Otra causa de enfermedades respiratorias es el tabaco, tomando en cuenta que 12 millones de personas en el país son fumadores activos y a su vez convierten en fumadores pasivos a todo su entorno [6] [7].

Para la detección de los ERC se debe realizar un estudio espirométrico que mide los volúmenes (máximos y mínimos) así como los flujos respiratorios que se mueven hacia los bronquios del paciente, en las etapas de inhalación y

exhalación por un lapso de tiempo. La técnica de espirometría es un estudio no invasivo que consiste en inhalar por un lapso largo, y exhalar por una boquilla, rápidamente y con fuerza, el mayor tiempo posible. Lo importante del estudio espirométrico radica en que el médico calcula de forma certera, la duración de los ciclos de inhalación y de exhalación. Sin embargo, este estudio no se realiza de manera rutinaria en los sistemas públicos de salud por los costos adicionales y tiempos administrativos que implican.

Adicionalmente, el suministro de medicamento con nebulizadores no se adapta a la capacidad pulmonar debido a que, de manera general, el médico indica un tiempo de tratamiento para el paciente sin considerar que existe una posibilidad de variación de la frecuencia de respiración por la discapacidad pulmonar que presenta. Así mismo, cuando los ciclos de inhalación o exhalación no coinciden con los ciclos de administración de medicamento se provoca desperdicio de medicamento, sobredosis o una deficiente dosificación en el paciente.

Atendiendo esta necesidad, en este trabajo se propone el rediseño de un sistema que combine un nebulizador y un espirómetro para la prevención, diagnóstico, suministro de fármaco y seguimiento de ERC. El uso combinado de un nebulizador y un espirómetro ofrece la ventaja de que el médico o los familiares puedan adaptar, en minutos, la dosificación con la capacidad pulmonar de cada paciente. El beneficio directo para el sector público de salud es que se podrían reducir costos, tiempo de atención sanitaria, pero se aumentaría la calidad en el tratamiento y el cuidado de los pacientes. La búsqueda de trabajos previos similares solo arrojó aquellos que se enfocan al análisis comparativo de tecnologías de manera individual [8] o al diseño de los contenedores de productos [9], pero ninguno a la unión o integración funcional.

### II. METODOLOGÍA

El uso de espirómetros comerciales requiere de un análisis básico de características que permitan determinar el más adecuado a las necesidades de la problemática. La Tabla I presenta un resumen de espirómetros comerciales en la cual se observa que los neumotacógrafos de resistencia neumática son los más utilizados en el mundo por su practicidad, costo y durabilidad. Comúnmente contienen un elemento resistivo al paso del flujo aéreo y puede ser de tres tipos: el de Fleisch, de Lilly y el Desechable. Los elementos resisitivos de Fleisch tiene como principales desventajas: gran tamaño, requiere de filtros o accesorios adicionales para su modificación. Los segundos utilizan una malla como resistencia generalmente metálica, por lo que ambos lados del componente presentan una diferencia de presión mientras que la conversión a señal

eléctrica de un flujo turbulento o laminar se realiza con un transductor piezoresistivo. Los Desechables son similares al tipo Lilly pero la membrana solo se puede utilizar una vez por paciente, implicando un costo constante. El espirometro que tiene mayor pertinencia para esta propuesta es el de tipo Lilly.

Tabla I: PRINCIPIOS, VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS ESPIRÓMETRO COMERCIALES

