

Sensores para estudio de mecánica ventilatoria

Ignacio Ashby
nachoashby@adinet.com.uy

Monografía vinculada a la conferencia del Prof. Dr. Walter Zin (Instituto de Biofísica, UFRJ, Rio Brasil) "Viscoelasticidad de tejido pulmonar en modelos patológicos" del 4 de abril de 2006

Resumen—: En el presente trabajo se tratan los aspectos relacionados con el modelado de distintos sensores de flujo y presión que se utilizan para el estudio de la mecánica ventilatoria. Entre los sensores de flujo se destacan los sensores de hilo caliente, los neumocatografos de Fleisch y los neumotacografos de Lilli, se hacen comparaciones entre estos sensores. Se estudian los principales aspectos de los sensores de presión que utilizan Strain gages mostrando las ventajas de una posible configuración, para medir presión diferencial con menor incertidumbre.

Palabras clave—Espirómetro, ventilador, respirador, Flujo aereo, Poiseuille, Strain Gages.

I. INTRODUCCIÓN

Los equipos biomédicos donde es mas común encontrar estos sensores son los espirómetros y los ventiladores. Un espirómetro es un aparato usado en medicina para medir capacidades pulmonares, la capacidad pulmonar es el volumen de aire que hay en un pulmón después de una inspiración máxima voluntaria. Los espirómetros se dividen en dos grades grupos en dependencia de la señal que midan, ya sea volumen o flujo. Los espirómetros de volumen son los que obtienen el volumen ventilatorio 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. El presente trabajo centra la atención en los espirómetros de flujo.

Los sistemas modernos de ventilación están dotados de sensores de flujo y presión que permiten controlar con gran exactitud su funcionamiento interno, asegurándose de que parámetros tales como volumen, frecuencia y presión en la vía aérea sean los normales teniendo en cuenta el modo ventilatorio y demás valores programados por el usuario. Esta característica hace a los respiradores mucho más seguros para el paciente, dado que es sumamente difícil que algo falle en el aparato sin que éste de aviso al usuario o active alguno de los sistemas de seguridad.

[1]



Figura(1) Mascara de ventilación CPAP de la empresa Respironics[2].

II. SENSORES DE FLUJO AÉREO

A. Sensores de hilo caliente

El funcionamiento de estos sensores se basa en un hilo típicamente de platino o tungsteno el cual es calentado a temperatura constante por la corriente provista por un circuito electrónico. El gas que pasa enfría el hilo, el cual obliga al circuito a proveer mayor

corriente para mantener la temperatura. La corriente entregada es proporcional al flujo del gas.

Considerando un cable inmerso en un flujo de gas, entonces la potencia eléctrica entregada al cable es igual al calor disipado en el cable por convección térmica.

$$I^2 R_w = h A_w (T_w - T_g) \quad (1)$$

Siendo

I: Corriente.

R_w : Resistencia del cable.

A_w : Área de la superficie del cable.

T_w : Temperatura del cable.

h: Coeficiente de convección.

La resistencia del cable varía como:

$$R_w = R_{ref} (1 + \alpha(T_w - T_{ref})) \quad (2)$$

Siendo

α : Coeficiente de la resistencia

R_{ref} : La resistencia del cable cuando la temperatura es T_{ref} .

El coeficiente de convección h es función de la velocidad del fluido, de acuerdo a la Ley de King.

$$h = a + b.v^c \quad (3)$$

Donde a, b y c son coeficientes que se obtienen de la calibración y v la velocidad del gas.

Combinar las tres ecuaciones anteriores nos permiten eliminar el coeficiente h.

$$a + b.v^c = \frac{I^2 . R_w}{A_w (T_w - T_g)} \quad (4)$$

Como la temperatura del hilo puede ser medida entonces esto permite obtener una expresión de la velocidad del gas en función únicamente de la corriente.[3]

Típicamente el diámetro varía entre $4 \mu m$ y $10 \mu m$ y el largo es de alrededor de 1 mm. Los sensores comerciales tienen una respuesta en frecuencia que puede variar entre 10 kHz y 400 kHz.[3]

La principal ventaja que presenta este tipo de sensores es la extremadamente baja resistencia al flujo, rápida respuesta, escaso desgaste y mantenimiento nulo.

La desventaja es que es muy sensible a la humedad, y que son afectados por las turbulencias.

B. Sensores de pantalla.

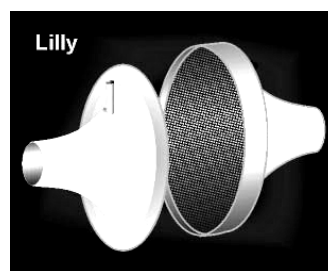
El gas atraviesa una malla cuya resistencia genera una diferencia de presión que es medida y vinculada con el valor del flujo. Éste se calcula usando la Ley de Poiseuille.

Un neumotacografo es un sensor de flujo gaseoso que lo transforma en presión diferencial, entre los neumotacografos los mas difundidos son el tipo Fleisch y el tipo Lilly. El neumotacografo Fleisch consiste en 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. Mientras que en los neumotacografos de Lilly se sustituyen los tubos capilares por membranas.

