



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN  
ESPIRÓMETRO DE FLUJO DE BAJO COSTO

T E S I S

Que para obtener el grado de:  
Ingeniero Eléctrico y Electrónico

Presenta:  
Gibrán Rodrigo Mejía Toríz



Director de Tesis:  
M. I. Sergio Quintana Thierry  
CCADET, UNAM

Ciudad Universitaria,  
Junio 2010



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*A mi Mamá, por enseñarme a defender lo que creo justo y por su incansable preocupación.*

*A mi Papá, porque gracias a su eterno desvelo, nunca faltó nada en casa, por enseñarme a compartir y por el orgullo que éste trabajo le representa.*

*A Claudia, por las utopías, esperanzas y el camino compartido, porque aprendimos que todo es prestado en este mundo...y por los hilos que siguen sosteniendo papalotes...*

*A Saúl, porque los años convirtieron la amistad en hermandad, por estar siempre, en las buenas, las malas y sobre todo en las peores.*

## AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por el orgullo que representa formar parte de Su historia.

A todas las personas que trabajan en el Laboratorio de Electrónica del CCADET, por haber compartido conmigo enseñanza, vida y espacio durante el desarrollo de esta tesis. A mi asesor, Maestro Sergio Quintana, por el constante apoyo, por aguantarme a pesar del tiempo que me tomó terminar este trabajo y por las risas que hacían más amenas las tardes en el Laboratorio. A la ingeniera Nadia y a los Maestros Miguel Ángel Bañuelos, José Castillo, Ricardo Damián y Roberto Molero.

Al Maestro Juan Manuel Gómez por la ayuda y asesoramiento con respecto al siguiente paso, y en como llevar la ingeniería a personas de verdad.

Al Departamento de Ingeniería Biomédica del Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias, por abrirme el espacio y brindarme la oportunidad de utilizar su jeringa de calibración para realizar las mediciones de prueba del espirómetro.

A todos y cada uno de los miembros de las familias Toríz Díaz Contreras y Mejía García por ser mi raíz, y a la familia Espinosa Díaz por el cariño eterno.

A “l@s wapos” por tantas risas, lágrimas, viajes, fiestas e historias compartidas. A Rubén, Benjamín y toda la banda futbolera de la Prepa. A la Portera, Ketzal y Piyi por haberme abierto la puerta de su casa. A Jimmy por ayudarme, con lectura, a levantarme, mientras haya que hacerlo. A Saúl y Roger, porque pocas amistades pueden presumir de serlo por toda la vida. Y a todas y todos los que han compartido conmigo algún momento del camino...*In lak'ech, hala ken...*

---

---

# ÍNDICE

<b>Introducción</b>	1
Objetivo	3
Justificación	3
<b>Capítulo I. Conceptos de Instrumentación Biomédica</b>	5
1. 1    Introducción	5
1. 2    Sistema generalizado de instrumentación biomédica	5
1. 3    Restricciones en las mediciones médicas	7
1. 4    Entradas interferente y modificante	9
1. 5    Clasificación de los instrumentos biomédicos	10
1. 6    Características estáticas y criterios de comparación de los instrumentos biomédicos	11
1. 7    Criterios de diseño	13
<b>Capítulo II. Generalidades médicas y físicas del Sistema Respiratorio</b>	15
2. 1    Conceptos médicos y fisiológicos	15
2. 1. 1    Organización estructural y funcional	16
2. 1. 2    Mecánica respiratoria	18
2. 1. 2. 1    Músculos de la respiración	19
2. 1. 2. 2    Presiones intraalveolares e intrapleurales	20
2. 1. 3    Volúmenes y capacidades pulmonares	22
2. 1. 4    Evaluación del funcionamiento ventilatorio	24
2. 2    Leyes físicas y el funcionamiento del Sistema Respiratorio	25
2. 2. 1    Flujo laminar y turbulento	26
2. 2. 2    Número de Reynolds	27
2. 2. 3    Ley de Poiseuille	28
<b>Capítulo III. La espirometría</b>	31
3. 1    Introducción	31
3. 2    La prueba espirométrica	32
3. 3    Parámetros espirométricos	34
3. 4    Tipos de espirómetros	35
3. 4. 1    El espirómetro de flujo	37
3. 4. 1. 1    Tipos de Neumotacógrafos	38
3. 5    Requerimientos del usuario de un espirómetro	44
3. 6    Calibración	44
<b>Capítulo IV. Diseño y desarrollo del espirómetro de flujo</b>	47
4. 1    Introducción	47
4. 1. 1    Requerimientos técnicos de los espirómetros de flujo	47
4. 2    Arquitectura del espirómetro de flujo	49
4. 3    Etapa de sensado	49
4. 3. 1    Neumotacógrafo de Lilly	50
4. 3. 1. 1    Principio de funcionamiento	50

---

---

4. 3. 2	Sensor de presión diferencial	52
4. 3. 2. 1	Principio de funcionamiento	53
4. 3. 3	Sensado de flujo	56
4. 4	Etapa de acondicionamiento de señal	57
4. 4. 1	Amplificación de la señal	57
4. 4. 2	Filtrado de la señal	61
4. 4. 2. 1	Diseño del filtro	63
4. 4. 3	Reducción de offset	67
4. 5	Etapa de integración de la señal	68
4. 5. 1	Procedimientos para la medición del volumen	70
4. 6	Etapa de procesamiento	71
4. 7	Fuente de poder	74
4. 8	Diseño del hardware	76
<b>Capítulo V. Pruebas y resultados</b>		<b>81</b>
5. 1	Valores y gráficas obtenidas con el prototipo de pruebas	84
5. 2	Valores y gráficas obtenidas con el prototipo final	86
5. 3	Interpretación de resultados	88
<b>Conclusiones</b>		<b>91</b>
<b>Referencias</b>		<b>95</b>
<b>Apéndices</b>		
<b>A</b>	<b>Manual de usuario</b>	<b>97</b>
A.1	Componentes del espirómetro de flujo	97
A.2	Procedimiento de funcionamiento	98
<b>B</b>	<b>Programa para el procesamiento y despliegue de datos</b>	<b>100</b>
<b>C</b>	<b>Hojas de datos componentes electrónicos</b>	
	NPC-1210-10WD	102
	AD620	104
	LM2940CT-12	105
	LM2990T-12	106
	LM7805	107
	TL082	108

## **INTRODUCCIÓN**

La respiración es el proceso mediante el cual se intercambian gases a través de la membrana de las células en todos los seres vivos. A nivel celular, el oxígeno entra a la célula y el dióxido de carbono sale de ésta. En particular, en el hombre, la transferencia de oxígeno del medio ambiente a la sangre y de dióxido de carbono hacia la atmósfera tiene lugar en los pulmones.

La prevalencia de enfermedades respiratorias en el mundo está por encima del 10 % de la población mundial. En total, la Organización Mundial de la Salud estima que alrededor de 300 millones de personas en el mundo sufren asma, 80 millones enfermedades obstructivas pulmonares crónicas, muchos más rinitis alérgica y otros desórdenes respiratorios permanentes.

Sólo en el año 2005, cuatro millones de personas murieron por enfermedades respiratorias que podrían haber sido prevenidas o curadas, más del 80 por ciento de ellas en países llamados en vías de desarrollo. [16]

Según afirma la científica estadounidense Suzanne Hurd: "...las enfermedades respiratorias crónicas se identifican con dificultad, se diagnostican mal, se tratan poco y se previenen menos". [16] Por tal motivo, el estudio y evaluación de la función pulmonar resulta tan importante para la salud del ser humano.

La medición de la capacidad pulmonar refleja el grado de rigidez o de elasticidad de los pulmones y de la caja torácica. Estos valores son anormalmente bajos en trastornos como la fibrosis pulmonar y las desviaciones de la columna vertebral. Los trastornos que causan la pérdida de elasticidad pulmonar o reducen el movimiento de la caja torácica se denominan trastornos restrictivos.

La medición del flujo respiratorio sirve para conocer el grado de estrechamiento u obstrucción de las vías aéreas. Los registros son anormales en enfermedades como la bronquitis, el enfisema y el asma. Estos procesos se denominan trastornos obstructivos. [18]

La ventilación pulmonar, que es la renovación continua de aire entre los alveolos y el aire atmosférico, la podemos considerar como un evento físico de dos etapas, la inhalación (entrada de aire fresco a los pulmones) y la exhalación (salida de aire caliente de los pulmones). En términos generales, cuando un médico quiere establecer si un paciente tiene o no una enfermedad respiratoria, le interesa conocer ciertos parámetros, tales como la diferencia de presión que existe entre el medio ambiente y el pulmón, ya que gracias a ésta diferencia de presión, el pulmón puede realizar el intercambio de gases, el flujo de intercambio durante el proceso respiratorio, así como el volumen de aire que entra y sale de los pulmones. Para medir estos parámetros fisiológicos se emplea un dispositivo conocido como espirómetro, el cual permite obtener el trazado y/o registro volumen-tiempo y el de flujo-volumen de la respiración.

Desde la aparición de los primeros espirómetros a mediados del siglo XIX, la espirometría se ha convertido en la herramienta clínica más importante aplicada en la evaluación del estado funcional del sistema respiratorio. Los resultados obtenidos a partir de las pruebas espirométricas se utilizan para tomar decisiones importantes en los pacientes, las cuales pueden tener un efecto sobre el estilo de vida, así como en el futuro tratamiento de la persona.



*Figura 1. La espirometría mide el volumen y la tasa de flujo de aire que respira una persona para diagnosticar enfermedades o determinar el progreso del tratamiento.*

En la actualidad, los espirómetros son, en su mayoría, portátiles y computarizados, y están constituidos con base en un sensor mecánico y/o eléctrico, un procesador y un modulo de despliegue de datos.

## **OBJETIVO**

El objetivo de este trabajo es diseñar y desarrollar un equipo de espirometría de flujo de bajo costo, que permita obtener los valores de flujo y volumen de aire espirados por una persona; construido con dispositivos que, en su mayoría, sean de fácil adquisición en el mercado nacional, con el fin de facilitar su fabricación, reparación y mantenimiento.

## **Justificación**

En México es prácticamente nula la fabricación de instrumentación biomédica, por lo que la mayoría de los equipos son importados. La oferta de espirómetros es baja

comparada con otros instrumentos de medición médica, debido a que no son considerados como aparatos de medición crítica como los electroencefalógrafos, electrocardiógrafos, equipos de ultrasonido, etcétera, por tanto los costos de manufactura, venta y mantenimiento, son elevados.

Por tal motivo surge la inquietud de realizar un equipo producido en el país, con componentes adquiridos en el mercado nacional, cuyos costos de construcción, mantenimiento y reparación se reduzcan considerablemente en comparación al costo de inversión que significa la adquisición de un equipo importado.

El hecho de diseñar y desarrollar este tipo de aparatos en el país parece viable, dado que, en general, los aparatos para realizar maniobras de espirometría que poseen los hospitales públicos de especialidad a nivel nacional tienen un costo promedio aproximado de entre 20 mil y 30 mil pesos, contando con apenas unos cuantos equipos por hospital. Un ejemplo claro de esto sucede en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias, INER, el cual solo cuenta con 15 equipos de espirometría para todo el Hospital, siendo éste un Hospital de alta especialidad a nivel Nacional. Por lo tanto, teniendo en cuenta el costo promedio de inversión que se requiere para la adquisición de un espirómetro importado, se realizó un estudio básico para obtener el costo aproximado de inversión en material, para desarrollar un espirómetro que cubriera las funciones esenciales de uno comercial, construido a partir de componentes adquiridos en el mercado nacional. El resultado obtenido no excedió los 4 mil pesos de inversión; en consecuencia, se concluyó que era factible realizar este proyecto.

Esta tesis se enfoca al diseño y construcción del software y hardware de un aparato de pruebas espirométricas a nivel básico. Para interpretar los valores medidos es necesario contar con conocimientos generales de fisiología pulmonar y mecánica ventilatoria, por lo que, con éste trabajo, de ningún modo se pretenderá realizar un diagnóstico médico sin la previa intervención de un especialista.

## **CAPÍTULO I:**

### **CONCEPTOS DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA**

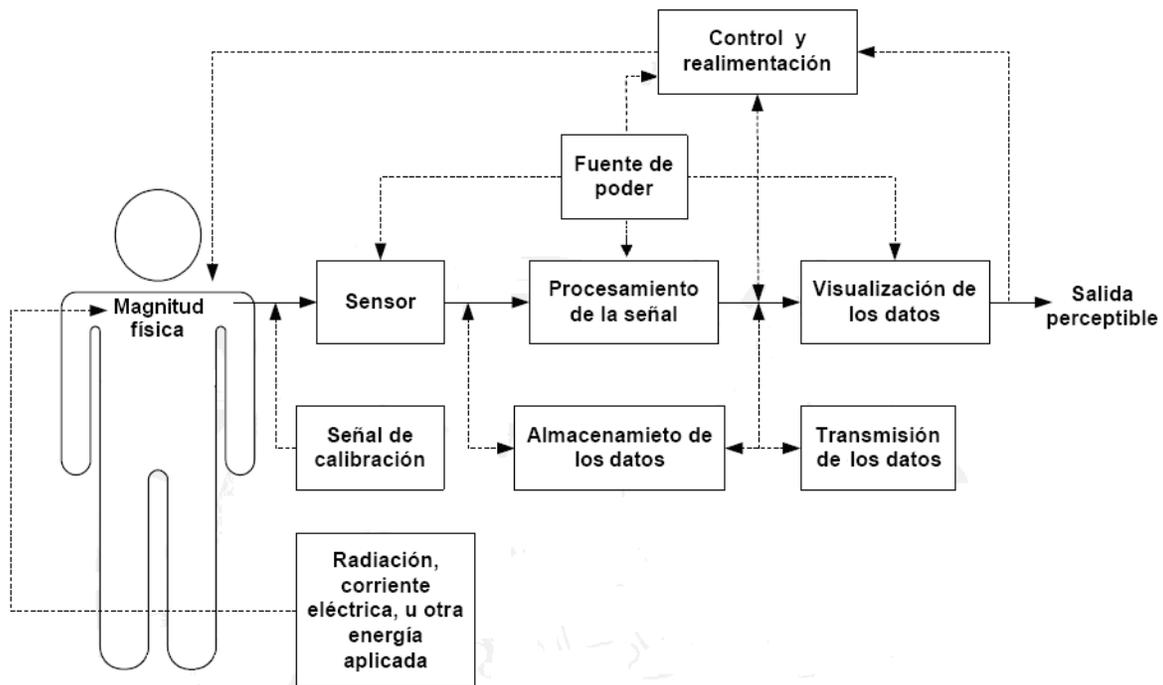
En este primer capítulo se expondrán la importancia que tiene la instrumentación biomédica en la captura de señales biológicas, las características generales que debe cumplir un instrumento biomédico para su diseño, las partes que lo componen, así como las distintas clasificaciones de instrumentos biomédicos que existen.

