

# CALIBRACIÓN DE TRANSDUCTORES Y SENSORES DE PRESIÓN DIFERENCIAL

N. Toledo, J. De la Peña, J. Folgueras, H. Yur.  
Instituto Central de Investigación Digital (ICID)  
Calle 202 No. 1702, 11600 Habana, Cuba.  
Tel. (53 7) 219731, Fax: (53 7) 336387  
Naty@cyt.icid.edu.cu

## RESUMEN

En el desarrollo de equipos biomédicos se utilizan transductores y sensores para obtener las señales primarias y convertirlas en voltajes analógicos y digitales para su procesamiento y tratamiento con ayuda de la electrónica digital.

En el presente trabajo se tratan los aspectos relacionados con la calibración y modelación de transductores de flujo-presión diferencial y de sensores de presión diferencial utilizados en el desarrollo de espirómetros.

La calibración y modelación de dispositivos se realiza para verificar primeramente sus Especificaciones Técnicas, verificar la instalación experimental de laboratorio y probar los mismos en su total gama de trabajo, en condiciones análogas a las de explotación. Se sugiere una metodología para realizar las observaciones, para el procesamiento de las tablas de datos y su resumen para la obtención de las ecuaciones de trabajo, para incorporarlas al software (SW) del equipo.

Palabras clave: espirómetros, sensores de presión diferencial, transductores de flujo presión diferencial.

## CALIBRATION OF DIFFERENTIAL PRESSURE SENSORS AND TRANSDUCERS

### ABSTRACT

Sensors and transducers are commonly used in biomedical equipment for the acquisition of primary signals and for their conversion into analog and digital voltages for a later digital processing. In this paper the calibration of differential pressure sensors and transducers commonly used in spirometers is presented. Device calibration and modelling is accomplished, in the first place, in order to verify the OEM device characteristics, but also to verify the experimental setup for testing them under operating conditions as close as possible to the real environment they will operate in. A method is proposed to carry out the measurements and to process and prepare data and results in order to obtain the equations describing device behaviour.

*Key words:* spirometers, differential pressure sensors, flow differential pressure transducers.

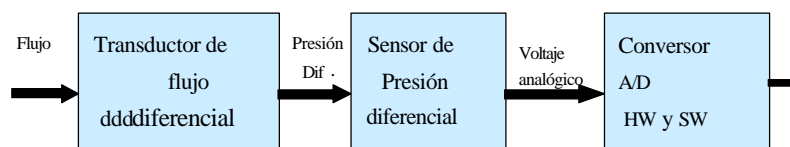
## 1. INTRODUCCIÓN

Los espirómetros se dividen en dos grandes grupos en dependencia de la señal primaria que midan, ya sea volumen o flujo. Los espirómetros de volumen son los que obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación el flujo ventilatorio. Los espirómetros de flujo son los que obtienen directamente el flujo ventilatorio y el volumen por integración del flujo ventilatorio [1].

La Sociedad Torácica Americana (STA.) sugiere en sus Recomendaciones Normalizativas de Espirometría [2, 3] la estructura básica de los espirómetros. En el ICID se desarrollan los espirómetros de flujo. El diagrama en bloques simplificado de la arquitectura de un espirómetro de flujo se representa en la Figura 1. Éstos constan de un transductor de flujo presión diferencial, un sensor de presión diferencial, conversor A/D de

12 bits y un dispositivo de procesamiento computadorizado que incluye hardware y software.

Fig. 1 Diagrama en bloques simplificado de la arquitectura de un espirómetro de flujo



Los transductores de flujo presión diferencial y sensores de presión diferencial comerciales no siempre portan la información técnica necesaria para verificar su comportamiento en la gama de las mediciones requeridas.

Fue necesario establecer una metodología para realizar de forma experimental las mediciones de parámetros tales como: flujo, presión diferencial, voltaje analógico y la obtención de tablas de datos que reflejen el comportamiento de los mismos.

