

---

**CAPÍTULO 4:****CONCEPTOS TÉCNICOS E INSTRUMENTALES**

En esta sección se engloba las formas de medición del flujo aéreo y se justifica el método empleado en el espirómetro construido en este proyecto.

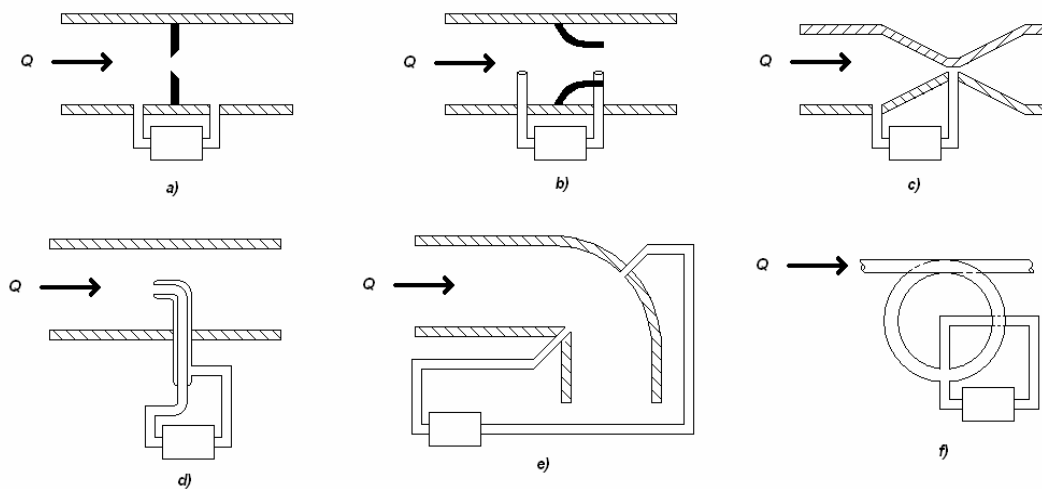
**4.1 Introducción**

Para la determinación de una enfermedad respiratoria resulta de interés conocer la presión interior del pulmón y la diferencia de presión que existe entre éste y el medio ambiente, es decir su capacidad y esfuerzo. Como se mencionó anteriormente, 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 [Medical Electronics, 1998].

De acuerdo a la señal sensada, los espirómetros se clasifican en espirómetro 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, por lo que en este capítulo nos referiremos a ellos.

## 4.2 Mediciones de Flujo

Las mediciones de flujo no hacen referencia directamente a una clasificación de transductores. 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. Tal es el caso de los flujómetros de Orificio, de Pitot, tubos de Venturi, Vortex, sensores de turbina y de desplazamiento, dispositivos utilizados habitualmente en la Industria. Estos instrumentos presentan una zona muerta significativa debida a su morfología, lo que las inhabilita para utilizarse en mediciones ventilatorias de seres vivos.



**Figura 4.1: Flujómetros por medición de presión diferencial, del tipo a) Orificio, b) Cánula, c) Venturi, d) Pitot, e) Codo centrífugo, f) Lazo centrífugo [7]**

A nivel médico, en las mediciones de flujo aéreo se utilizan los neumotacógrafos. Su funcionamiento se basa también en el principio de medición de presión producida por obstrucción en el flujo, aunque con diversificaciones en las leyes físicas que rigen su comportamiento.

### 4.3 Neumotacógrafos

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. Dicha resistencia es conocida como neumotacómetro (Pneumotachometer o PTM). De acuerdo al tipo de neumotacómetro, los neumotacógrafos se clasifican comúnmente en:

- Neumotacógrafos de turbina
- Neumotacógrafos de gradiente térmico
- Neumotacógrafos ultrasónicos
- Neumotacógrafos de resistencia neumática
  - Neumotacógrafo de Fleisch
  - Neumotacógrafo de Lilly

Los neumotacógrafos de turbina utilizan una pequeña turbina que gira a la velocidad del gas. La desventaja de este tipo de sensor, es la fuerza de fricción y desgaste que sufre a través del tiempo.