#### **1. 1 INTRODUCCIÓN**

Uno de los objetivos de la instrumentación biomédica es la captura de las señales biológicas. Como ejemplos de señales biológicas se tienen los biopotenciales, presión, flujo, temperatura, concentración de iones, entre otros. Sensar y cuantificar estas variables no es simple. Por esto es necesario la implementación de circuitos electrónicos y el uso de transductores. La instrumentación biomédica es entonces un campo multidisciplinario que requiere conocimiento en diversas áreas como electrónica digital y analógica, teoría de control, sistemas y señales, seguridad eléctrica y biocompatibilidad de materiales, entre otros.

#### **1. 2 SISTEMA GENERALIZADO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA**

La mayor diferencia de un sistema de instrumentación biomédico con otros de uso industrial u aplicación no biológica, es que la fuente de las señales es un ser vivo. Esta particularidad implica parámetros de diseño específicos para la captura de las señales. La figura 2 ilustra el esquema general de un sistema de instrumentación biomédico.



*Figura 2. Diagrama de bloques del esquema general de un sistema de instrumentación biomédico.*

La magnitud física hace referencia a la cantidad o propiedad física objeto de la medición. Las magnitudes de importancia médica pueden clasificarse como: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones, desplazamiento (velocidad y aceleración), impedancia, temperatura y concentraciones químicas.

Un transductor es un dispositivo que convierte una forma de energía a otra. Usualmente la conversión es a energía eléctrica y entonces se denomina sensor [7]. Sin embargo esta diferenciación entre transductor y sensor resulta algo confusa. En un sentido práctico puede considerarse a un sensor como todo un sistema que incluye un transductor como componente principal, pero además puede incluir otros accesorios como aquellos dedicados al procesamiento de la señal. Idealmente un transductor debe responder solo a la energía presente en la medición y ser mínimamente invasivo.

Usualmente no es posible acoplar la salida del transductor al despliegue de datos directamente. Es necesario entonces hacer un acondicionamiento y procesamiento de la señal. Por ejemplo, los biopotenciales se manejan en el rango de los milivoltios. Si se trata de observar esta señal en el osciloscopio se tendría mucha dificultad. Es entonces necesario amplificar la señal. Además la señal amplificada esta afectada por ruido y frecuencias indeseadas; es entonces preciso, además, filtrar la señal para eliminar esas señales que afectan la medición.

El despliegue de datos puede ser análogo o digital; su objetivo principal es hacer perceptible una señal para nuestros sentidos. De manera visual pueden utilizarse displays análogos para señales que cambian continuamente y displays digitales cuando se quiere tener un valor exacto.

Existen además elementos auxiliares tales como señales de calibración, señales de control y retroalimentación (feedback) tanto para la toma de la medida como para ajustar el sensado y el acondicionamiento de la señal. Los datos pueden ser además almacenados o transmitidos.

### **1.3 RESTRICCIONES EN LAS MEDICIONES MÉDICAS**

La fisiología y diferentes criterios médicos afectan la construcción y diseño de bioinstrumentos. Supóngase la creación de un sistema de medición de presión arterial, donde los rangos de medición llegan hasta los 400mmHg. Si un ingeniero no tuviera idea del nivel de presión a medir, podría desarrollar un buen instrumento, pero que trabaje en atmósferas de presión, muy por encima de los niveles deseados. Consecuentemente es necesario definir los rangos de la medición y los rangos de frecuencia.

Medición	Rango	Frecuencia, Hz	Método
Flujo de sangre	1 to 300 mL/s	0 to 20	Electromagnético o ultrasónico
Presión sanguínea	0 to 400 mmHg	0 to 50	Strain gage
Gasto cardíaco	4 to 25 L/min	0 to 20	Fick, dye dilution
Electrocardiografía	0.5 to 4 mV	0.05 to 150	Electrodos de piel
Electroencefalografía	5 to 300 $\mu$ V	0.5 to 150	Scalp electrodes
Electromiografía	0.1 to 5 mV	0 to 10000	Electrodos de aguja
Electroretinografía	0 to 900 $\mu$ V	0 to 50	Contact lens electrodes
pH	3 to 13 pH units	0 to 1	Electrodo de pH
pCO <sub>2</sub>	40 to 100 mmHg	0 to 2	Electrodos pCO <sub>2</sub>
pO <sub>2</sub>	30 to 100 mmHg	0 to 2	Electrodos pO <sub>2</sub>
Pneumotacografía	0 to 600 L/min	0 to 40	Pneumotacógrafo
pH Gástrico	3 – 13 pH Units	DC – 1	Electrodo de pH y antimonio
Temperatura	32 to 40 °C	0 to 0.1	Termistor

*Tabla 1. Características de rango, frecuencia y método de algunas mediciones médicas comunes. [7]*

Por otro lado, las variables medidas en el cuerpo humano y otros seres vivos son aleatorias y varían con respecto al tiempo. Es común encontrar dos pacientes normales y con condiciones similares donde la medición de sus variables es diferente: por ejemplo un paciente con una frecuencia cardíaca de 70 latidos por minuto y otro con 75 latidos por minuto. El método más común para tratar con la inherente variabilidad en los sistemas vivos es emplear métodos estadísticos.

La tabla 1 muestra los rangos y frecuencias de medición de los parámetros médicos más comunes.

#### 1. 4 ENTRADAS INTERFERENTE Y MODIFICANTE

Un bioinstrumento idealmente debe estar diseñado para aislar y capturar solo las señales deseadas. Sin embargo pueden existir *entradas interferentes*, cantidades y señales que afectan el instrumento como consecuencia de los principios que usa para adquirir y procesar las señales deseadas. A veces cantidades indeseadas pueden afectar la salida del equipo, por ejemplo afectando el funcionamiento del bioinstrumento. Este tipo de señales se clasifican como *entradas modificantes*. Algunas señales indeseadas pueden actuar tanto como interferentes como modificantes.

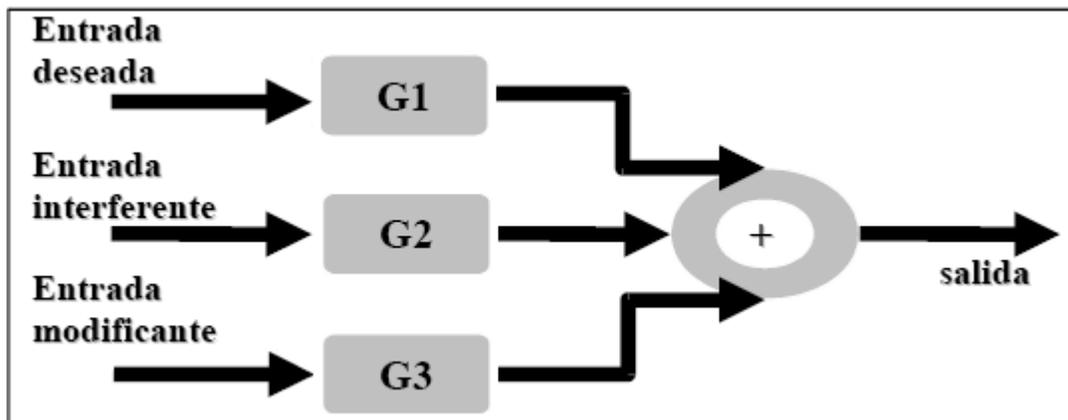


Figura 3. La salida de los bioinstrumentos puede verse afectada por entradas interferentes y modificantes.

Los efectos de las entradas interferentes y modificantes pueden ser reducidas o eliminadas alterando el diseño esencial de los componentes del bioinstrumento o añadiendo componentes nuevos diseñados para minimizar las entradas indeseadas.

Si los componentes son inherentemente sensitivos solo a las entradas deseadas entonces las entradas interferentes y modificantes no surten efecto alguno. Es posible utilizar retroalimentación negativa cuando no es posible evitar una entrada

modificante, de tal forma la diferencia entre la entrada y la salida instantánea se convierte en la entrada efectiva al instrumento.

El filtrado de señales es una técnica muy aplicada para compensar los efectos de entradas indeseadas. Un filtro separa las señales de acuerdo a sus frecuencias. Así, las frecuencias deseadas pasan inmunes a través del filtro, mientras las frecuencias indeseadas se atenúan. El filtro puede ser introducido tanto al momento de tomar la entrada como la salida. En la entrada es común utilizar filtros mecánicos, neumáticos o térmicos para minimizar interferencias ambientales. Los filtros electrónicos usualmente se utilizan en un paso intermedio antes de generar la salida.

El método de las entradas opuestas es útil cuando las entradas modificantes e interferentes no pueden ser filtradas. Esta técnica consiste en usar entradas interferentes adicionales para cancelar componentes indeseadas. Estas entradas intencionales pueden ser la misma que va a ser cancelada, pero de manera opuesta. Con este método pueden lograrse correcciones automáticas en tiempo real. [7]

## **1. 5 CLASIFICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS BIOMÉDICOS**

Los instrumentos biomédicos pueden clasificarse al menos de cuatro maneras diferentes. La primera, de acuerdo a la magnitud física que es sensada: presión, flujo o temperatura. Una segunda forma de clasificarlos es de acuerdo a la naturaleza física del transductor: resistivo, inductivo, capacitivo, ultrasónico o electroquímico. Las técnicas de medición pueden estudiarse de manera separada para cada órgano, es decir de acuerdo al sistema fisiológico: cardiovascular, pulmonar, nervioso y endocrino. Esta clasificación aísla todas las medidas importantes que necesitan los especialistas en una determinada área. Finalmente, es posible clasificar los instrumentos biomédicos de acuerdo a las especialidades

médicas clínicas: pediatría, obstetricia, cardiología o radiología. Esta clasificación es muy útil para el personal médico interesado en instrumentos biomédicos especializados.

## **1. 6 CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS Y CRITERIOS DE COMPARACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS BIOMÉDICOS**

Las características estáticas evalúan el comportamiento del instrumento en corriente directa *DC* y bajas frecuencias. Estas características constituyen el mejor medio para comparar bioinstrumentos.

Las principales características estáticas de los instrumentos de medición son: *exactitud, precisión, resolución, repetibilidad, linealidad y saturación*, siendo esta última una característica estática no lineal.

La *exactitud* es una medida de la diferencia entre el valor verdadero y la cantidad medida, dividido por el valor verdadero. Usualmente se expresa como un porcentaje de exactitud.

La *precisión* por su parte hace referencia a como una medición expresa el número de alternativas distinguibles para cuando se selecciona un resultado. Por ejemplo si un multímetro A mide 4.6 [V] y otro multímetro B mide 4.58766 [V]. Se concluye que el multímetro B es más preciso.

La *resolución* se asocia con la medida más pequeña que puede ser distinguida con seguridad.

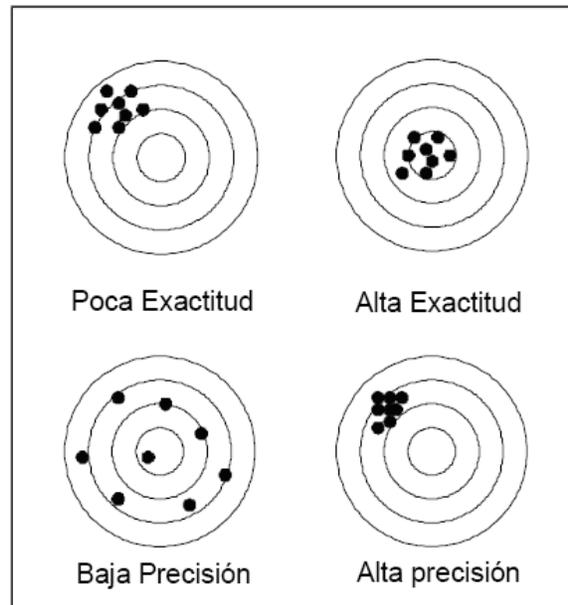


Figura 4. Conceptos de exactitud y precisión. [7]

La *repetibilidad* está relacionada con la habilidad de obtener resultados consistentes de un equipo al realizar el mismo experimento después de un determinado período de tiempo. Cabe mencionar que repetibilidad no implica exactitud.

La *linealidad* de un dispositivo está relacionada con el rango donde la respuesta es directamente proporcional. Muchos dispositivos tienen garantizado un rango donde su respuesta es proporcional, pero fuera de ella es no-lineal. Por ello es importante tener claro cuáles son los rangos de entrada que un dispositivo debe manejar.

La *saturación* ocurre cuando el instrumento no puede responder más al nivel de una entrada. Un ejemplo de saturación se observa en los amplificadores operacionales; si un amplificador está alimentado a  $\pm 5$  [V], el límite de saturación viene dado por estos valores. Esto significa que, dentro de dicho rango de voltaje, el amplificador puede responder a una entrada de forma lineal, pero cuando llega al límite, inferior o superior, la respuesta permanece constante no importando que tan grande sea la entrada. [7]

## 1.7 CRITERIOS DE DISEÑO

Antes de comenzar a diseñar un equipo médico, se deben formular las siguientes preguntas: ¿suple alguna necesidad?, ¿alguien estaría dispuesto a comprarlo?, ¿es posible venderlo a un precio que genere rentabilidad?

Una vez que se tienen dichas respuestas, o al menos un bosquejo de ellas, lo ideal es tomar en cuenta los criterios de diseño mostrados en la figura 5 para la elaboración del instrumento biomédico de interés. Esta información cubre los criterios de diseño básicos que cumple, o en teoría debería cumplir, cualquier equipo médico, aunque muchas veces, en la práctica, varios de estos puntos pasan desapercibidos antes de comenzar el diseño del equipo.