A partir de las tablas de datos se realiza el procesamiento de la información para inicialmente verificar si la instalación de Laboratorio experimental cumple con los requisitos del fabricante. Esta verificación posibilita posteriormente la obtención de tablas de datos en toda la gama de trabajo de los transductores y sensores, con la finalidad de obtener las ecuaciones de trabajo de estos dispositivos e incorporarlas al firmware del espirómetro.

## 2. REQUISITOS A LOS TRANSDUCTORES Y SENSORES

Como requisitos básicos de la Sociedad Torácica Americana (STA.) [3], para los espirómetros de flujo se tienen:

- Deben garantizar las mediciones de flujo en la gama de  $0 \pm 12$  L/s, con exactitud de 0,2 L/s
- Los sensores de presión diferencial deben ser lineales, con compensación de temperatura y medir en la gama de  $\pm 196.133$  Pa.
- Deben convertir la señal analógica en digital, con conversores de 12 bits de precisión.

Un paso importante lo constituyó la adecuada selección de los componentes a utilizar, para cumplimentar con los requisitos antes expuestos.

Los transductores de flujo presión diferencial utilizados en espirometría son los neumotacógrafos. Éstos basan su funcionamiento en la Ley de Poiseuille [4], expresada por la ecuación (1.1).

$$\frac{V}{t} = (P_1 - P_2) \frac{\eta * r^4}{8 * l * h} \quad (1.1)$$

donde V: volumen del gas, t: tiempo, r: radio del tubo,  
 l: longitud del tubo,  $\eta$ : viscosidad y  
 P1- P2 : diferencia de presión entre los dos extremos del tubo.

Entre los neumotacógrafos los mas difundidos son el tipo Fleisch y el de pantalla tipo Lilly [5].

El neumotacógrafo Fleisch consiste de un conjunto de tubos capilares que suministran una resistencia fija y pequeña al flujo de aire. Pequeñas aperturas en cada extremo de los tubos capilares se utilizan para medir la

diferencia de presión creada cuando el flujo de aire pasa a través del dispositivo.

La diferencia de presión (que es proporcional al flujo de aire) es muy pequeña, usualmente menor que 196,133 Pa (2 cm de agua o equivalente también a 0,02844 psi) y es medida con un sensor de presión diferencial, que a la salida genera una señal eléctrica a partir de la cual se obtienen los valores de flujo.

El sensor es de tipo galga tensiométrica (strain gauge, mass airflow transducer) marca AWM 3200 V de la firma Honeywell que mide hasta 497,84 Pa (que equivale a 2" de H<sub>2</sub>O = 5,08 cm de H<sub>2</sub>O). Se alimenta con 10 V a partir de un circuito de voltaje de referencia y da como salida una señal de voltaje entre 1 V CD y 5 V CD, proporcional a la presión diferencial que existe entre sus orificios de entrada [6].

El voltaje correspondiente a cero presión es de  $1,00 \text{ V} \pm 50 \text{ mV}$  con un tiempo de respuesta máxima de 5 ms.

### 3. METODOLOGÍA

#### 3.1 Sistema de medición

La medición es un conjunto de actos experimentales que tienen por objeto determinar una cantidad de magnitud física con ayuda de medios técnicos apropiados, en una instalación preparada a tales efectos.

Existen factores determinantes en la toma de mediciones, donde la repetibilidad de las mismas en condiciones iguales significa que: [7]

- Se tenga un mismo observador
- Se disponga de dispositivos y medios de medición verificados y confiables.
- Se utilice un mismo método para todas las mediciones y en igual ambiente.
- Se modele y ajuste con los mismos paquetes de procesamiento.

Debe tenerse en cuenta además que mientras mas mediciones se realicen en toda la gama experimental menor será el error del modelo que se desea obtener.