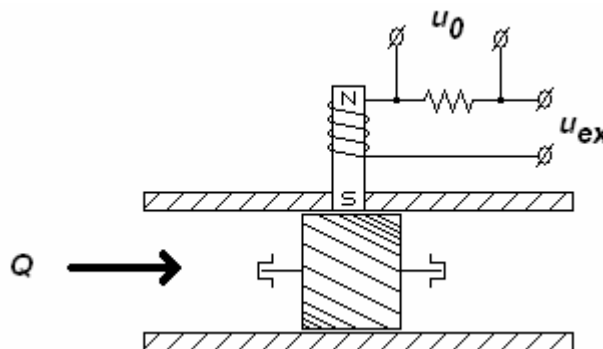


Figura 4.2: PTM de Turbina con Excitación en RF, donde  $Q$ =flujo,  $U_{ex}$ =voltaje excitación,  $U_0$ =voltaje de salida [7]

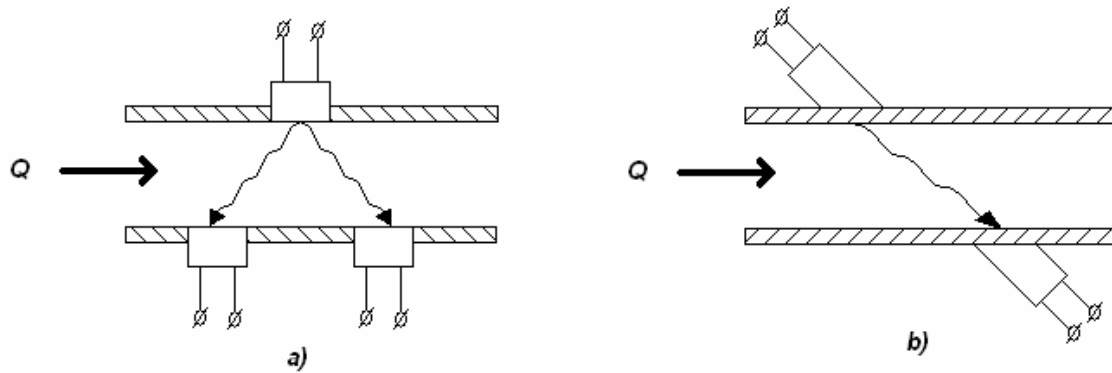
Los neumotacógrafos de gradiente térmico son dispositivos que emplean el principio de convección térmica. Cuando una corriente pasa a través del sensor, regularmente un hilo de platino, éste opera en modo de autocalentamiento para mantener una temperatura promedio que sufre un desbalance debido al flujo del gas, produciendo un gradiente de temperatura entre el sensor y el gas al mismo tiempo. El flujo está dado por la ecuación:

$$Q = \left[ \frac{I^2 R}{K_1 A (T_h - T_a)} - \frac{K_0}{K_1} \right]^2 \quad (4.1)$$

Donde  $R$  es la resistencia del hilo sensor y  $T_h$  es su temperatura, mientras que  $T_a$  es la temperatura ambiente,  $A$  es el área de flujo,  $K_0$  y  $K_1$  son constantes.

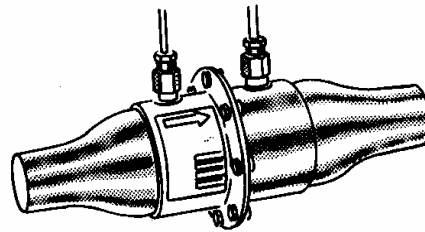
El problema del neumotacógrafo de gradiente térmico es que, independientemente de la dirección de flujo, provee siempre una salida de la misma polaridad. Existen además diferencias en las propiedades térmicas y densidades de  $O_2$  y  $N_2$  en la inspiración y la espiración que pueden invalidar el uso de un factor simple de corrección. [Linares, 2002].

Los neumotacógrafos ultrasónicos se basan en principios de ultrasonido. Emplean el efecto Doppler de modo que, por medio de varios transmisores y receptores piezoeléctricos se sensa la velocidad de propagación dentro del fluido. Estos neumotacógrafos son muy precisos y portátiles pero su construcción implica alta exactitud, complejidad y un costo elevado.



**Figura 4.3:** PTM con a) 1Tx ultrasónico y 2 Rx, b) 1Tx ultrasónico y 1 Rx [7]

Los neumotacógrafos de resistencia neumática (Figura 4.4) son considerados sensores de flujo gaseoso que provocan una caída de presión diferencial proporcional al flujo de aire que pasa a través de un elemento de resistencia neumática. Dicha resistencia es constante a través del rango de medición y la presión es proporcional al flujo a través del tubo. La sensibilidad depende de la estructura geométrica del neumotacógrafo que puede presentar dos clases de variantes: de tipo Fleisch y de tipo Lilly. En los neumotacógrafos de Fleisch el sistema de resistencia es implementado con tubos capilares de 1 o 2 mm de diámetro y de 3 ó 5 cm de longitud colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. En los neumotacógrafos de Lilly se sustituyen los tubos capilares por membranas o por una membrana metálica, siendo el funcionamiento básicamente igual.