Tipos de espirómetro	Principio	Ventajas	Desventajas
De agua o de campana	*Campana de plástico o metal *Uso de pesa y sistema de poleas *Uso de agua salada.	*Fácil de usar. *Fiable, preciso y reproducible. *Proporciona copia en papel.	*No transportable. *Requiere mantenimiento por técnicos. *Difícil de limpiar si se contamina. *Sin microprocesador, cálculos manuales. *Costo elevado.
De pistón	*El aire espirado desplaza al pistón. *Uso de un cilindro.	*Fácil de usar. *Fiable preciso y reproducible. *Proporciona copia de papel.	*Transporte difícil por su tamaño. *Difícil de limpiar. *Sin microprocesador, cálculos manuales. *Descalibración por movimiento.
De fuelle	*El aire infla un fuelle *Desplazamiento del fuelle a velocidad constante *Registro en un papel	*Fácil de usar. *Fiable preciso y reproducible. *Proporciona copia de papel.	*Transporte difícil por su tamaño. *Difícil de limpiar. *Sin microprocesador, los cálculos son manuales. *Descalibración por movimiento.
Neumotacógrafos	*Sensores de flujo gaseoso, transforman la señal primaria (aire espirado) en presión diferencial. *Presencia de una resistencia neumática en neumotacógrafo.	*Fácil de usar. *Fiable, preciso y reproducible. *Ligero y de reducido tamaño. *Transportable.	*Errores por la temperatura o condensación. *Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. *Requiere limpieza cuidadosa.
De turbina	*Cabezal con eje sobre el que gira una hélice. *Aspas fijas que ordenan el flujo de aire en el cabezal. *Utilización de un microprocesador. *Por las revoluciones de la hélice se calcula el flujo de aire y por integración se calcula el volumen.	*Fácil de usar. *Reproducible. *Ligero y de reducido tamaño. *Transportable. *Fácil de limpiar. *Relativamente barato.	*Un mal diseño puede infraestimar o supraestimar medidas. *Necesita una impresora u ordenador para imprimir las curvas. *Infraestima los volúmenes a flujos bajos. *No siempre es preciso. *Volúmenes a flujos bajos.
De hilo caliente	*Cabezal con hilo metálico. *Consumo y suministro constante de corriente eléctrica de forma proporcional.	*Fácil de usar. *Reproducible. *Ligero y de reducido tamaño. *Transportable. *Fácil de limpiar. *Relativamente barato.	*Un mal diseño puede infraestimar o supraestimar medidas. *Necesita una impresora u ordenador para imprimir las curvas. *Infraestima volúmenes a flujo bajos. *No siempre es preciso.
De ultrasonidos	*Empieza la propiedad de los ultrasonidos, cuando estos van en el mismo sentido del flujo tardan menos en llegar al receptor que los que van al contrario del flujo.	*Fácil de usar. *Preciso y reproducible. *Ligero y de reducido tamaño. *Transportable. *Fácil de limpiar. *No tiene partes móviles.	*Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. *Relativamente caro.

El sistema propuesto en este proyecto consta de cinco etapas:

### 1. Nebulizador

Este elemento se divide en 4 partes:

1. Un compresor marca OMRON modelo NE-C25, para 120V-AC, 1.7A, 60 Hz y un rango de presión aproximado de 700-1060 hPa para aire de grado médico permitiendo la difusión del medicamento al interior de un contenedor en forma de boquilla. Para los requerimientos de rediseño de este proyecto se modeló con Autodesk Inventor una boquilla de 3 cm x 1.5 cm x 6 cm y se fabricó con material de grado alimenticio PET con 0.2 cm de espesor, Fig. 1.

2. La etapa de potencia implementada con un microcontrolador Arduino UNO en una placa fenólica de 7 cm x 5 cm, se utilizó para controlar los tiempos de encendido y apagado del compresor del nebulizador. La interfaz gráfica captura los parámetros indicados por el médico en unidades directas de milisegundos para que el Arduino UNO regule el tiempo de encendido y apagado del nebulizador de manera correspondiente con un relevador de 5V a corriente alterna.

3. Para la implementación del circuito paciente (sección II.5), se diseñó un contenedor experimental (Cánister) con diámetro de 8 cm x 13 cm de alto para un volumen aproximado de 643.072 cm<sup>3</sup>, con el material Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) de 0.2 cm de espesor, Fig. 1.

4. Un contenedor de medicamento, Fig. 1. La conexión entre el contenedor y el compresor se realizó con una manguera transparente de PVC de grado médico altamente flexible, de 0.4 cm de diámetro interno, espesor de 0.2 cm y una longitud aproximada de 150 cm para la conexión requerida entre el compresor y el contenedor de medicamento.

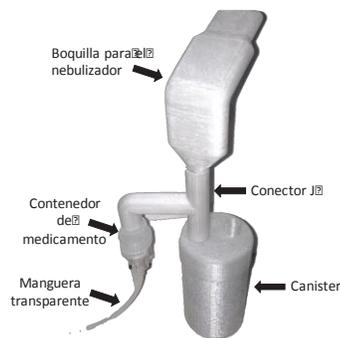


Fig. 1 Manguera transparente de PVC de grado médico y contenedor de medicamento integrado al equipo.