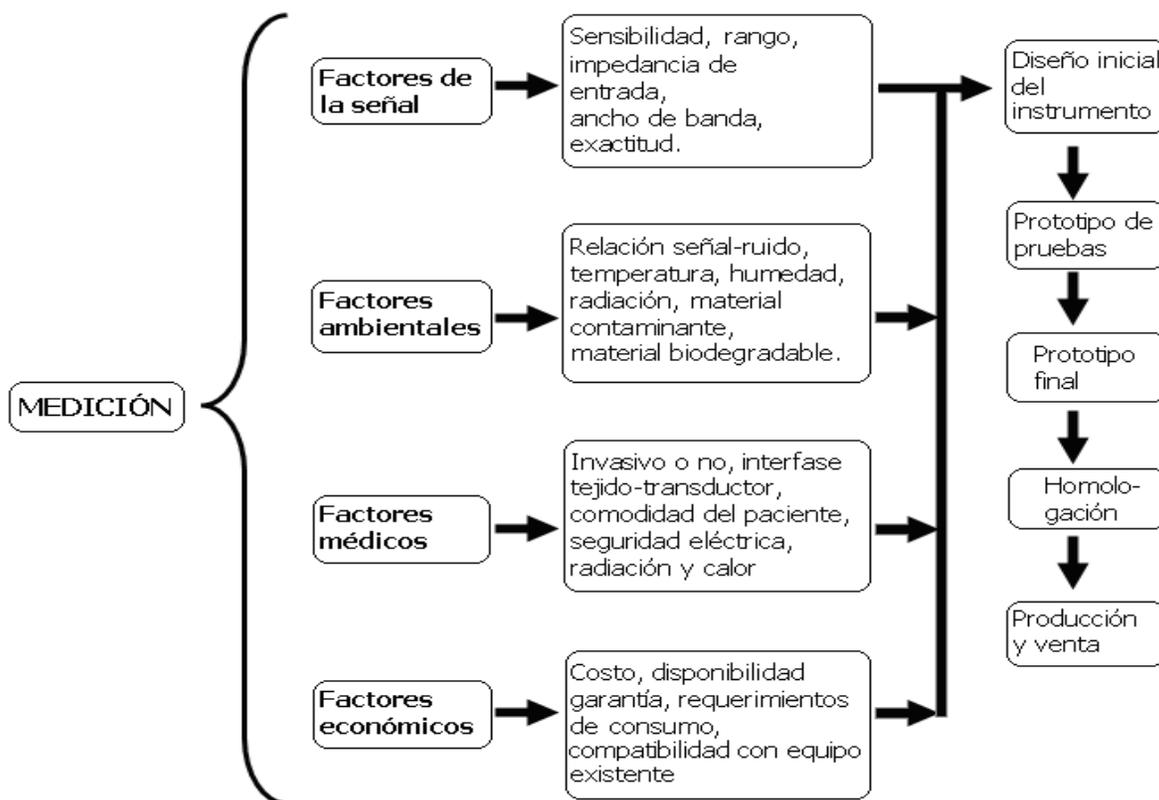


Figura 5. Criterios de diseño para un instrumento biomédico [7]

A primera vista, la lista de criterios de diseño puede parecer abrumadora, pero la mayoría de ellos son factores y criterios un tanto lógicos, por lo tanto, se puede concluir que diseñar, construir y comercializar un equipo médico es un proceso que requiere gran inversión de tiempo y, la mayoría de las veces, un alto costo económico; resultando ser una tarea compleja, pero no imposible.

## **CAPÍTULO II:**

### **GENERALIDADES MÉDICAS Y FÍSICAS DEL SISTEMA RESPIRATORIO**

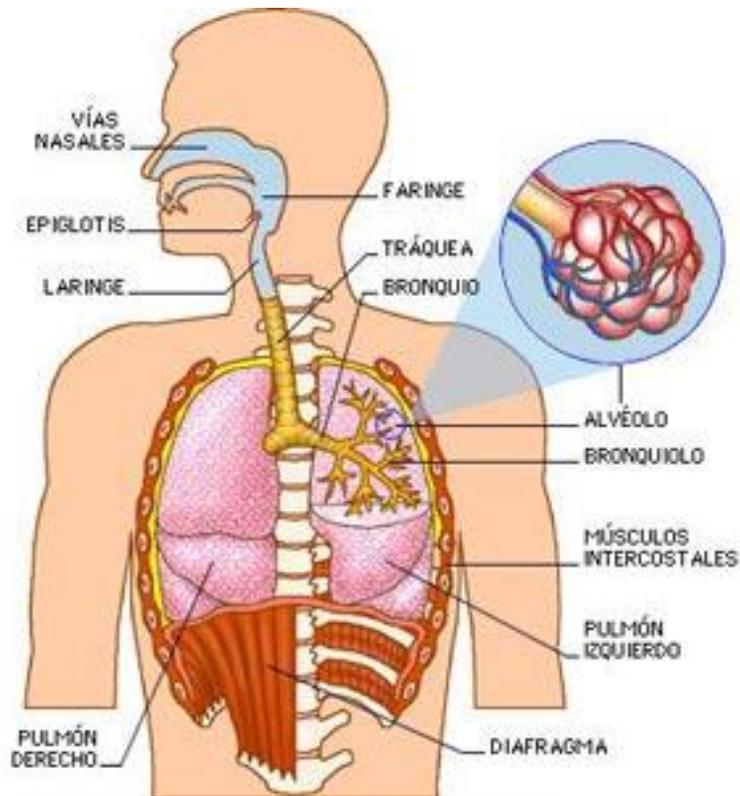
En este capítulo se presentan los conceptos médicos básicos y las leyes físicas que rigen en el funcionamiento del sistema respiratorio, conocimientos indispensables para comprender qué es lo que se desea y se requiere para la realización de este proyecto.

#### **2. 1 CONCEPTOS MÉDICOS Y FISIOLÓGICOS**

El control de la respiración ocurre en diferentes partes del cuerpo, tanto en la estructura pulmonar como en la cerebral, por lo que, además de ser un proceso orgánico vital, se caracteriza por ser un funcionamiento complejo. La regulación respiratoria es un criterio esencial para medir la fortaleza física, pues ocurre para el intercambio adecuado de gases (transporte de oxígeno del exterior hasta la sangre, y de dióxido de carbono en sentido opuesto), control del ritmo respiratorio, protección y liberación de sustancias tóxicas, colaboración junto con el riñón en la regulación del pH, termorregulación y contribución en la homeostasis, entre otras.

El control respiratorio en la estructura pulmonar inicia cuando el aire entra al sistema a través de la nariz o la boca. El aire que entra por la nariz es filtrado, calentado a la temperatura corporal y humedecido mientras recorre la nariz y los cornetes nasales, para proteger a los alvéolos (saco terminal del aparato respiratorio en el que se realiza el intercambio de gases entre la sangre y el aire respirado). El aire inspirado entra en las vías aéreas a través de la laringe, ingresando después al árbol traqueo-bronquial. A partir de la tráquea, el aire puede ser conducido a través de 10 o hasta 23 ramificaciones durante su tránsito

hacia los alvéolos. En los alvéolos, el aire se pone en contacto directo con la sangre venosa de los capilares pulmonares.



*Figura 6. Elementos básicos del Sistema Respiratorio Humano*

### **2. 1. 1 ORGANIZACIÓN ESTRUCTURAL Y FUNCIONAL**

El sistema respiratorio realiza la función de intercambio de gases con la sangre. Aporta oxígeno desde los alvéolos hasta la sangre, y elimina de la sangre hacia el exterior el dióxido de carbono procedente del metabolismo celular.

El sistema respiratorio se compone de:

- Una zona conductora que transporta el aire hacia todos los alvéolos, compuesta por:

- ❖ Fosas nasales
  - ❖ Boca
  - ❖ Faringe
  - ❖ Laringe (con cuerdas vocales)
  - ❖ Tráquea
  - ❖ Bronquios
  - ❖ Bronquiolos
- Una zona donde se produce el intercambio de gases compuesta por:
    - ❖ Bronquios terminales
    - ❖ Alvéolos

La ventilación pulmonar se produce mediante la expansión y reducción de los alvéolos, durante la continua entrada y salida de aire desde el exterior al interior.

Las fosas nasales tienen una función muy importante, preparando el aire para que ingrese al interior de los alvéolos, permitiendo:

- Paso del aire a los alvéolos.
- Atemperar el aire a la temperatura corporal ( $\approx 37^{\circ}\text{C}$ ).
- Humedecer el aire.
- Filtrar el aire (limpiar y purificar).

En las fosas nasales se produce el mucus, y existen unos cilios encargados de purificar el aire, cuando entran en el organismo sustancias extrañas, éstas quedarán adheridas al mucus y a los cilios, los cuales actúan como una escoba, barriéndolas hacia el exterior.

## **2. 1. 2 MECÁNICA RESPIRATORIA**

Los pulmones son dos órganos elásticos y esponjosos situados dentro de la caja torácica, la cual es un armazón flexible formado por 12 pares de costillas, las cuales protegen tanto los pulmones como el corazón; el esternón y la columna vertebral. La base de esta caja torácica es una membrana muscular llamada diafragma.

El acto de la respiración se efectúa aumentando y disminuyendo la jaula torácica, los pulmones siguen a la jaula, adaptándose al espacio que tienen. Además hay que considerar para estos desplazamientos que, los pulmones están rodeados por unas membranas lubricadas llamadas pleuras (visceral, pegada a los pulmones; y parietal, pegada a la jaula). Entre ambas tenemos el espacio intrapleural y un líquido que rellena el espacio encargado de que el movimiento entre ambos sea suave. [1]

### **2. 1. 2. 1 Músculos de la respiración**

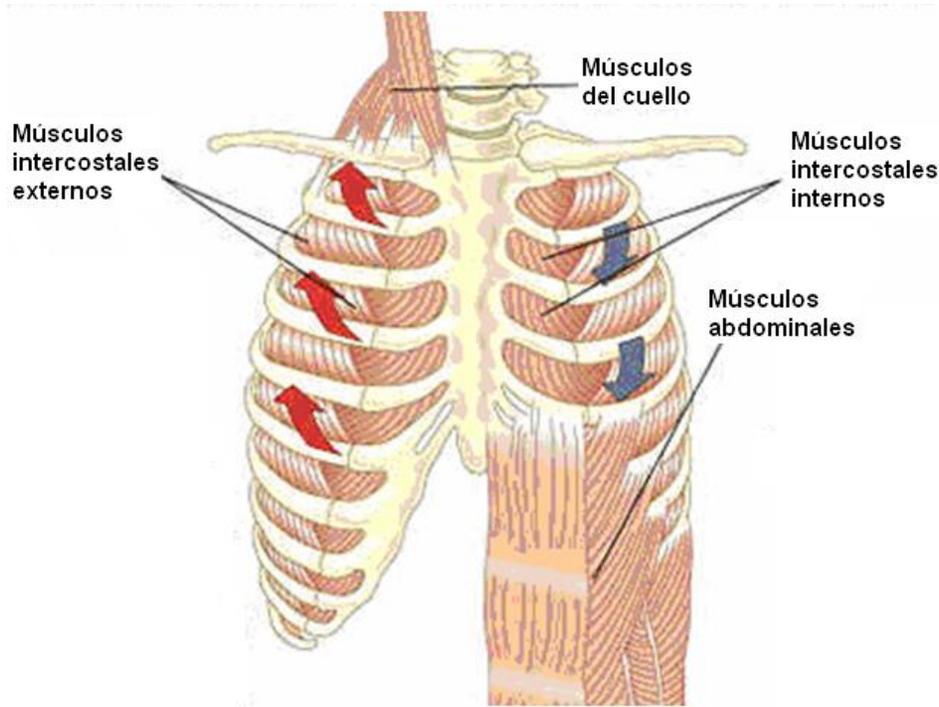
La entrada y salida de aire en los pulmones es generada por diferencias en la presión del interior y exterior del cuerpo. El músculo protagonista de este proceso es el diafragma, en conjunto con otros músculos del organismo.

#### **Músculos inspiratorios.**

El músculo inspiratorio más importante es el diafragma, pero se tienen también otros que intervienen en el proceso de inspiración, como lo son los músculos intercostales y los músculos del cuello.

Cuando los músculos inspiratorios se contraen, el tamaño de la jaula aumenta en sentido longitudinal (arriba-abajo) contrayendo el diafragma.

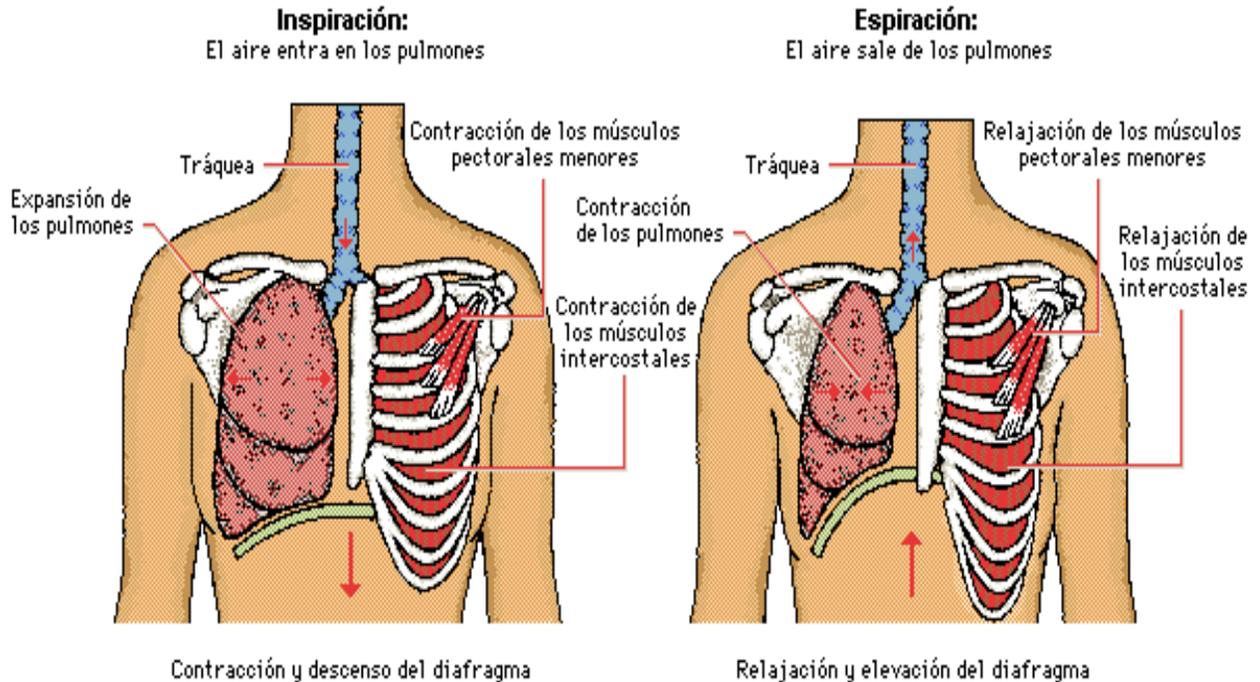
Cuando actúan los músculos intercostales externos y los del cuello, se elevan las costillas hacia arriba, aumentando el diámetro antero-posterior de la jaula.