**Figura 4.4:** Neumotacógrafo de Resistencia Neumática [31]

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, explicada en el capítulo anterior y expresada como:

$$\Phi = \frac{dV}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left( -\frac{P_1 - P_2}{\Delta x} \right) \quad (4.2)$$

Donde:

$V$  es el volumen de un líquido transferido en el tiempo  $t$  expresado en  $m^3$ ,

$v$  es la mediana de la velocidad expresada en  $m/s$ ,

$\Delta x$  es la diferencia de longitud entre los puntos  $P_1$  y  $P_2$  escrita en  $m$ ,

$R$  el radio interno del tubo en  $m$ ,

$P_1 - P_2$  las diferencia de presión entre las dos terminales expresada en  $pa$ ,

$\mu$  es la viscosidad dinámica del fluido escrito en  $\left( \frac{kg}{m \cdot s} \right) \times 10^{-5}$ ,

$L$  la longitud del tubo escrita en  $m$

---

#### 4.4 Requerimientos en la Construcción de Neumotacógrafos de Resistencia Neumática

Una condición indispensable para poder aplicar la ley de Poiseuille en el funcionamiento del neumotacógrafo es que el flujo de la espiración sea laminar, es decir, que cumpla con un índice de Reynolds menor a 2000. 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 piezoresistivo, por ejemplo, una galga extensiométrica. Para realizar la diferenciación de presión se debe tomar en cuenta la geometría del neumotacógrafo, pues los cambios de presión entre la entrada, la salida y la sección central deben ser graduales para permitir conocer la resistencia (idealmente dada sólo por el neumotacómetro), los cambios suaves de diámetro evitan además la turbulencia.

El diagrama a bloques de un espirómetro de flujo digital se presenta en la Figura 4.5. Éste en resumen consta del sensor de flujo gaseoso (neumotacógrafo), un transductor de presión, el circuito de acoplamiento, un convertidor A/D y un dispositivo computacional que incluye el acoplamiento en hardware, procesamiento digital y el desarrollo de software.

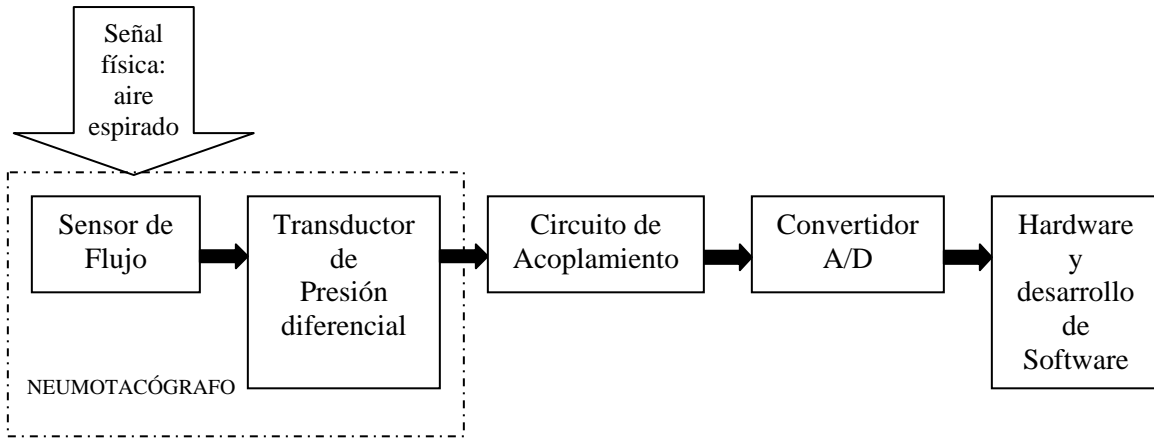


Figura 4.5: Diagrama de un Espirómetro de Flujo

Si el cuerpo del neumotacógrafo se encuentra a una temperatura inferior que la temperatura corporal, se produce un descenso en la temperatura del gas espirado, que provoca condensación del vapor de agua en la malla o tubos capilares. Esto aumenta el valor de la resistencia y provoca una sobrevaloración de las medidas de flujo. Para evitar este problema, se coloca una resistencia eléctrica calefactora (Heater) (Figura 4.6) alrededor del cuerpo del neumotacógrafo que mantiene la temperatura a 37°C. Otro parámetro importante a considerar al usar un neumotacógrafo es el volumen total de aire dentro del mismo que puede fluir de forma bidireccional, y de no ser debidamente acoplado puede suceder que el paciente al momento de inspirar aire reciba el aire que exhaló en una prueba anterior debido al espacio muerto.