La diferencia de presión, es muy pequeña 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.[4]



Figura(2) Neumotacografo de Fleisch. [5]

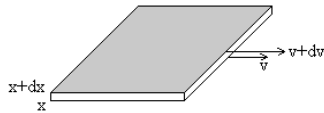


Figura(3) Neumotacografo de Lilly. [6]

Principio de funcionamiento.

Ley de Poiseuille:

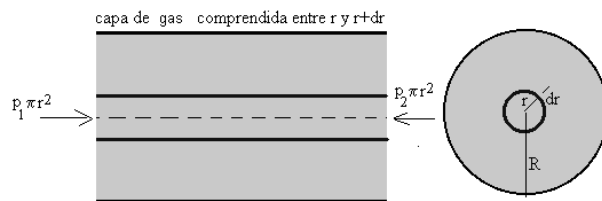
Sean dos capas de gas de área S que distan dx y entre las cuales existe una diferencia de velocidad dv .



Figura(4) sección de el gas.

La fuerza por unidad de área que hay que aplicar es proporcional al gradiente de velocidad. La constante de proporcionalidad se denomina viscosidad η .

$$\frac{F}{A} = \eta \cdot \frac{dv}{dx} \quad (5)$$



Figura(5) gas circulando en régimen por una tubería.

Considerando un gas que circula en régimen laminar por una tubería de radio interior R , y de longitud L , bajo la acción de una fuerza debida a la diferencia de presión existente en los extremos del tubo.

$$F = (P_1 - P_2) \cdot \pi \cdot r^2 \quad (6)$$

Sustituyendo F en la fórmula (5) y teniendo en cuenta que el área A de la capa es ahora el área lateral de un cilindro de longitud L y radio r .

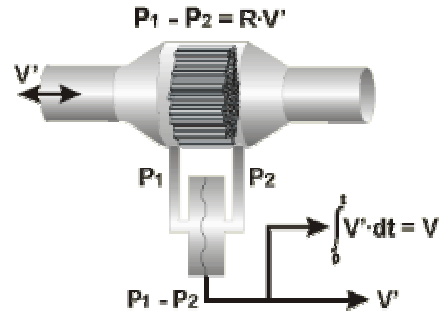
$$\frac{(P_1 - P_2) \cdot \pi \cdot r^2}{2 \cdot \pi \cdot r \cdot L} = -\eta \cdot \frac{dv}{dr} \quad (7)$$

Integrando esta ecuación de ambos lados se obtiene

$$v = \frac{P_1 - P_2}{4 \cdot \eta \cdot L} \cdot (R^2 - r^2) \quad (8)$$

Esta ley describe la relación entre el caudal gaseoso por el tubo y la presión diferencial.

Para convertir esta señal de presión en una señal eléctrica se utilizan transductores de presión que se estudian en la sección III.[7]



Figura(6) Diagrama de un neumotacógrafo Freisch. [8]

La ventaja de estos sensores es que tienen buena respuesta en frecuencia y son fáciles de desarmar, la desventaja que poseen es que requieren mantenimiento periódico para evitar que la humedad y las secreciones lo obstruyan.

C. Sensores de orificio variable.

En su funcionamiento este sensor es similar al de pantalla, pero la malla es reemplazada por un orificio que genera una resistencia variable debido a la presencia de una aleta móvil que lo cubre y sirve para linealizar el flujo.

La ventaja que tiene respecto al de pantalla es una menor probabilidad de obstrucción, y la desventaja que tienen estos sensores es que requieren reemplazo periódico.[9]

D. Sensores tipo vórtice.

El funcionamiento de estos sensores es de la siguiente manera: el gas pasa por un orificio creando vórtices que son medidos por ultrasonidos. El grado de turbulencia es proporcional al flujo.

Los ultrasonidos se definen como ondas acústicas con frecuencias por encima de aquellas que pueden ser detectadas por el oído humano, desde aproximadamente 20 KHz hasta varios cientos de megahertz. En contraste con las ondas electromagnéticas, estas vibraciones necesitan de un medio físico para su propagación.

Los instrumentos médicos utilizan sólo una porción del espectro de ultrasonidos, entre 1 MHz y 10 MHz, debido a las necesidades combinadas de buena resolución (longitudes de onda pequeñas) y buena penetración en los tejidos (frecuencias no demasiado altas).[10]

Efecto Doppler:

Las ondas reflejadas por cuerpos en movimiento adquieren un corrimiento en su frecuencia en una cantidad proporcional a la velocidad del objeto.

La frecuencia que percibirá el observador se puede hallar en la siguiente relación.

$$f_0 = f_f \cdot \frac{v \pm v_0}{v \pm v_f} \quad (9)$$

Donde f_0 : Es la frecuencia del observador.

f_f : Frecuencia de la fuente.

v : Velocidad del sonido.

v_f : Velocidad de la fuente.

La ventaja de usar este sensor es que es muy preciso y la desventaja mas importante es que tiene una resistencia apreciable.