*Figura 7. Músculos que intervienen en el proceso respiratorio*

### **Músculos espiratorios.**

Se activan cuando hay una respiración forzada, como por ejemplo en situaciones de ejercicio, fiebre, etc. Los músculos espiratorios son: los músculos abdominales, los cuales, si se contraen, desplazan hacia arriba el diafragma y reducen el diámetro longitudinal del tórax; y los músculos intercostales internos, situados entre las costillas, los cuales cuando se contraen bajan aún más las costillas, reduciendo el diámetro antero-posterior (reducen más la caja torácica). Con la actuación de estos músculos disminuye mucho más el volumen de la caja torácica.



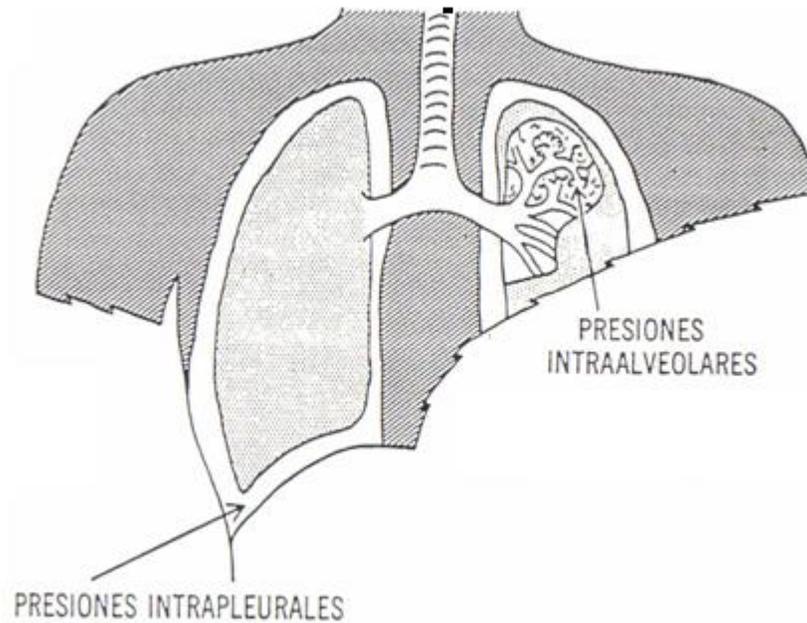
*Figura 8. Mecánica respiratoria (inspiración y espiración)*

### 2. 1. 2. 2 Presiones intraalveolares e intrapleurales

La Ley de Boyle establece que "a temperatura constante, cuando el volumen de un gas aumenta, su presión disminuye". Esto es lo que sucede con la presión a nivel del alvéolo. Dentro de los alvéolos, en situaciones de inspiración basal, los alvéolos aumentan de volumen por lo que la presión disminuye.

#### **Presión intraalveolar.**

Durante la inspiración traqueal normal, la presión dentro de los alvéolos es de -3 mmHg respecto a la atmosférica, y actuará como un aspirador de aire, hacia el alvéolo. Durante la espiración la presión será de +3 mmHg respecto a la atmosférica, y el aire saldrá hacia el exterior. La finalidad de contraer los músculos y relajarlos, es generar diferentes presiones para que el aire entre y salga de los pulmones.



*Figura 9. Localización de las presiones intraalveolares e intrapleurales*

### **Presión intrapleural.**

- Espacio intrapleural durante la inspiración = -8 [mmHg]
- Espacio intrapleural durante la espiración = -2 [mmHg]
- Al final de la espiración = -4 [mmHg]
- Al final de la inspiración = -6 [mmHg]
- Presión media = -5 [mmHg]

La presión intrapleural siempre será negativa porque el pulmón posee fibras elásticas, las cuales tienden a colapsar el pulmón, además, los alveolos están recubiertos de un líquido que hace que los pulmones tengan tendencia a cerrar sus alveolos

### 2. 1. 3 VOLÚMENES Y CAPACIDADES PULMONARES

El volumen de gas en los pulmones depende en cualquier momento de la mecánica de éstos. El volumen pulmonar puede alterarse por procesos patológicos y fisiológicos.

En general los volúmenes pulmonares se expresan en función de la temperatura corporal y la presión ambiental. La figura 10 muestra los diversos volúmenes y capacidades pulmonares que se miden comúnmente en las pruebas de función pulmonar.

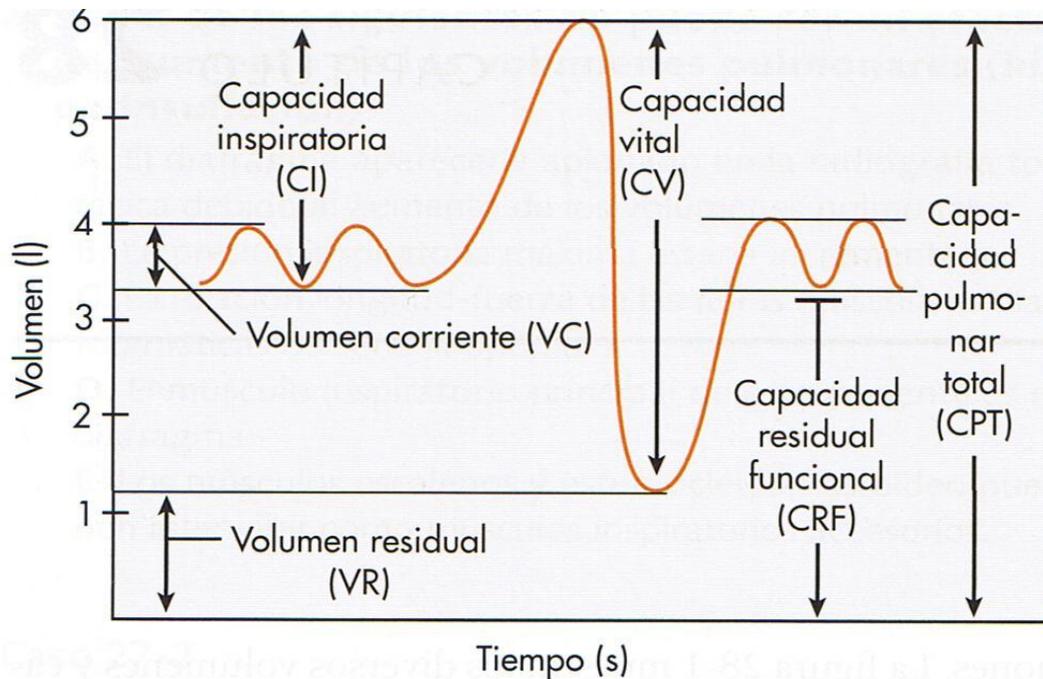


Figura 10. Espirograma del ciclo respiratorio con volúmenes y capacidades pulmonares estándar [2]

#### **Volumen Corriente (VC).**

Se denomina volumen corriente o volumen tidal al volumen de aire movilizado en cada respiración normal y tranquila. Su valor es de aproximadamente 500 ml.

**Volumen Residual (VR)**

El volumen residual es el volumen de aire que permanece en el pulmón después de una espiración máxima. El aumento de éste valor indica atrapamiento aéreo, y su ausencia provocaría que los pulmones se colapsaran. En condiciones normales su valor es de 1.2 litros y equivale aproximadamente al 20% de la Capacidad Pulmonar Total.

**Capacidad Pulmonar Total (CPT)**

Es la máxima cantidad de aire que albergan los pulmones después de una inspiración forzada; su valor es de aproximadamente 6 litros.

**Capacidad Vital (CV)**

Se denomina Capacidad vital al volumen de aire total capaz de ser movilizado por los pulmones. Su valor es de aproximadamente 4.8 litros y equivale alrededor del 80% de la Capacidad Pulmonar Total.

Durante el envejecimiento, es normal que haya un descenso de la capacidad vital. Es una medida de la capacidad que tiene una persona para inspirar y para espirar; informa acerca de:

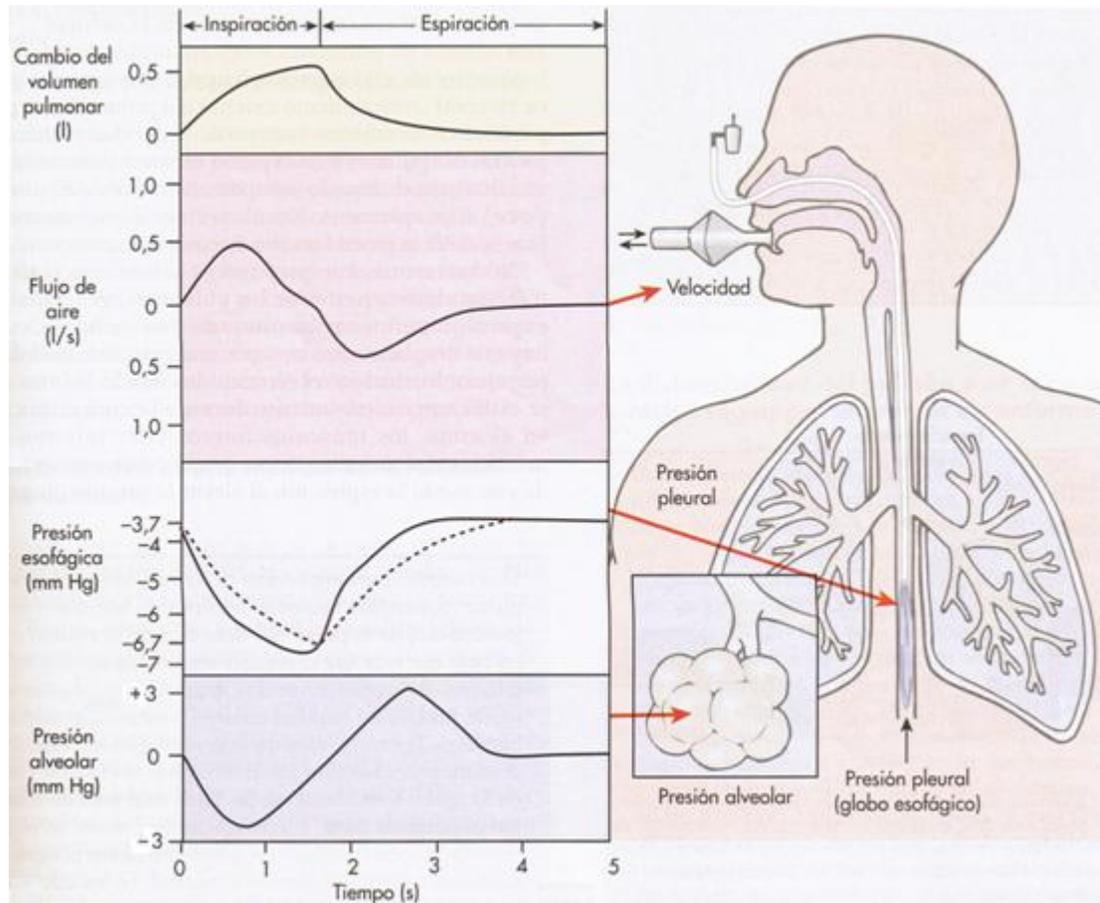
- La fuerza y funcionamiento de los músculos respiratorios
- Proporciona una idea de cómo está la elasticidad del pulmón y la elasticidad de la caja torácica

**Capacidad Inspiratoria (CI)**

Corresponde al máximo volumen que puede inhalarse después de una espiración normal. Su valor es de aproximadamente 3.6 litros y equivale a cerca del 60% de la Capacidad Pulmonar Total.

### Capacidad Residual Funcional (CRF)

La Capacidad residual funcional es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración normal. Su valor ronda normalmente entre 2 y 2.4 litros.



*Figura 11. Dinámica de una respiración corriente normal donde se muestran las relaciones entre los cambios en el volumen pulmonar, el flujo de aire, la presión pleural (esofágica) y la presión alveolar [15].*

#### 2. 1. 4 EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO VENTILATORIO

Para evaluar la eficiencia y la posible detección de disfunciones respiratorias, se necesita de exámenes clínicos que permiten evaluar prácticamente el estado del paciente. La Prueba Funcional Ventilatoria (PFV) es una práctica que permite:

- Cuantificar la capacidad pulmonar o, en su defecto, las deficiencias respiratorias del paciente.
- Diagnosticar diferentes tipos de enfermedades respiratorias.
- Evaluar la respuesta del paciente a las terapias por trastornos ya determinados.
- Diagnóstico preoperatorio para determinar cuando la presencia de una enfermedad respiratoria incrementa el riesgo de cirugía.

Las técnicas de PFV comúnmente usadas son la Espirometría y la Pletismografía. En el siguiente capítulo se hablará de la técnica de Espirometría, la metodología que sigue, la información que proporciona, así como los distintos tipos de espirómetros que existen.

Aunque estas pruebas pueden proporcionar información importante sobre la condición física de un paciente, poseen importantes limitaciones como son:

- No se puede determinar que porción de los pulmones están dañados o enfermos, sólo se determina la presencia del padecimiento.
- Existe una total dependencia de la cooperación del paciente, lo que excluye a pacientes con enfermedades críticas.

Para una correcta y completa evaluación se recurre a procedimientos complementarios como el examen físico, evaluación del historia médico, pruebas de rayos X, entre otros.

## **2. 2 LEYES FÍSICAS Y EL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA RESPIRATORIO**

El aire, al igual que otros fluidos, se mueve de una región de mayor presión a otra de menor presión. El intercambio de gases en el organismo es posible debido a la

diferencia de presión existente entre el interior del pulmón y la atmósfera. En condiciones normales, la inspiración ocurre cuando la presión alveolar cae por debajo de la presión atmosférica (0 cmH<sub>2</sub>O), permitiendo así, la entrada de aire a los pulmones; por otro lado, la espiración sucede cuando la presión alveolar supera a la presión atmosférica, y así el aire sale del interior de los pulmones a la atmósfera. Este constante movimiento de aire ocasionado por el proceso respiratorio se conoce como flujo aéreo y puede presentarse en dos formas: flujo laminar o flujo turbulento.