#### 3.2 Método de calibración

Se sugiere una metodología para realizar la calibración y modelación que relacionamos a continuación:

1. Definir la maqueta o modelo donde se van a realizar las mediciones, que sea lo mas semejante posible a la instalación real a utilizar (alimentación, conexiones, etc.)
2. Realizar mediciones repetitivas de comprobación de los datos técnicos del fabricante del dispositivo. Con este paso se verifica además el sistema de medición empleado.
3. Hallar los valores probables y el error probable. Estimar el valor verdadero por medio de un intervalo de confianza.
4. Obtener tablas de valores repetitivos en la gama total de trabajo del dispositivo. Deben graficarse los resultados, proceder a realizar el ajuste a diferentes grados de polinomios, tomando como criterio de selección el que menor desviación estándar tenga. Repetir lo planteado en el apartado 3 de la presente metodología.
5. Si el modelo real incluye conexiones entre dispositivos realizar las mediciones donde estén incluidos todos hasta la obtención de voltaje digital, para realizar el procesamiento computadorizado de los datos.
6. Obtener gráficas de comportamiento del modelo real, valores probables, error probable, procesamiento estadístico, probabilidad acorde con el intervalo de confianza obtenido y la ecuación de trabajo del sistema, que es la que se incorpora al software de procesamiento.

Nota: Deben incluirse todas las cifras decimales, de los coeficientes de las ecuaciones obtenidas, en los cálculos computadorizados para disminuir el error sistemático de cálculo de la variable deseada.

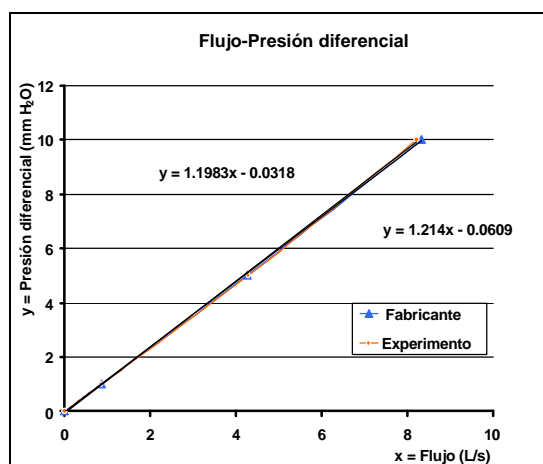
## 4. VERIFICACIÓN DE LOS DATOS TÉCNICOS

### 4.1 Verificación del neumotacógrafo Fleisch

Para la verificación del neumotacógrafo Fleisch se utilizó un equipo generador de flujos en la gama de 0 - 12 L/s y una columna de presión diferencial, ambos previamente calibrados y certificados.

Como primer paso se fueron estableciendo valores de flujo hasta lograr las presiones diferenciales suministradas como puntos de calibración por el fabricante. Se comprobó que los flujos injectados estaban en correspondencia con los suministrados por el fabricante (ver tabla 1 y figura 2).

Figura 2.  
Curva del fabricante y la obtenida para el neumotacógrafo experimentalmente en el Laboratorio



Se consideraron que las mediciones fueron válidas, ya que al obtener la base de datos con mediciones promediadas de flujos diferentes, en la gama desde 0 hasta aproximadamente 8,5 L/s. A cada valor de flujo se le hallaron los errores probables y el error medio probable. Se obtuvieron errores menores que los permisibles por el fabricante ( $\pm 5\%$  del valor del flujo experimental, para una misma  $\Delta P$ ) [7, 8], según se pueden apreciar en la tabla 1.

Al comprobar que las mediciones realizadas tenían menor error se define como válido el sistema de calibración experimental utilizado. Mediante ploteo de estas mediciones se escogió la que mejor se ajustaba a la gráfica del fabricante, con el criterio de hallar las tendencias de cada gráfica y escoger la de menor desviación estándar [7, 8], con ploteos y cálculos realizados con los programas Least, Microsoft Excel y Statgraphics.

Tabla 1  
Valores de calibración del neumotacógrafo Fleisch.