### 2. Espirómetro

El diseño del neumotacógrafo tipo Lilly se realizó con Autodesk Inventor. Las medidas del componente fabricado son de 17 cm de largo y 4 cm de alto, un espesor variable que va de 0.2 cm a 0.5 cm, para el cual se utilizó material de grado alimenticio PET. El neumotacógrafo sirve como conductor del aire espirado al sensor y consta de dos piezas externas: mango y cabezal. El cabezal cuenta con dos orificios o tubos capilares que permiten la medición diferencial de presión. En la parte media del interior del cabezal se posiciona una membrana que sirve como resistencia neumática al flujo de aire. Este neumotacógrafo sustituye los tubos capilares en este caso por una membrana de 0.5 cm de espesor con material de grado alimenticio PET Fig. 2.

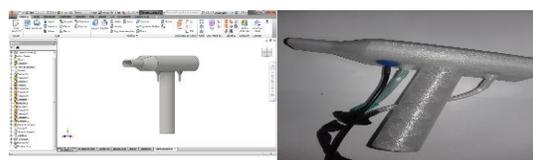


Fig. 2 Diseño y fotografía del neumotacógrafo fabricado

La conversión de presión neumática a señal eléctrica se realiza por la Ley de Poiseuille. La interconectividad con el sensor MPX2010DP, el microcontrolador Arduino UNO y la interfaz LabVIEW se indica en la Fig. 3.

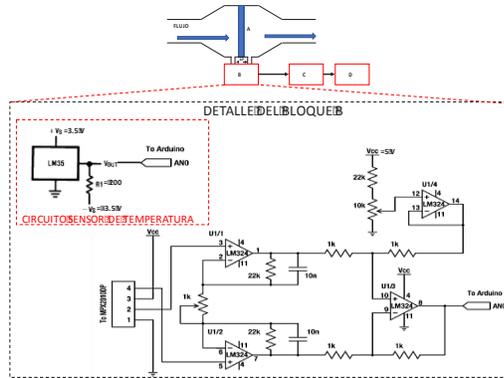


Fig. 3: Esquema de un espirómetro de flujo con neumotacógrafo de Lilly. A: membrana, B: sensor de presión diferencial y temperatura, C: Arduino, D: despliegue de datos en LabVIEW.

### 3. Procesamiento de las señales del espirómetro

La interfaz desarrollada en LabVIEW cuenta con los diagramas de bloques que se muestran en la Fig. 4. De esta manera es posible visualizar de manera gráfica las señales obtenidas.

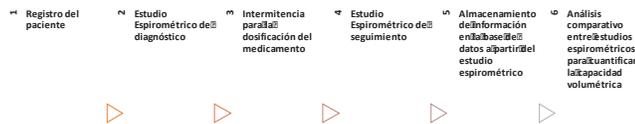


Fig. 4 Funcionamiento general de la aplicación de LabVIEW.

En la Fig. 5 se muestra el código G implementado para analizar y desplegar la señal obtenida del espirómetro en forma de gráfica de la capacidad vital forzada (FVC por sus siglas en inglés) en condiciones normales, con el valor de la temperatura en grados Kelvin (T), la presión en atm del gas, y la fórmula 1 que corresponde a la ley de los gases ideales.

$$V = \left(\frac{KT}{P}\right) \quad (1)$$

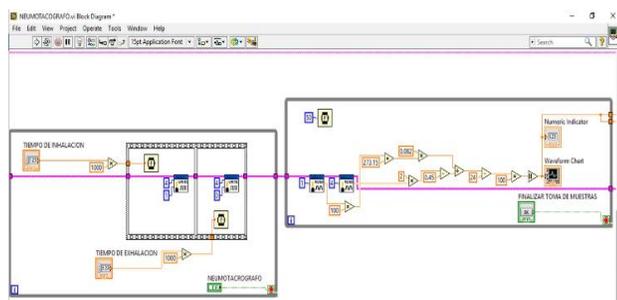


Fig. 5 Código G para la interpretación de la señal.

La medición de temperatura se realiza con el sensor de temperatura LM35 conectado al Arduino para convertirse en grados celsius a kelvin. En el recuadro de la Fig. 3 se muestra el circuito implementado.

En la Fig. 6 se muestra la interfaz del usuario para controlar el espirómetro y el nebulizador. A través de la interfaz de usuario que se ha desarrollado, el médico indica los ciclos de inhalación y de exhalación (circulo en rojo) para que el programa ajuste la dosificación del medicamento acorde a la frecuencia respiratoria del paciente utilizando la conexión con Arduino UNO como se mencionó en la sección II.2. Mientras que la información se almacena en una base de datos para mantener los registros de cada paciente.