### **2. 2. 1 FLUJO LAMINAR Y FLUJO TURBULENTO**

Cuando un flujo es laminar, las partículas del fluido se desplazan siguiendo trayectorias paralelas, formando así un conjunto de capas o láminas adyacentes, sin que exista una mezcla significativa de partículas vecinas. La viscosidad del fluido es la magnitud física predominante, y su acción amortigua la tendencia del flujo a ser turbulento. El estudio del flujo laminar es descrito por la Ley de Poiseuille.

Un flujo es turbulento cuando las partículas del fluido no permanecen en capas, sino que se mueven de forma heterogénea a través del flujo, chocando contra otras partículas, produciendo que el flujo esté en constante mezcla. La medición del nivel de turbulencia que presenta un flujo es descrita por el número de Reynolds

La razón por la que un flujo puede ser laminar o turbulento tiene que ver con lo que pasa a partir de una pequeña alteración en dicho flujo o por una perturbación de los componentes de velocidad. Dicha alteración puede aumentar o disminuir. Cuando la perturbación en un flujo laminar aumenta, éste puede cambiar a turbulento, y si dicha perturbación disminuye, el flujo continua siendo laminar.

[14]

Durante la respiración, el flujo de tipo laminar ocurre solamente dentro de las vías más pequeñas, donde la velocidad lineal del flujo aéreo es muy baja. El flujo turbulento en la respiración es ocasionado por flujos inspiratorios – espiratorios altos y rápidamente variables, vías aéreas grandes, cambios bruscos en el diámetro de los pulmones y vías respiratorias, y ángulos existentes dentro del sistema respiratorio.

### 2. 2. 2 NÚMERO DE REYNOLDS

Los diferentes regímenes de flujo y la asignación de valores numéricos de cada uno fueron reportados por primera vez por Osborne Reynolds en 1883. Reynolds observó que el tipo de flujo adquirido por un fluido que fluye dentro de una tubería depende de la velocidad del fluido, el diámetro de la tubería y de algunas propiedades físicas del fluido como la viscosidad y la densidad.

Así, el número de Reynolds es un número adimensional que relaciona las propiedades físicas del fluido, su velocidad y la geometría del ducto por el que fluye, y está dado por la siguiente expresión:

$$Re = \frac{Dv\rho}{\mu} \quad (1)$$

Donde:  $Re$  = Número de Reynolds

$D$  = Diámetro del Ducto en  $[m]$

$v$  = Velocidad promedio del líquido en  $\left[\frac{m}{s}\right]$

$\rho$  = Densidad del líquido en  $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$

$\mu$  = Viscosidad del líquido en  $\left[\frac{kg}{m \cdot s}\right]$

Generalmente cuando el número de Reynolds se encuentra por debajo de 2100 se sabe que el flujo es laminar, el intervalo entre 2100 y 4000 se considera como flujo de transición y para valores mayores de 4000 se considera como flujo turbulento.

### 2. 2. 3 LEY DE POISEUILLE

Como se mencionó al principio del tema 2.2, para que el flujo aéreo se produzca, debe presentarse una diferencia de presión entre la atmósfera y el interior del pulmón. Por lo tanto, debe existir una relación entre dichos fenómenos, es decir, entre la diferencia de presiones y el flujo generado.

La Ley de Poiseuille es la ley que permite determinar la relación que existe entre el flujo de un fluido  $F$ , incompresible, de viscosidad  $\eta$ , que pasa a través de un tubo de radio  $r$  y longitud  $l$ , entre cuyos extremos se establece una diferencia de presiones  $\Delta P$ , siempre y cuando dicho flujo sea de carácter laminar.

Matemáticamente la Ley de Poiseuille se expresa de la siguiente manera:

$$F = \frac{\pi r^4}{8 \mu l} \Delta P \quad (2)$$

Donde:  $F$ : Flujo del gas en  $\left[ \frac{L}{s} \right]$

$r$ : radio del tubo en  $[m]$

$l$ : largo del tubo  $[m]$

$\mu$ : viscosidad del fluido en  $\left[ \frac{kg}{m \cdot s} \right]$

$\Delta P$ : diferencia de presión entre los extremos del tubo en  $[Pa]$

Estas leyes y principios físicos son aplicables para describir tanto el flujo aéreo pulmonar, como el flujo corriente dentro del espirómetro. Por lo tanto, el

conocimiento de estos conceptos de mecánica de fluidos serán indispensables para entender el funcionamiento del espirómetro de flujo, y en particular, del transductor de flujo que se empleará para sensar dicho parámetro. En el capítulo IV se utilizarán las ecuaciones aquí expuestas para explicar el funcionamiento del transductor de flujo o *neumotacógrafo*.

## **CAPÍTULO III:**

### **LA ESPIROMETRÍA**

En el presente capítulo se explicará la teoría en que se basa el funcionamiento de un aparato espirométrico, la técnica y metodología que se sigue para la obtención de resultados, así como se hablará de los diferentes tipos de aparatos de espirometría que existen.

#### **3.1 INTRODUCCIÓN**

La función respiratoria en todo ser humano la podemos considerar como un evento físico de dos etapas, la inhalación (entrada de aire fresco a los pulmones) y la exhalación (salida de aire caliente de los pulmones). En términos generales, cuando un médico quiere establecer si un paciente tiene o no una enfermedad respiratoria, le interesa conocer ciertos parámetros, tales como la diferencia de presión que existe entre el medio ambiente y el pulmón, ya que, gracias a ésta diferencia de presión, el pulmón puede realizar el intercambio de gases; para con esta diferencia de presión, conocer el flujo y el volumen aéreo de intercambio durante el proceso respiratorio. Para medir estos parámetros se emplea la técnica de espirometría.

La espirometría es la prueba de función respiratoria más importante. Básicamente consiste en soplar a través de una boquilla para medir el tamaño de los pulmones con la finalidad de determinar si los bronquios están o no obstruidos.

La espirometría es un estudio no invasivo que mide los volúmenes pulmonares y la velocidad del flujo aéreo espirado en función del tiempo; lo cual permite valorar la permeabilidad de los bronquios. Cuando los bronquios están obstruidos, como sucede en enfermedades pulmonares tales como el asma o el enfisema, el aire dentro de los pulmones sale más lentamente que cuando los bronquios son normales, complicando el proceso respiratorio.

El uso básico de la espirometría es para la detección de enfermedades restrictivas y obstructivas, resultando de un incremento de la resistencia al flujo en las vías respiratorias, lo cual puede deberse a:

- Deterioro de la estructura alveolar, lo que resulta en un cierre prematuro de las vías aéreas.
- Disminución en el diámetro de las vías causado por un broncoespasmo o presencia de secreciones que incrementan la resistencia al flujo.
- Bloqueo parcial de la vía traque-faríngea que, en casos extremos, puede deberse a un tumor que disminuye el diámetro de la vía, ocasionando un flujo turbulento.

### **3. 2 LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA**

La maniobra de espirometría es similar a la acción de apagar las velas de un pastel. Primero se llenan por completo los pulmones de aire, después se coloca la boquilla del espirómetro en la boca, con los labios apretados alrededor de ella, y se sopla tan prolongadamente como sea posible, de forma tal que los pulmones queden, aparentemente, vacíos. (Recordando que en esta situación, en el interior de los pulmones sólo queda el volumen reserva)

Para la prueba en adultos es recomendable que el paciente se sienta, erguido, con los pies apoyados firmemente en el piso. En los niños se sugiere que la prueba se realice de pie. Si el paciente se encuentra acostado, los datos obtenidos serán alrededor de un 10% inferiores a los obtenidos si se está sentado, por lo que se recomienda seguir siempre el proceso establecido. Por otro lado, resulta conveniente utilizar una pinza nasal para evitar inspiraciones inconscientes durante la prueba.

Como criterio de aceptación de la maniobra, de acuerdo a la ATS, al menos dos de las tres mejores espiraciones no deben variar entre sí más del 5% o más de 100 ml.

La espirometría puede ser simple o forzada, según se determine durante la mecánica respiratoria. Puede ser relajada o bien, mediante maniobras a máximo esfuerzo y en el menor tiempo posible.

En la espirometría simple el paciente respira tranquilamente y, en un momento dado, debe realizar una inspiración máxima seguida de una espiración completa, volviendo a respirar después, de forma pausada. Se obtienen así los valores de volúmenes y capacidades pulmonares en reposo, independientemente del tiempo.

En la espirometría forzada el paciente, tras una inspiración máxima, debe realizar una espiración lo más potente y prolongada posible. Con esto, además de conocer el volumen de aire exhalado, se cuantifica la velocidad del flujo a medida que va aumentando el volumen.

### 3.3 PARÁMETROS ESPIROMÉTRICOS

La espirometría básica, proporciona datos directos e indirectos de las capacidades y volúmenes pulmonares expuestos en el capítulo anterior, tales como: la Capacidad Vital Forzada (CVF), la Capacidad Vital (CV), la Capacidad Pulmonar Total (CPT), la Capacidad Inspiratoria (CI), la Capacidad Residual Funcional (CRF), el Volumen Corriente (VC), el Volumen Residual (VR), así como Gasto Respiratorio, parámetro que significa el volumen de aire que entra y sale de los pulmones en un minuto, el cual se obtiene multiplicando el Volumen Corriente por la frecuencia respiratoria.

Los valores aproximados, en litros, de diversos volúmenes pulmonares en individuos sanos se presentan en la tabla 2.

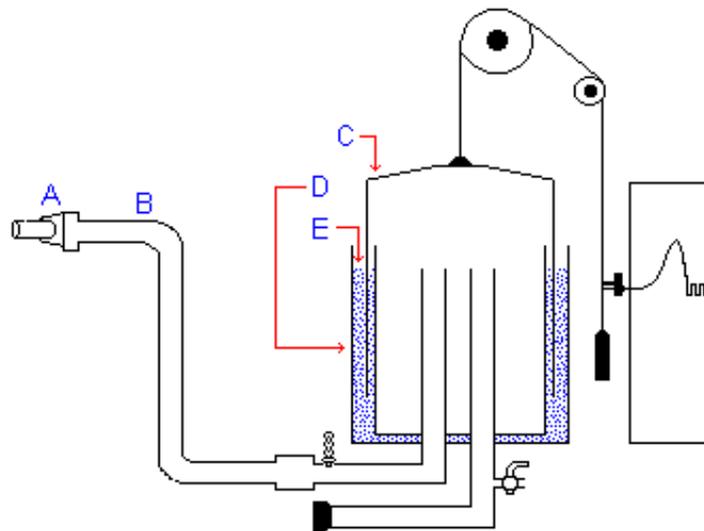
	Hombres	Mujeres	Hombres
	Jóvenes	Jóvenes	Ancianos
Capacidad Inspiratoria	3,6	2,4	2,6
Volumen de Reserva Espiratoria	1,2	0,8	1,0
Capacidad Vital	4,8	3,2	3,6
Volumen Residual	1,2	1,0	2,4
Capacidad Residual Funcional	2,4	1,8	3,4
Capacidad Pulmonar Total	6,0	4,2	6,0
Volumen de Espacio Muerto	0,16	0,1	0,18

*Tabla 2. Valores de volúmenes pulmonares en individuos sanos [17].*

### 3.4 TIPOS DE ESPIRÓMETROS

Existen diferentes tipos de espirómetros, dependiendo del mecanismo que empleen.

- **Espirómetros de agua o de campana.** Consta de una cámara volumétrica en forma de campana inmersa en un recipiente con agua. Los desplazamientos experimentados por la campana, como consecuencia de las variaciones volumétricas, se llevan a un inscriptor gráfico. Son los primeros que se utilizaron y debido a su tamaño y difícil transporte solo eran utilizados en laboratorios de función pulmonar.



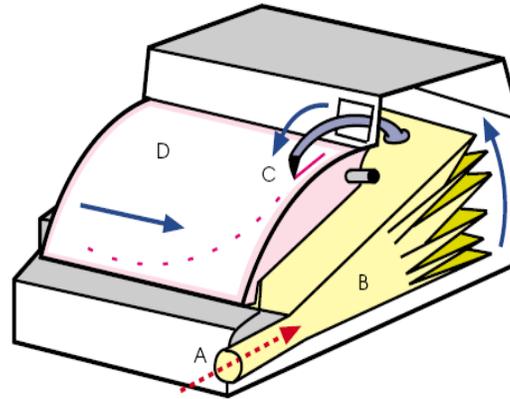
*Figura 12. Espirómetro de campana. A: Boquilla. B: Tubo del espirómetro. C: Campana. D: Cilindro de doble pared. E: Agua para sellar la campana.*

- **Espirómetros secos o de fuelle.** La cámara volumétrica que lo constituye tiene forma de fuelle o acordeón. Las variaciones de volumen se transmiten a una guía conectada a un registro de papel que, al moverse gracias a un

mecanismo de relojería a velocidad constante, permite relacionar el volumen con el tiempo.



(a)



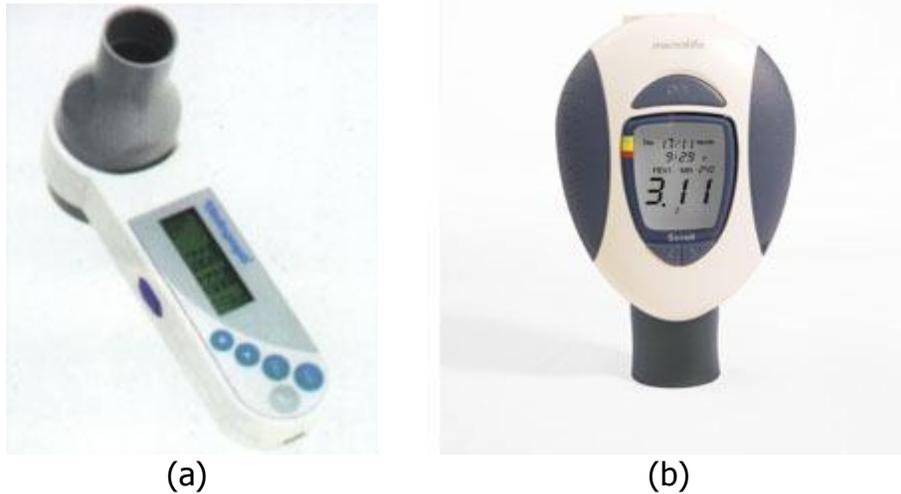
(b)

Figura 13. (a) Espirómetro de fuelle de la marca Vitalograph. (b) Esquema de funcionamiento de un espirómetro de fuelle. A: entrada de aire. B: fuelle. C: punta de escritura. D: carro móvil con el papel de registro.