NEUMOTACÓGRAFO	PRESIÓN DIFERENCIAL EN LOS ORIFICIOS DE SALIDA		
	9,8 Pa (1 mm H <sub>2</sub> O)	49 Pa (5 mm H <sub>2</sub> O)	98 Pa (10 mm H <sub>2</sub> O)
Flujo de aire estimado por el fabricante, (L/s)	0,853 ± 0,04265	4,268 ± 0,2134	8,337 ± 0,41685
Flujo de aire aplicado en el experimento, (L/s)	0,86 ± 0,007	4,30 ± 0,032	8,22 ± 0,117

### 4.2 Verificación del sensor de presión diferencial

Para la verificación del sensor se utilizaron una columna de presión diferencial y un multímetro de 7 cifras, ambos dispositivos calibrados y certificados. En la Tabla 2 y la figura 3 se especifican los valores de calibración correspondientes a este sensor, el cual visualmente se comporta como una línea recta.

La zona de trabajo del espirómetro abarca presiones diferenciales entre 0 - 196 Pa (0 - 20 mm H<sub>2</sub>O) y, como se puede apreciar en la tabla 3, se realizaron mediciones experimentales en el laboratorio para verificar la respuesta del sensor.

Tabla 2  
Valores de calibración del sensor  
AWM 3200 obtenidos en el  
laboratorio

Presión diferencial (Pa)	Voltaje a la salida según especificaciones Técnicas del fabricante (V)	Voltaje a la salida obtenido en Laboratorio (V)
0	1,00 ± 0,08	1,03 ± 0,02
62,23	1,55 ± 0,11	1,65 ± 0,01
124,46	2,15 ± 0,19	2,26 ± 0,06
186,69	2,65 ± 0,22	2,85 ± 0,04
248,92	3,25 ± 0,22	3,42 ± 0,01
311,15	3,70 ± 0,22	3,87 ± 0,03

Se consideró que las mediciones fueron válidas, ya que al obtener la base de datos con mediciones promediadas de 50 valores de presiones diferenciales diferentes, en la gama desde 0 hasta aproximadamente 311,15 Pa, a cada valor de presión diferencial se le hallaron los errores probables y el error medio probable, obteniéndose mediciones en la gama de errores permisibles por el fabricante.

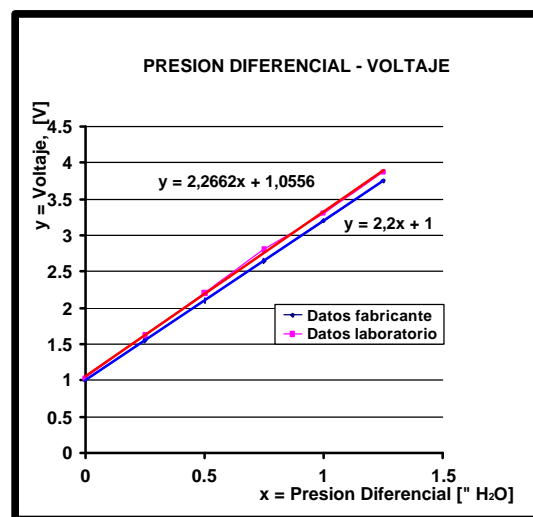
Una vez comprobado que las mediciones realizadas eran válidas se define como válido el sistema de calibración experimental utilizado, con el mismo procedimiento que se utilizó en el neumotacógrafo.

Analizando los resultados obtenidos se puede concluir que la base de datos obtenida cumple con los requisitos establecidos por el fabricante, ya que la respuesta del sensor al aplicarle experimentalmente presiones diferenciales en la gama de 0 a 1,25 " H<sub>2</sub>O se ajusta a una línea recta.

## 5. MEDICIONES EN LA GAMA DE TRABAJO DE LOS DISPOSITIVOS

Una vez concluida la etapa de verificación de las Especificaciones Técnicas del fabricante y de la instalación de Laboratorio, se procede con los mismos instrumentos de medición a realizar las mediciones en la gama total de trabajo de los dispositivos.