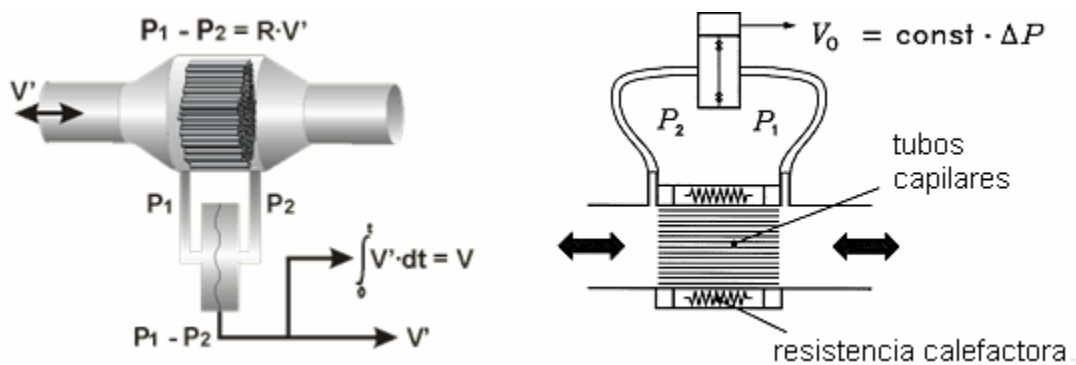


Figura 4.6: PTM tipo Fleisch con resistencia calefactora [3]



### 4.5 Galgas Extensiométricas

Las galgas extensiométricas son elementos que tienen la propiedad de cambiar la magnitud de resistencia eléctrica en respuesta proporcional a una deformación o estrés. El elemento extensiométrico puede ser líquido, un aislante con relleno electroconductor, un metal o un semiconductor.

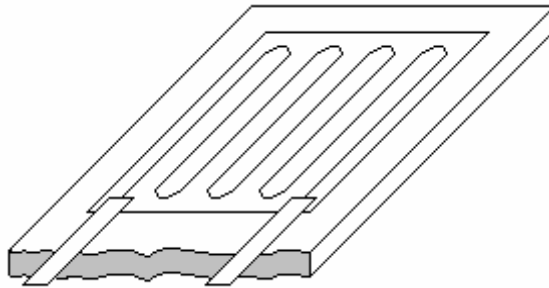


Figura 4.7: Galga Extensiométrica

El factor de galga, que es una medida de la sensibilidad de la galga extensiométrica ante una tensión aplicada en un extremo, está dado por:

$$K = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = 1 + 2\nu + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \quad (4.3)$$

Donde:

1 representa la sensibilidad debida a un cambio en la longitud,

$2\nu$  es la sensibilidad debida a un cambio en el área de sección transversal, y

$\frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l}$  es un factor que expresa el cambio en la resistencia ante la presencia de

tensión.

---

Las galgas de material semiconductor están caracterizadas por un factor de galga hasta 2 veces mayor que las de metal, es decir, el cambio de resistencia ante una deformación es mucho mayor. Los semiconductores más sensibles al stress son el Silicio (Si), el Germanio (Ge), el Arseniuro de Indio (InSb), el Fosfato Indico (InP), el Arseniuro de Galio (GaAs) y el Antimonio de Galio (GaSb). Las más utilizadas son las galgas de silicio porque son químicamente inertes y su tecnología es ampliamente desarrollada a nivel industrial. Son producidas en tiras muy finas y cortas que permiten ser fijadas al final de las tiras. A menudo una o varias tiras son fijadas a un sustrato formando rosetas, arreglos duales de elementos o puentes completos. Otra versión de las galgas semiconductoras es un diafragma de silicio que actúa como elemento elástico. El elemento incorpora áreas de sensibilidad extensiométrica formadas primariamente por difusión. Estas áreas son localizadas en puntos con máximo estrés. Las galgas forman estructuras de medio puente o puente completo que son usualmente combinadas con elementos de compensación de temperatura.

#### **4.6 Resumen**

En este capítulo se presentó la tecnología utilizada en la adquisición de la señal aérea. Al ser el espirómetro un instrumento de medición de la capacidad pulmonar para la detección de deficiencias, debe ofrecer una muy baja resistencia al flujo y una zona muerta pequeña que garantice la medición y seguridad del paciente. Se presentó y comparó diferentes técnicas de medición de flujo, especificando cuáles son factibles para uso médico. Se resolvió utilizar un neumotacógrafo de flujo que puede cumplir con los propósitos de esta tesis en cuanto a costo, competitividad y eficiencia en la medición.