III. TRANSDUCTORES DE PRESIÓN.

Para convertir una señal diferencia de presión en una señal eléctrica se utilizan Strain Gages, los Strain Gages son una de las herramientas mas importantes en la medida eléctrica aplicada a la medición de magnitudes mecánicas, como su nombre lo indica estos son usados para la medición de estiramiento. Como el estiramiento suele ser consecuencia de distintos agentes mecánicos como fuerzas, presiones, torsiones o calor también se emplean para medir estas magnitudes.

El estiramiento conlleva a una variación de la resistencia eléctrica del Strain Gage, posibilitando así la medida indirectamente.

Principio de funcionamiento

La relación entre el estiramiento relativo del gage (dL/L) y la variación relativa de su resistencia (dR/R) no es lineal. Para poder trabajar con él, se lo aproxima linealmente a primer orden, de forma tal que este resulta en un factor de proporcionalidad llamado "Gage Factor" que se define como:

$$K = \frac{dR/R}{dL/L} \quad (10)$$

La resistencia eléctrica se puede escribir como:

$$R = \frac{\rho \cdot L}{A} \quad (11)$$

donde ρ es la resistividad del material, L el largo y S la sección.

Diferenciando la ecuación anterior se obtiene:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (12)$$

Si el material es de forma cilíndrica podemos expresar:

$$\frac{dA}{A} = 2 \frac{dr}{r} \quad (13)$$

El hecho de que al estirar el material longitudinalmente la sección disminuye, se refleja en la

ecuación de Poisson para un conductor cilíndrico cilindro.

$$\mu = - \frac{dr/r}{dL/L} \quad (14)$$

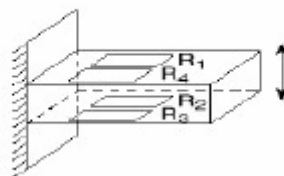
Entonces podemos expresar el "Gage factor" como:

$$K = 1 + 2\mu + \frac{d\rho/\rho}{dL/L} \quad (15)$$

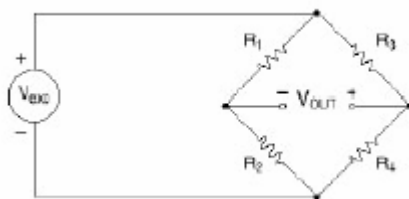
Si se desprecia la variación de la resistividad con el estiramiento se encontrarán valores típicos para K entre 1.5 y 1.7.

La medida de la variación de la resistencia de un Strain Gage o de muchos de ellos se realiza por lo general con un puente de Wheatstone.

Una posible configuración para la medida de presión diferencial con Strain Gages puede ser: configuración Full Bridge. Esta consiste en colocar cuatro Strain Gages del mismo valor nominal R, sobre el objeto a medir como se indica en la figura(4)



Figura(4). Esquema de cómo quedarían colocadas las resistencias en la configuración Full Bridge.



Figura(5). Puente de Wheatstone

La ecuación del puente es la siguiente:

$$V_{OUT} = V_{EXC} \frac{R_1 \cdot R_4 - R_2 \cdot R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} \quad (16)$$

El equilibrio se alcanza cuando:

$$R_1 \cdot R_4 = R_2 \cdot R_3 \quad (17)$$

Lo interesante de esta configuración es que una variación ΔR_T en cada resistencia debido a cambios de temperatura, no afecta el equilibrio del puente. Sin embargo cuando varia la resistencia ΔR debido a un estiramiento mecánico las resistencias quedan:

$$\begin{aligned} R_1 &= R_1 + \Delta R \\ R_2 &= R_2 - \Delta R \\ R_3 &= R_3 - \Delta R \\ R_4 &= R_4 + \Delta R \end{aligned} \quad (18)$$

Entonces

$$V_{OUT} = \frac{\Delta R}{R} V_{EXC} \quad (19)$$

[11]

IV. CONCLUSIÓN

A partir de este trabajo se puede evaluar que tipo de sensor de flujo o presión se adaptaría mejor a una aplicación en particular. Si bien en el caso de medición de flujo pulmonar se utilizan principalmente neumotacografos de Freisch o de Lilli, se tienen en cuenta también otros métodos. Estos neumotacografos utilizan en su mayoría Strain Gages para la conversión de presión diferencial en una señal eléctrica debido a las ventajas que estos ofrecen.

REFERENCIAS

- [1]www.bioingenieros.com- Bioingeniero Gustavo Jorge Ferrero.
- [2]www.bioingenieros.com- Bioingeniero Gustavo Jorge Ferrero.
- [3]www.efunda.com.
- [4]Transductor de flujo de gases basado en hilo caliente con aleación Niquel-Titanio. Carlos Andres Mugruza Vasallo. Willy Carrera Soria.
- [5]Calibración de transductores y sensores de presión diferencial. N. Toledo, J. De la Peña, H. Yur
- [6] www.spirxpert.com
- [7] www.spirxpert.com
- [8] www.sc.ehu.es. Universidad del País Vasco Campus de GIPUZKOA
- [9] www.spirxpert.com
- [10]www.bioingenieros.com- Bioingeniero Gustavo Jorge Ferrero.
- [11]Monografía de Medidas Eléctricas(2004). Strain Gages.Horacio Reyes, Juan Martín Vanerio