Figura 3.  
Curva de los puntos ofertados por el fabricante y los obtenidos para la verificación del sensor



Para la medición del neumotacógrafo en la gama desde 0 - 12 L/s, se obtuvieron 80 mediciones estableciendo flujos y midiendo la presión diferencial a la salida del neumotacógrafo, utilizando el mismo observador y repitiendo cada observación 10 veces. Se hallaron los valores medios probables de cada medición y el error medio probable, así como la desviación estándar.

Se obtuvieron resultados satisfactorios con gran repetibilidad y se procedió a aplicarle el paquete Least, procesamiento estadístico con Statgraphics y plotendo los resultados con Microsoft Excel, se realizó el ajuste a un polinomio de segundo orden.

Para la medición del sensor de presión diferencial en la gama de 0 - 311,15 Pa, se establecieron 30 valores diferentes de presión diferencial y midiendo el voltaje analógico a su salida, cada observación se repitió 50 veces con ayuda de un programa creado a tales efectos. Se hallaron asimismo los valores medios y el error medio probable, así como la desviación estándar. Se obtuvieron resultados satisfactorios, con gran repetibilidad, lo cual se pudo apreciar visualmente mediante ploteo de las gráficas. El ajuste realizado fue a una línea recta.

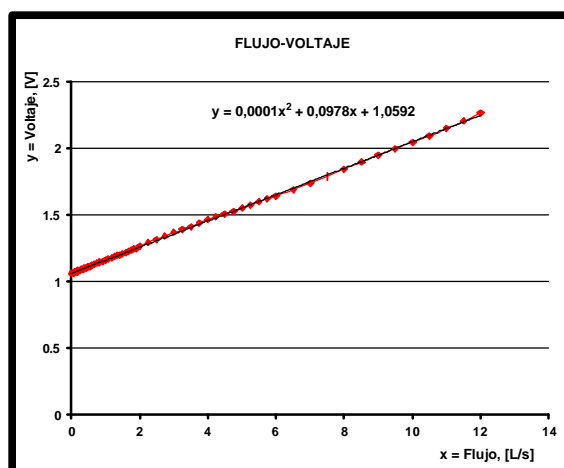
## 6. OBTENCIÓN DE LAS ECUACIONES DE TRABAJO DEL NEUMOTACÓGRAFO Y DEL SENSOR

Comprobadas las calibraciones individuales del transductor de flujo-presión diferencial, (neumotacógrafo Fleisch) y del sensor de presión diferencial y realizada la calibración individual de ambos se impone compensar todas las mediciones en un sistema integrado por estos dispositivos [7], donde la entrada fuera el flujo de aire (respiratorio del paciente o de aire para calibrar) con el fin de obtener como salida un voltaje digital, que constituyera la entrada de datos a la computadora. Se tenía como requerimiento, realizar mediciones de voltaje con exactitud de 2,44 mV, para cumplimentar los requisitos de la STA. [2, 3].

Con el desarrollo de una maqueta con las características que se describen en la figura 1 y se procedió a realizar mediciones repetitivas en la gama de trabajo en que debía trabajar el espirómetro. Se obtuvieron tablas de valores, empleados para formar una Base de Datos, obtenida experimentalmente. Cada medición se obtuvo con el promedio de 50 valores experimentales, la tabla de datos constaba de 80 valores de flujo y sus correspondientes valores de voltajes digitales, se hallaron los valores medios probables.

La figura 4 muestra el comportamiento del sistema de medición. El criterio de selección de la base de datos fue fundamentado sobre la base de la que tuviera menor desviación estándar [7].

Figura 4. Gráfica de comportamiento del sistema de medición de flujo respiratorio.