- **Espirómetros de flujo.** Estos espirómetros incorporan en la boquilla un transductor de flujo conocido como neumotacógrafo, el cual transforma la señal de flujo en otra señal física, para posteriormente ser analizada por un microprocesador que genera digitalmente los datos de volumen y flujo espirados.

Los espirómetros de flujo son aquellos que obtienen directamente el flujo ventilatorio, mientras que el volumen de aire exhalado se obtiene por integración del flujo [11].

Por su practicidad y costo, los espirómetros de flujo son los más utilizados en la actualidad.



*Figura 14. Espirómetros de flujo. (a) Espirómetro marca Vitalograph, (b) Espirómetro marca Microlife*

### **3. 4. 1 EL ESPIRÓMETRO DE FLUJO**

Si bien el esquema general de los espirómetros de flujo es el mismo, existen diferentes clasificaciones de estos espirómetros en dependencia del elemento transductor que empleen; en otras palabras, debido a que existen diferentes tipos de neumotacógrafos, la división en el ramo de los espirómetros de flujo es diversa.

El neumotacógrafo es un transductor de flujo gaseoso, que, gracias a una resistencia que se coloca en su interior, transforma dicho flujo en otra señal física, ya sea luminosa, de calor o de presión.

La medición del flujo puede realizarse valiéndose de diversos principios físicos, lo que origina una extensa familia de neumotacógrafos que emplean diversas aproximaciones para lograr el mismo fin.

### 3. 4. 1. 1 Tipos de Neumotacógrafos

La división de los distintos tipos de neumotacógrafos se origina en función del tipo de resistencia que se coloque en su interior [10]. En el mercado existen principalmente cuatro tipos diferentes de neumotacógrafos:

- ❖ Neumotacógrafo de turbina.
- ❖ Neumotacógrafo de hilo caliente (termistor).
- ❖ Neumotacógrafos ultrasónicos.
- ❖ Neumotacógrafos de resistencia neumática:
  - Neumotacógrafo de Fleisch.
  - Neumotacógrafo de Lilly.

Los **neumotacógrafos de turbina** tienen un cabezal con un eje sobre el que gira una pequeña hélice; en los extremos del cabezal hay unas aspas fijas que ordenan el flujo de aire al penetrar en el cabezal. El flujo de aire hace girar la hélice, y las aspas de ésta interrumpen una fuente de luz en cada paso que realizan. La velocidad de giro de la hélice es proporcional al flujo, y por tanto, a más flujo, más veces se interrumpirá la señal luminosa. Esta información se envía a un microprocesador, el cual, en función de las revoluciones de la hélice calcula el flujo de aire, y posteriormente, por integración, calcula el volumen.

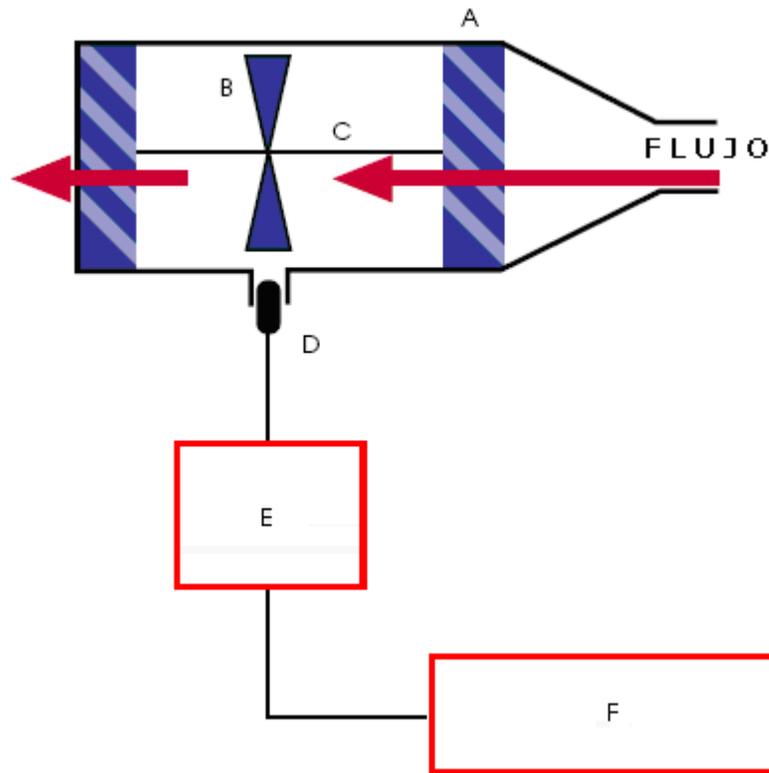
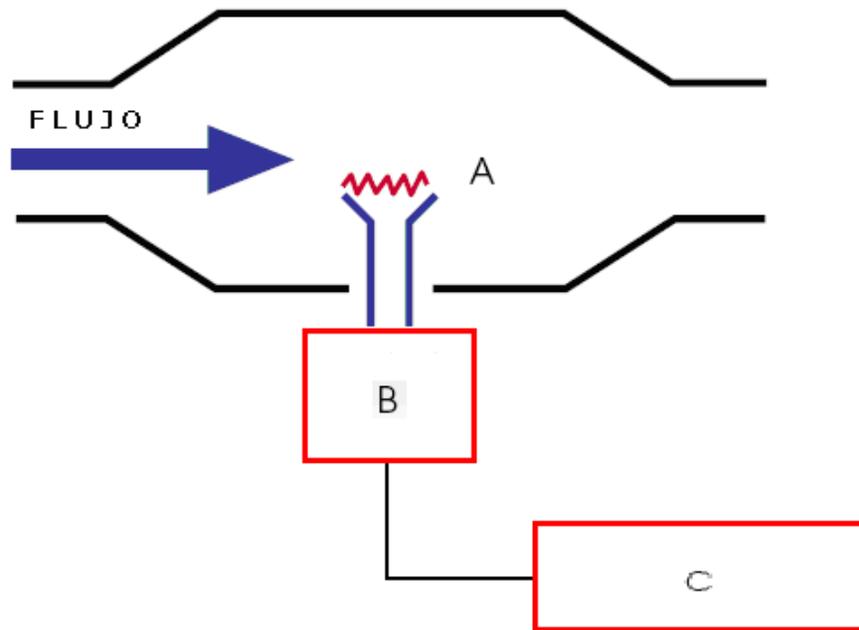


Figura 15. Esquema de un espirómetro de flujo con neumotacógrafo de turbina. A: aspas fijas para dirigir el flujo de aire. B: hélice (turbina). C: eje de la hélice. D: sensor óptico para el movimiento de la hélice. E: microprocesador. F: despliegue de datos.

Los **neumotacógrafos de hilo caliente (o termistor)**, tienen en su cabezal un hilo metálico (generalmente de platino) calentado a temperatura constante por medio de corriente eléctrica. Al pasar el flujo de aire se enfría el hilo; para mantener la temperatura del hilo constante, el circuito debe suministrar más corriente eléctrica. Por tanto, la corriente consumida es directamente proporcional al flujo de aire, pues a más flujo, mayor será el enfriamiento del hilo metálico.



*Figura 16. Esquema de un espirómetro de flujo con neumotacógrafo de hilo caliente (termistor). A: hilo de platino, calentado por medio de corriente eléctrica. B: microprocesador, C: despliegue de datos.*

En los **neumotacógrafos ultrasónicos**, para calcular el flujo aéreo, se emplea la propiedad de los ultrasonidos que dice que, cuando se forma un determinado ángulo con la dirección del flujo, los ultrasonidos que van en el mismo sentido que el flujo tardan menos en llegar al receptor que aquellos que van en sentido contrario al del flujo. Esta diferencia de tiempo es tanto mayor cuanto mayor sea el flujo.

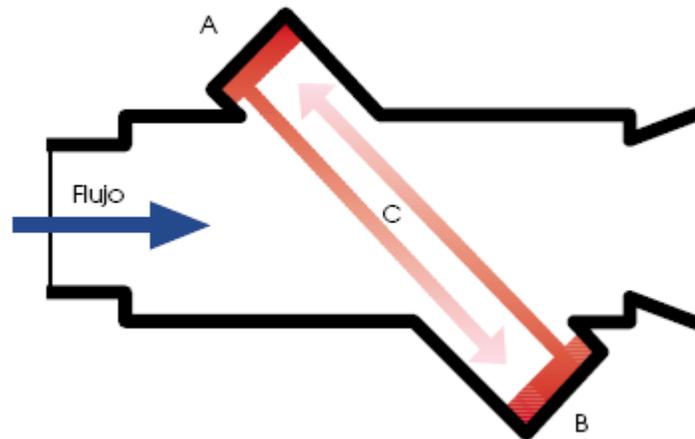


Figura 17. Esquema de un neumotacógrafo ultrasónico. A y B: emisores-receptores de ultrasonidos. C: haces de ultrasonidos.

Los **neumotacógrafos de resistencia neumática**, tienen en su interior, como su nombre lo indica, un elemento resistivo al paso del flujo aéreo, provocando a su salida una caída de presión, que es proporcional a la cantidad de flujo de gas que pasa por el neumotacógrafo. Son los más utilizados en el mundo por su practicidad y costo.

Se tienen dos tipos de neumotacógrafos de resistencia neumática, el de *Fleisch* y el de *Lilly*. En los *neumotacógrafos de Fleisch* el sistema de resistencia es implementado con tubos capilares de 1 ó 2 mm de diámetro y de 3 ó 5 cm de longitud, colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro, con el fin de convertir el flujo de entrada de turbulento a laminar.

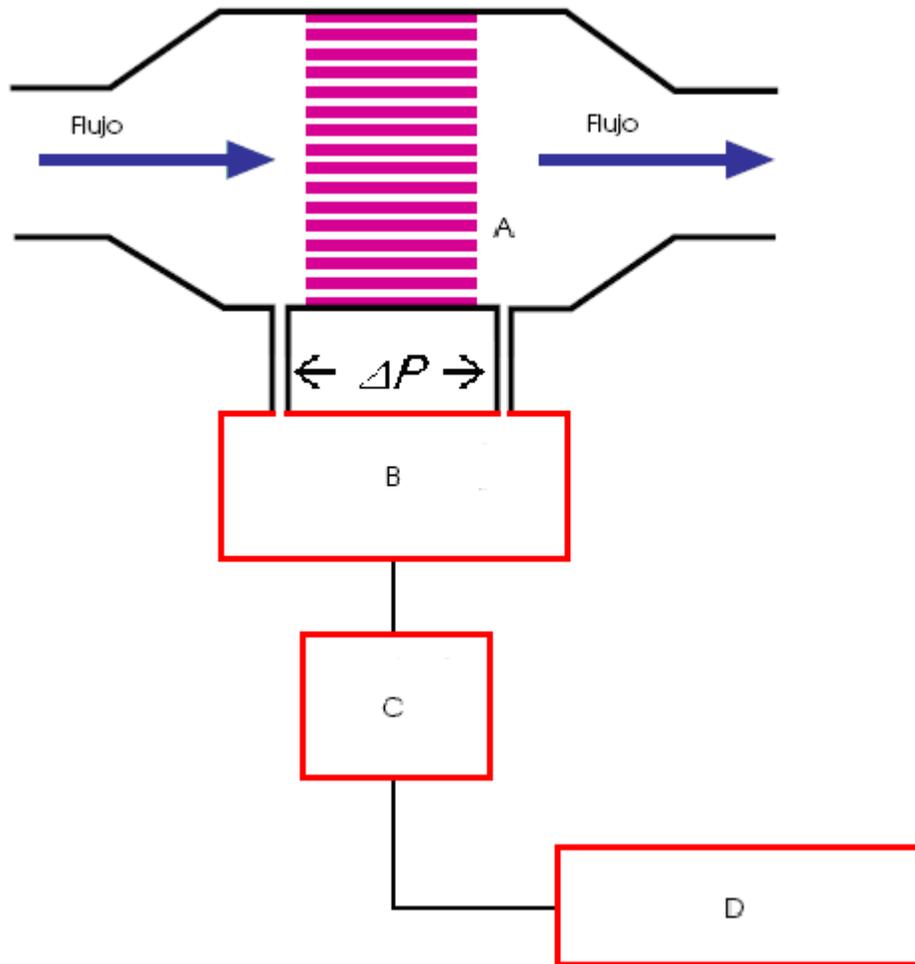
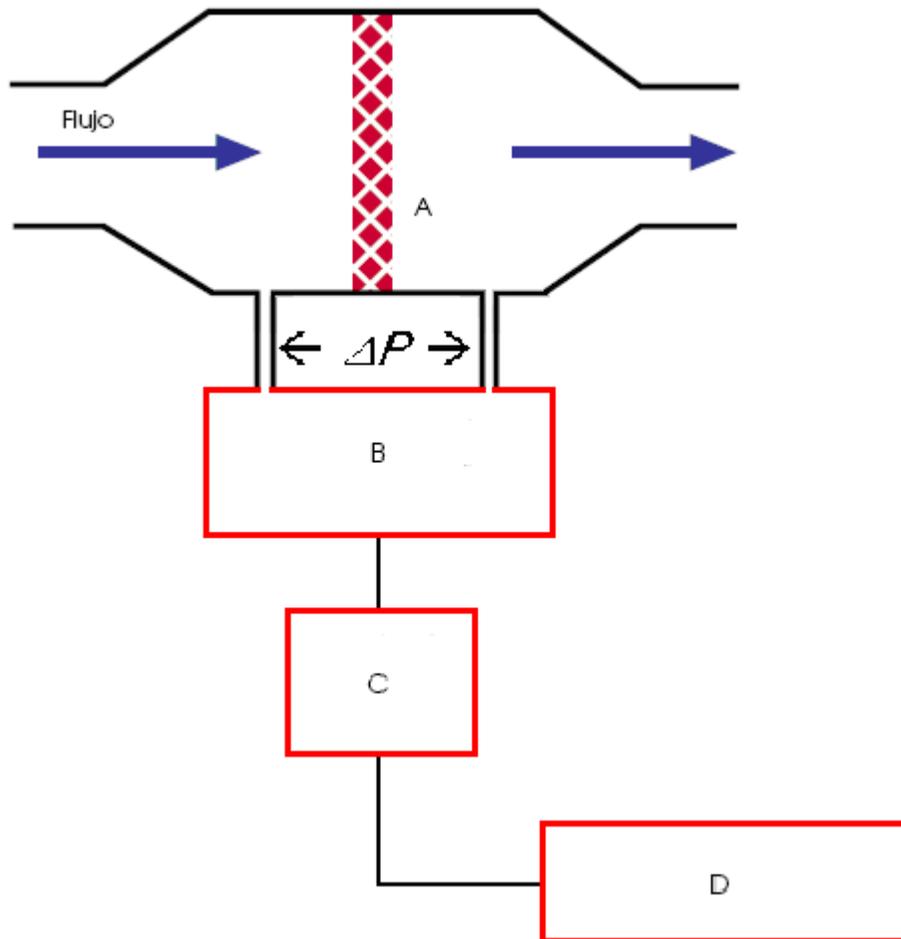


Figura 18. Esquema de un espirómetro de flujo con neumotacógrafo de Fleisch. A: tubos capilares, B: sensor de presión diferencial, C: microprocesador, D: despliegue de datos.