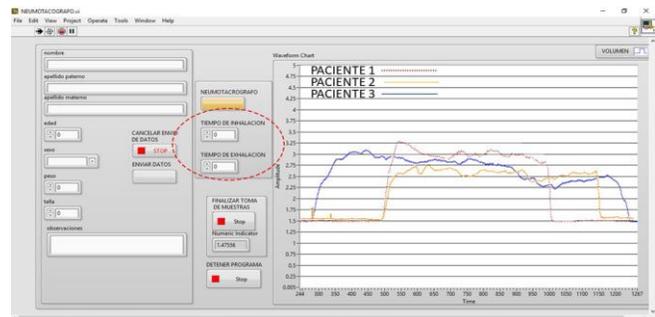


Fig. 6 Interfaz de usuario para controlar el nebulizador (circulo rojo) y la visualización grafica de los resultados del estudio de espirometría con tres pacientes: (1) saludable, (2) con ERC, (3) fumador activo

### 4. Base de datos

La base de datos se desarrolló a través del software MySQL, mientras que para la interfaz de inicio se utilizó una página web elaborada con Acrobat Dreamweaver. A través de la página web es posible la visualización de datos obtenidos de la base de datos.

### 5. Diseño del circuito paciente en el nebulizador

Una de las dificultades del sistema propuesto es la seguridad del paciente en la administración del medicamento ya que se debe evitar el contacto directo del mismo con el dióxido de carbono exhalado por el paciente. Por lo tanto, para adaptarlo al sistema de dosificación cuando se ha conectado un nuevo dispositivo con la tubería de exhalación rediseñamos el circuito paciente como se muestra en la Fig. 7. En nuestro prototipo se coloca el cánister con cal sodada para absorber la mayor cantidad posible de CO<sub>2</sub> emitido en el proceso de exhalación.

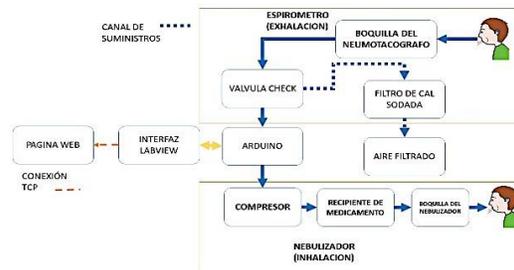


Fig. 7 Diagrama de bloques de funcionamiento del circuito paciente.

### III. RESULTADOS

Las pruebas del sistema se realizaron con 8 personas: una saludable, dos con problemas respiratorios de rinitis y asma, y cinco fumadores. Las gráficas comparativas de respuesta del espirómetro para una persona saludable, una con problema respiratorio y un fumador se muestra en la Fig. 6. La amplitud máxima que se indica a la izquierda de la gráfica corresponde al valor FVC ideal que una persona puede alcanzar. El FVC ideal se calcula con (2) y (3), cuyas expresiones definen los coeficientes constantes de acuerdo a la raza, el género, la talla (H) y la edad (E) de la persona [10].

$$\text{FVC Masculino} = 0.052H - 0.022E - 3.60 \quad (2)$$

$$\text{FVC Femenino} = 0.041H - 0.018E - 2.96 \quad (3)$$

El ancho de la señal indica la duración de un ciclo de exhalación. En la misma Fig. 6 se puede apreciar que la mayor amplitud y ancho de la curva es la de la persona saludable, mientras que la curva con menor amplitud y ancho es la de la persona fumadora.

Tabla II: RESULTADOS EXPERIMENTALES CON TRES PERSONAS

Paciente	Sexo	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)	FVC Teórico	FVC Real	Obs.
1	F	21	153	52	2.94	3.25	Paciente saludable
2	F	19	160	80	3.26	2.75	Paciente con ERC
3	M	21	180	105	5.30	3.15	Fumador Activo

En la Fig. 8 se muestra los ciclos de encendido y apagado del nebulizador correspondiente a los tres pacientes que participaron en las pruebas del sistema. Estas curvas se implementaron de acuerdo a las indicaciones del médico asesor.