Se hicieron ajustes a una recta y a polinomios de segundo y tercer orden, obteniéndose la menor desviación estándar ( $\sigma = 0,0049$ ) con el polinomio de segundo orden, o sea el correspondiente a una parábola, por la forma resultante del ploteo de la gráfica de la figura 4, asimismo se muestra la ecuación del ajuste realizado.

Al aplicar procesamiento estadístico con Statgraphics se pudo conocer que el ajuste realizado al modelo tiene una fuerte correlación estadística para un 99% del intervalo de confianza ya que la probabilidad debía ser menor que 0,01 y se obtuvo 0,00001, el error promedio del ajuste fue de 0,0031, lo que permite decir que no hay diferencias significativas entre el modelo experimental y el propuesto, considerando válida la ecuación (1,2) para calcular el flujo ventilatorio a partir del voltaje medido..

Como la variable de entrada a la computadora es el voltaje, se hizo necesario despejar el flujo en la ecuación del ajuste, obteniendo finalmente la ecuación 1.2 que rige el comportamiento del sistema de medición de flujo ventilatorio y fue la incorporada al SW del equipo.

(1.2)

Donde:

$$a = 0,000111$$

$$b = 0,097762$$

$$c = 1,059218$$

correcvolt = valor de ajuste, que depende del voltaje inicial del sensor, al calibrar el equipo. Se obtiene como el promedio de medir sin señal aplicada, 50 valores de voltaje del sensor.

## 7. RESULTADOS

Se aplicó la metodología propuesta a la caracterización de varios transductores de presión diferencial, obteniéndose los resultados previstos. La metodología permitió determinar los parámetros y modelos necesarios para realizar la calibración y modelación del sistema de medición espirométrica, al obtener como resultado un modelo ajustado a un polinomio de segundo orden con una correlación estadística para un 99% de intervalo de confianza y un error de 0,0031 el cual se considera como un buen resultado para los ajustes de ecuaciones de este orden. Se incorporó la ecuación obtenida al software del espirómetro y se lograron mediciones del flujo espirométrico con resoluciones de  $\pm 0,05$  L/s, inferiores a las que recomienda la STA. de  $\pm 0,2$  L/s. Los ensayos realizados al espirómetro en las mediciones de flujo y volumen fueron satisfactorios.

## 7. CONCLUSIONES

Los resultados del presente trabajo se introdujeron en dos espirómetros desarrollados por los autores, Neumoespid-F y Espigraf, con resultados satisfactorios al obtener exactitud en las mediciones y cumplir con la resolución mínima recomendada por la STA. cuestión que fue verificada en ensayo paralelo con un "Patrón de oro" y con jeringuillas volumétricas de calibración.

## 8. REFERENCIAS

- [1] "Pulmonary Function Equipment, Spirometers". J Medical Electronics Issue 168. Dec. 1998 pp. 84-88.
- [2] American Thoracic Society. "Standardization of Spirometry 1987 update", Medical Section of the American Lung Association. Am. Rev. Respir. Dis. 1987: Vol. 136, pp. 1285-1298

- [3] American Thoracic Society. "Standardization of Spirometry 1994 update", Medical Section of the American Lung Association. Am. Journal of Respir. Crit. Care Med. Vol. 152, 1995 pp. 1107-1136
- [4] Toledo N, "Espirómetro computadorizado de flujo NEUMOSPID-F", Tesis de Maestría, La Habana, Julio 2000.
- [5] ECRI, "SPIROMETERS, DIAGNOSTIC", Healthcare Product. Hpcs, Comparison System.. Dec 1995. pp. 1-53
- [6] "Pressure, Force and Airflow Sensors". MICRO SWITCH Sensing and Control. Catálogo 15. Honeywell. Agosto 1996.
- [7] Cartaya O, "Introducción al Laboratorio de Física. Fundamentos de la teoría de errores", Editorial Pueblo y Educación, La Habana, 1986.
- [8] Ostle B, "Estadística aplicada", Editorial Ciencia y Técnica, La Habana, 1977.