En los *neumotacógrafos de Lilly* se sustituyen los tubos capilares por membranas o mallas metálicas, pero el principio de funcionamiento es el mismo. (Véase Figura 19).

Una consideración importante que se debe tomar en cuenta al momento de seleccionar el transductor de flujo y el sensor de presión diferencial es la colocación de los mismos, ya que, una conexión corta entre el neumotacógrafo y el sensor provoca una mejoría de la respuesta en frecuencia, pero causaría inconvenientes de vibración y humedad; una conexión más larga proporciona

mayor libertad de movimiento al paciente, pero disminuye la respuesta en frecuencia.



*Figura 19. Esquema de un espirómetro de flujo con neumotacógrafo de Lilly. A: membrana, B: sensor de presión diferencial, C: microprocesador, D: despliegue de datos*

Ahora bien, aunque el principio de funcionamiento es el mismo para ambos neumotacógrafos, la resistencia que proporciona la pantalla metálica del neumotacógrafo de Lilly presenta una mejoría en la respuesta en frecuencia comparándolo con la resistencia producida de los tubos capilares del neumotacógrafo de Fleisch.

El desarrollo del diseño del espirómetro de flujo que se presenta en esta tesis, tiene como elemento transductor un neumotacógrafo de Lilly.

### **3. 5 REQUERIMIENTOS DEL USUARIO DE UN ESPIRÓMETRO**

Debido a la gran variedad de espirómetros que existen en el mercado, de acuerdo a un estudio realizado para la Sociedad Torácica de Australia [3], el personal médico que realiza la prueba tiende a elegir un espirómetro que, además de cumplir con normas internacionales, posean las siguientes características:

- Sean sencillos de usar.
- Ser seguros y efectivos al cumplir con estándares médicos y electrónicos.
- Poseer una rutina de calibración relativamente simple y estable que permita ajustes del personal médico.
- Ser robusto y que no requiera altos costos de mantenimiento.
- Utilizar un sensor que pueda ser limpiado e incluso desechado.
- Contar con un proveedor confiable que pueda proporcionar entrenamiento, servicio y reparación.

### **3. 6 CALIBRACIÓN**

Para poder determinar la calidad y fiabilidad de los datos obtenidos durante una prueba ventilatoria, no sólo se depende de la técnica empleada, sino también del aparato utilizado, el cual debe cumplir con los criterios de exactitud y precisión que marca la Norma Hospitalaria.

Validar un espirómetro significa conocer el grado de fiabilidad de los resultados obtenidos, en cuanto a repetitividad, exactitud y precisión.

Resulta imprescindible validar y calibrar un espirómetro antes de empezar a trabajar con él, ya que los resultados obtenidos van a ser comparados con otros datos sucesivamente a través del tiempo.

La Norma Hospitalaria propone, para los Espirómetros de Flujo, una calibración diaria antes de utilizar el equipo. El método de calibración empleado se conoce como calibración estática o de volumen, la cual se lleva a cabo con una jeringa de 3 [L] de capacidad. Se conecta la jeringa al neumotacógrafo del espirómetro y se bombea el aire de la jeringa, procurando emplear la misma técnica tras cada medición, sin velocidad excesiva y sin interrupciones. Se toma lectura de la cantidad de volumen que indique el espirómetro, y si el valor leído es erróneo, se procede al ajuste de los componentes electrónicos hasta obtener valores que cumplan la normativa internacional de la American Thoracic Society [8], la cual establece los siguientes criterios para un espirómetro de flujo:

1. Precisión de  $\pm 50$  mililitros ó  $\pm 3\%$
2. Debe poder medir volumen con un rango mínimo de 0-7 litros en condiciones BTPS (temperatura, presión y saturación de agua corporal).
3. Debe ser calibrado volumétricamente a diario.
4. Deberá ser capaz de acumular aire por lo menos durante 10 segundos.
5. Deberá tener resistencia al flujo de aire inferior a 1.5 cm de H<sub>2</sub>O/litro/segundo a un flujo de 12 litros/segundo.

## **CAPÍTULO IV:**

### **DISEÑO Y DESARROLLO DEL ESPIRÓMETRO DE FLUJO**

En este capítulo, tomando como base las normas que rigen estos instrumentos, así como las recomendaciones técnicas y de funcionamiento que debe cumplir un espirómetro de flujo, se explica el proceso, metodología, funcionamiento y resultado final del espirómetro de flujo diseñado.

#### **4. 1 INTRODUCCIÓN**

El espirómetro de flujo que se propone en este trabajo, es un instrumento que mide el cambio instantáneo de volumen y flujo de aire que sale de los pulmones durante la exhalación, mediante el registro y despliegue de los valores numéricos de dichos parámetros.

El esquema empleado para el diseño y desarrollo del espirómetro es el del Espirómetro de Flujo con Neumotacógrafo de Lilly expuesto en el capítulo anterior.

##### **4. 1. 1 Requerimientos técnicos de los espirómetros de flujo**

Un requisito médico importante para el empleo de este tipo de instrumentos, es asegurar la conservación aceptable de las condiciones fisiológicas del paciente, esto quiere decir que el neumotacógrafo no debe afectar el aire espirado, añadiéndole calor excesivo o sustancias tóxicas.

Durante la respiración espontánea, el aire inspirado está a la temperatura y humedad ambiente, y normalmente contiene aproximadamente un 21% de

oxígeno. Mientras que en la espiración, el aire está cercano a la temperatura corporal y contiene menos oxígeno y un poco de dióxido de carbono CO<sub>2</sub>. De tal forma, es claro que las condiciones del aire varían entre la inspiración y la espiración, por lo tanto, las características del neumotacógrafo no deben verse afectadas por cambios en temperatura, humedad y/o viscosidad del aire.

La tabla 3 describe las recomendaciones técnicas y de funcionamiento, que debe cumplir un espirómetro de flujo. [6]

Rango de Flujo	Para mediciones de espiración forzada (CVF) se requiere un rango máximo de flujo de 12 L/s. El flujo pico durante la respiración normal es menor de 1 L/s.
Resolución	El flujo mínimo detectable debe estar en el rango de 5 a 10 mL/s.
Precisión	Para mediciones de Capacidad Vital (CV) y Capacidad Vital Forzada (CVF), la precisión en el volumen leído debe ser de $\pm 3\%$ o $\pm 50$ [ml]. Para mediciones de Flujo, $\pm 5\%$ de precisión es recomendable.
Respuesta en Frecuencia	La frecuencia respiratoria debe aceptar rangos de 0-4 Hz
Resistencia al Flujo	Los neumotacógrafos deben representar una mínima resistencia al flujo aéreo, la cual se recomienda sea menor de 1.5 cm H <sub>2</sub> O/L/s @ 12 L/s

*Tabla 3. Recomendaciones técnicas y de funcionamiento, que debe cumplir un espirómetro de flujo.*

## 4.2 ARQUITECTURA DEL ESPIRÓMETRO DE FLUJO

La Sociedad Torácica Americana (ATS, por sus siglas en inglés) sugiere en sus Recomendaciones Normalizativas de Espirometría [8] la estructura básica de los espirómetros. El diagrama de bloques de la arquitectura de un espirómetro de flujo se presenta en la figura 20. Consta de 4 etapas divididas de la siguiente manera: etapa de sensado, etapa de acondicionamiento, etapa de integración y etapa de procesamiento de las señales.

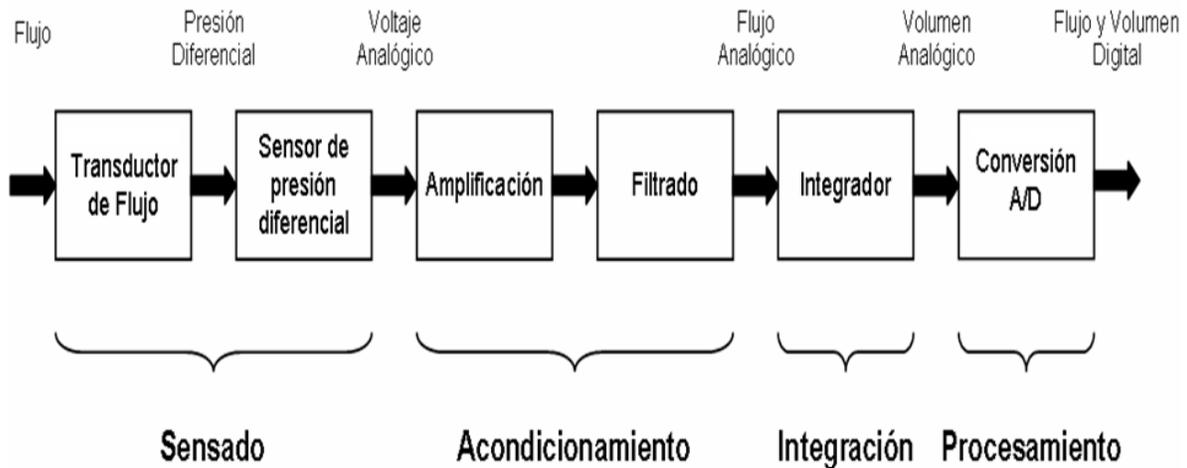


Figura 20. Diagrama de bloques de la arquitectura del Espirómetro de Flujo.

## 4.3 ETAPA DE SENSADO

La etapa de sensado esta constituida por un transductor de flujo tipo neumotacógrafo de Lilly y un sensor de presión diferencial.

### 4. 3. 1 Neumotacógrafo de Lilly

Como se mencionó en el capítulo anterior, los neumotacógrafos de resistencia neumática son transductores de flujo gaseoso que transforman dicho flujo en presión diferencial proporcional a la cantidad de aire que atraviese por ellos.

En este proyecto el neumotacógrafo empleado fue un *microtach* de la marca *NSpire Health*, el cual se muestra en la figura 21.

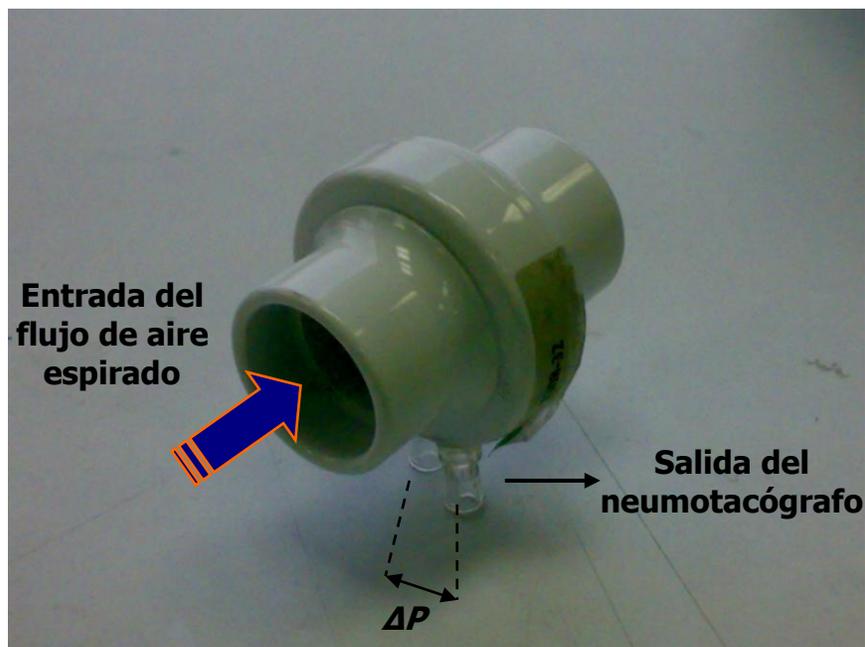


Figura 21. Neumotacógrafo empleado para el desarrollo del espirómetro de flujo

#### 4. 3. 1. 1 Principio de funcionamiento

En el capítulo II, punto 2. 2 se habló un poco de las leyes físicas y el funcionamiento del sistema respiratorio. Al final del capítulo se mencionó que, tanto la ecuación del número de Reynolds, la cual define cuándo un flujo es

turbulento o laminar, como la ecuación de la Ley de Poiseuille, se emplearían posteriormente para explicar el funcionamiento del neumotacógrafo.

Ahora bien, en el capítulo anterior, se dijo que los neumotacógrafos de resistencia neumática están diseñados para convertir el flujo de entrada de turbulento en laminar, por tanto, el número de Reynolds está por debajo de 2100.

Teniendo en cuenta lo anterior, sabiendo que el flujo a través del neumotacógrafo es de carácter laminar, para entender su funcionamiento, se retoma la expresión matemática de la Ley de Poiseuille, ecuación (2), la cual dice que:

$$F = \frac{\pi r^4}{8 \mu l} \Delta P \quad (2)$$

Dado que, por la construcción y diseño de los neumotacógrafos de resistencia neumática, el radio  $r$ , el largo  $l$  y la viscosidad  $\mu$  del fluido permanecen constantes, la ecuación anterior se puede escribir como:

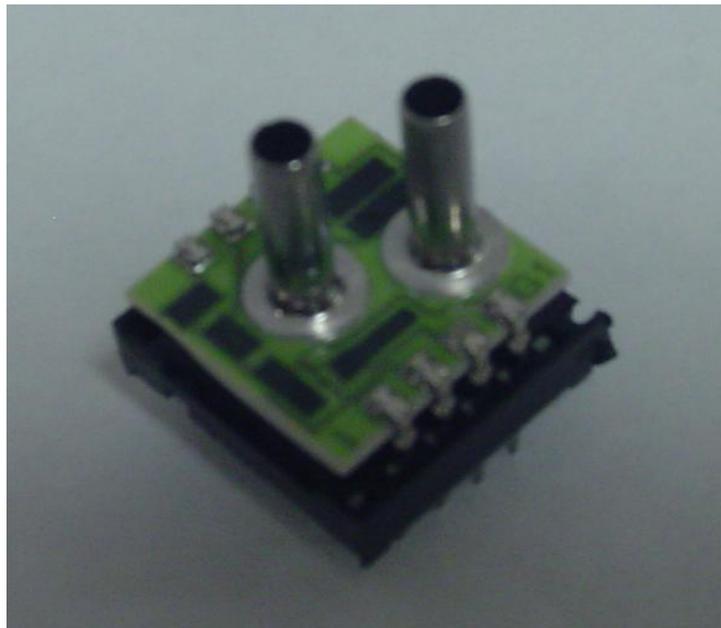
$$\Delta P = K_1 F \quad (3)$$

Ecuación que significa que la diferencia de presión que se presenta a la salida del neumotacógrafo es directamente proporcional a la cantidad de flujo  $F$  que atraviesa por él; donde  $K_1$  es la constante de proporcionalidad del neumotacógrafo.