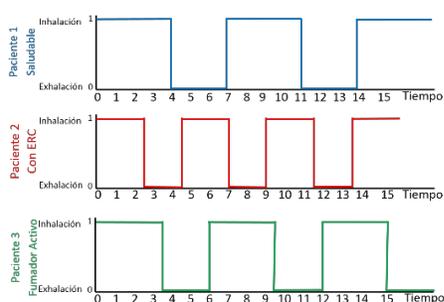


Fig. 8 Curvas de los ciclos de encendido y apagado del nebulizador correspondientes a cada paciente utilizado en las pruebas y cuyas gráficas del espirómetro se muestran en la Fig. 6.

### IV. DISCUSIÓN

El prototipo desarrollado cumple con los requerimientos necesarios para combinar los dos dispositivos importantes en la detección de enfermedades respiratorias crónicas: un espirómetro y un nebulizador intermitente dado que este se enciende mediante el software. La ventaja principal del sistema radica en la adaptación de los ciclos de inhalación y exhalación del nebulizador a partir de los resultados

obtenidos con el espirómetro ya que esto evita el desperdicio del medicamento y asegura la eficiencia del tratamiento. El sistema aún requiere de una ventana que indique los ciclos de inhalación/exhalación de cada paciente para compararse en tiempo real con los ciclos de encendido y apagado del nebulizador. El rediseño de un sistema combinado abarcó la fabricación de algunos componentes importantes que favorecieran la conexión de los dos dispositivos, así como la seguridad del paciente. De acuerdo a la información proporcionada por el médico asesor del proyecto, el volumen pulmonar promedio de una persona en reposo oscila alrededor de los 6 litros, sin embargo, con este sistema se ha detectado que es cercano a los 3.5 litros, por lo que se pretende realizar nuevos estudios experimentales rigurosos.

### RECONOCIMIENTOS

H. A., S. H., D. M. y R. R, agradecen a nuestro profesor y asesor de proyecto, el Dr. José Octavio Vázquez Buenos Aires, quien colaboró para el desarrollo de este proyecto con entusiasmo en todo momento de forma desinteresada, brindándonos su tiempo sin escatimar, su conocimiento y experiencia. Además, a nuestro iniciador de proyecto, el Ing. Biomédico Alejandro Moreno Álvarez, por la idea en la cual se basó el proyecto.

### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización Mundial de la Salud, «La OMS traza el mapa de las enfermedades no transmisibles en todos los países.» Organización Mundial de la Salud, 114 Septiembre 2011. [En línea]. Available: [http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2011/NCDs\\_profile\\_s\\_20110914/es/](http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2011/NCDs_profile_s_20110914/es/). [Último acceso: 2017].
- [2] Organización Mundial de la Salud, «Contaminación del aire de interiores y salud.» Organización Mundial de la Salud, Febrero 2016. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs292/es/>. [Último acceso: 2017].
- [3] OMS, «OMS,» 11 2016. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs315/es/>. [Último acceso: 14 09 2017].
- [4] D. J. V. Mérida, «Epidemiología y factores de riesgo de la rinitis alérgica y las enfermedades alérgicas.» *Alergia, asma e inmunología pediátricas*, vol. 10, n° 2, p. 32, 2001.
- [5] M. León, «Tienen enfermedades respiratorias 6 de 10 en la CDMX, por contaminación.» *El Financiero*, 17 Marzo 2016.
- [6] Instituto Nacional de Higiene, Epidemiología y Microbiología, «La contaminación del aire: su repercusión como problema de salud.» *Revista Cubana de Higiene y Epidemiología*, vol. 44, n° 2, 2006.
- [7] M. L. Fuentes, «México social: Tabaquismo, muertes evitables.» *EXCELSIOR*, 09 Septiembre 2014.
- [8] Dixon L.C., Ward D.J., Smith J., Holmes S. and Mahadeva R.; "New and emerging technologies for the diagnosis and monitoring of chronic obstructive pulmonary disease: A horizon scanning review"; *Chronic Respiratory Disease*; Vol. 13(4); págs. 321-336; 2016.
- [9] F. G. Diana Patricia, «repository,» 2008. [En línea]. Available: [https://repository.eafit.edu.co/bitstream/handle/10784/290/DianaPatricia\\_FrancoGallo\\_2008.pdf;sequence=1](https://repository.eafit.edu.co/bitstream/handle/10784/290/DianaPatricia_FrancoGallo_2008.pdf;sequence=1). [Último acceso: 13 09 2017].
- [10] BIOPAC Systems, Inc., «BIOPAC Student Lab,» de *Pulmonary Function I*, EEUU, BIOPAC Systems, Inc., 2003, pp. 43-44.