### 4. 3. 2 Sensor de Presión Diferencial

Los sensores de presión diferencial son sensores que transforman la presión diferencial de un medio en una señal eléctrica, la cual es directamente proporcional a la cantidad de presión que entra al sensor.

La medición de la presión puede realizarse empleando diversos principios físicos, como lo son el Bombardeo molecular sobre lámina muy fina, Acelerómetros de tecnología integrada y Tecnología integrada piezoresistiva, siendo estos últimos los más utilizados en instrumentos médicos en los cuales se requiera medir o sensar señales de presión. Estos sensores se realizan empleando galgas extensiométricas [10]. Las galgas extensiométricas son una de las herramientas más importantes en la medición eléctrica aplicada al cálculo de magnitudes mecánicas. Como su nombre lo indica, son usados para la medición de estiramiento, y dado que el estiramiento suele ser consecuencia de distintos agentes mecánicos como fuerzas, presiones, torsiones o calor, se emplean para medir estas magnitudes. [9]



*Figura 22. Sensor de presión diferencial.*

El sensor de presión diferencial utilizado para este proyecto fue un *NPC-1210-10WD* de la marca *Nova Sensor* como que se muestra en la figura 22. El sensor mide presiones diferenciales en el rango de 0 – 10 [inch H<sub>2</sub>O]. Se alimenta con 6 [V] a partir de un circuito de voltaje de referencia y da como salida una señal de voltaje entre 2 [mV] y 70 [mV], proporcional a la presión diferencial que existe entre sus orificios de entrada. [Apéndice C]

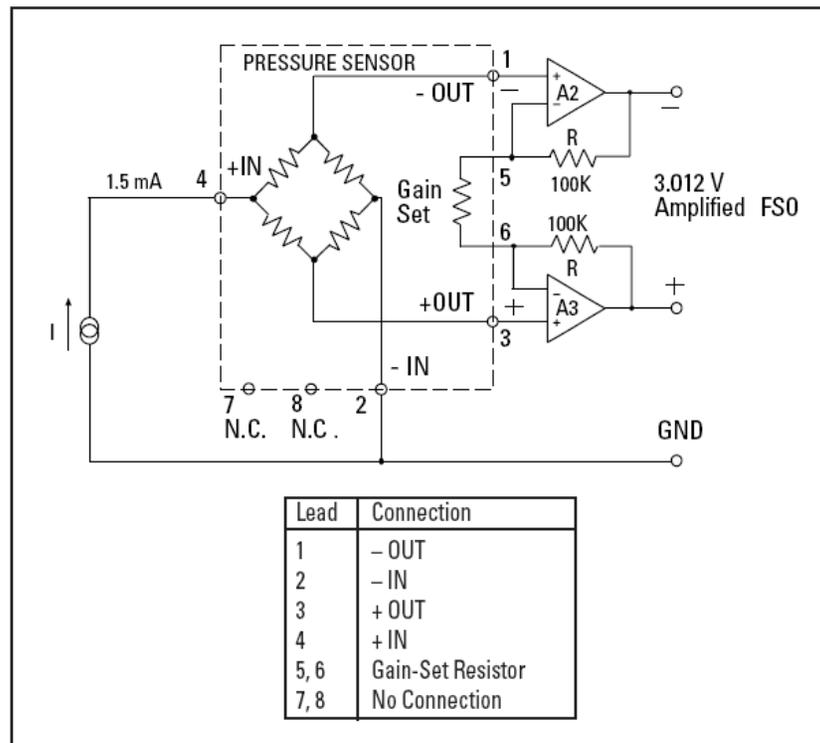


Figura 23. Diagrama esquemático del sensor de presión diferencial empleado en el Espirómetro de Flujo diseñado.

#### 4. 3. 2. 1 Principio de funcionamiento

El estiramiento producido en la galga extensiométrica conlleva a una variación de su resistencia eléctrica, posibilitando así la medida, de manera indirecta, de la presión a la que fue sometido. A este cambio de resistividad se le conoce como efecto piezoresistivo.

La variación de resistencia  $R$  de una galga extensiométrica se puede modelar como:

$$\frac{dR}{R} = k\sigma \quad (4)$$

donde  $\sigma$  es el estiramiento relativo de la galga ( $\sigma = d/l$ ), donde  $l$  es el largo y  $k$  se define como el factor de galga, que depende del material con el cual esta construida la misma.

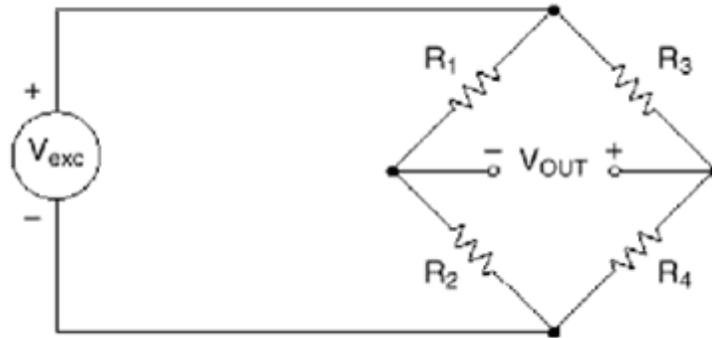


Figura 24. Configuración del Puente de Wheatstone

Para conocer la variación de resistencia de la galga, se configura un circuito conocido como Puente de Wheatstone, cómo el que se muestra en la figura 24. Si el valor de las resistencias es conocido, al variar la resistencia de la galga ( $R_1$ ) el voltaje del puente es:

$$V_{out} = \frac{R_1 R_4 - R_2 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V_{exc} \quad (5)$$

Un problema es que las galgas varían su resistencia con la temperatura. Para independizar este factor se colocan cuatro galgas en configuración "Full Bridge" como se muestra la figura 25.

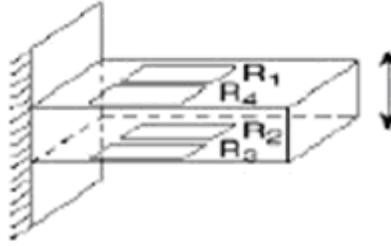


Figura 25. Configuración Full Bridge para el puente de Wheatstone.

Teniendo en cuenta lo anterior, el equilibrio del puente de Wheatstone se alcanza cuando:  $R_1 R_4 = R_2 R_3$ . Lo interesante de esta configuración es que una variación en cada resistencia debido a cambios de temperatura  $\Delta R_T$ , no afecta el equilibrio del puente. Sin embargo cuando la modificación sucede debido a un estiramiento mecánico las resistencias quedan de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}
 R_1 &= R_1 + \Delta R \\
 R_2 &= R_2 - \Delta R \\
 R_3 &= R_3 - \Delta R \\
 R_4 &= R_4 + \Delta R
 \end{aligned}
 \tag{6}$$

Por ende, la ecuación 3 puede reescribirse de la siguiente manera:

$$V_{out} = \frac{\Delta R}{R} V_{exc}
 \tag{7}$$

Debido a que el voltaje de excitación  $V_{exc}$  y la resistencia interna  $R$  del sensor, son constantes, y que, por lo tanto, el cambio en las resistencias  $\Delta R$  está dado únicamente en función del estiramiento mecánico que sufran debido a la cantidad de presión diferencial a la entrada del sensor, la ecuación (7) la podemos reescribir de la siguiente forma:

$$V_{out} = K_2 \Delta P
 \tag{8}$$

Como el voltaje  $V_{out}$  será el voltaje de salida del sensor, se puede sustituir dicha variable por  $V_{sensor}$ , teniendo como resultado la siguiente ecuación:

$$V_{sensor} = K_2 \Delta P \quad (9)$$

Que es la ecuación que relaciona de manera proporcional, la señal eléctrica de salida del sensor de presión diferencial -voltaje-, con la diferencia de presión que existe a la entrada del mismo.

### 4. 3. 3 Sensado del Flujo

La etapa de sensado se completa de la siguiente manera: se sopla a través de la boquilla de entrada del neumotacógrafo el tiempo que sea necesario, hasta que parezca que no sale más aire de los pulmones; el flujo exhalado  $F$  atraviesa la membrana del neumotacógrafo generando una diferencia de presión antes y después de la misma; dicha diferencia de presión, que es proporcional a la cantidad de flujo de entrada, sale del neumotacógrafo para entrar al sensor de presión diferencial. Debido al estiramiento mecánico que sufren en su interior las galgas extensiométricas del puente de Wheatstone, se genera a la salida una señal de voltaje,  $V_{sensor}$ , que es proporcional a la diferencia de presión que entra al sensor.

De tal forma, sustituyendo la ecuación (3) en la ecuación (9), se tiene:

$$V_{sensor} = K_1 K_2 F \quad (10)$$

La cual es la expresión matemática que relaciona el voltaje de salida del sensor de presión diferencial con la cantidad de flujo aéreo que entra al neumotacógrafo.

Cabe señalar que, dado que las constantes  $K_1$  y  $K_2$ , el flujo, y por ende la presión diferencial, son valores muy pequeños, el voltaje de salida,  $V_{sensor}$ , ronda en las decenas de milivolts. Por lo tanto, la etapa de acondicionamiento resulta imprescindible para el análisis confiable de los datos.

#### **4. 4 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL**

Después de haber sido sensado el flujo, se procede a la etapa de acondicionamiento de señal. Esta etapa esta conformada por 3 partes. La primera de ellas es la de Amplificación de la señal, cuya finalidad es amplificar la señal proveniente del sensor de presión diferencial, ya que ésta se encuentra en el rango de los milivolts, por lo tanto, necesitamos escalar la señal para poder observar mejor los resultados. La segunda parte consiste en el Filtrado de la señal, que está diseñada para eliminar, o atenuar lo más posible, las frecuencias no deseadas y el ruido eléctrico. La tercera parte de esta etapa consiste en un arreglo electrónico que reduce la señal de offset acumulada hasta este punto.

##### **4. 4. 1 Amplificación de la señal**

Para amplificar la señal se empleó un amplificador de instrumentación, el cual es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales, cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa, además de estar diseñados para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo a señales de modo común (CMRR).

Los amplificadores de instrumentación han sido desarrollados para ser utilizados en sistemas de instrumentación, en los que las características de operación son críticas.

El empleo de los amplificadores de instrumentación es común en aparatos que trabajan con señales muy débiles, tales como la mayoría de los equipos médicos, con el fin de minimizar el error de medida.

Un amplificador de instrumentación de alta relación costo/desempeño, es el amplificador AD620 que se muestra en la figura 26, del cual podemos mencionar las siguientes características generales:

- Requiere una sola resistencia externa, o un trimpot, para ajustar la ganancia en un rango entre 1 y 1000.
- Opera con voltajes bipolares de  $\pm 2.3$  a  $\pm 18$  [V]
- Empaquetado de 8 pines.
- Consumo de 1.3 [mA]
- El desempeño en DC es muy eficiente, ya que solo presenta un máximo de 50 [uV] de offset.
- Desvío máximo de 0.6 [uV/°C]
- En AC tiene un ancho de banda de 120 [kHz] con una ganancia igual a 100.
- Rechazo al Ruido en Modo Común de 120 [dB] con una ganancia igual a 100.
- Ideal para aplicaciones de instrumentación médica y para sistemas que cuenten con un transductor como interfase. [Apéndice C]

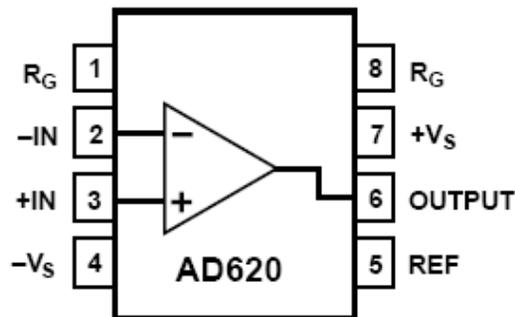


Figura 26. Distribución de pines del amplificador de instrumentación AD620

Internamente, el amplificador de instrumentación está conformado por tres amplificadores operacionales bajo la configuración mostrada en la figura 27.

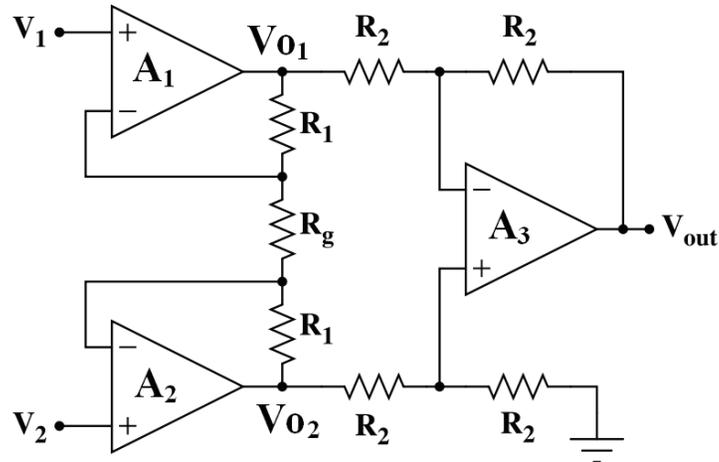


Figura 27. Esquema interno de un amplificador de instrumentación.

La operación que realiza el amplificador de instrumentación es la resta de sus dos entradas,  $V_1$  y  $V_2$ , multiplicada por un factor de amplificación determinado por la resistencia  $R_g$ .

Al existir realimentación negativa se puede considerar un cortocircuito virtual entre las entradas, inversora y no inversora, de los amplificadores  $A_1$  y  $A_2$ . Por ello, se tendrán los voltajes de entrada  $V_1$  y  $V_2$  en dichas terminales y, por lo tanto, en los extremos de la resistencia  $R_g$ , a través de la cuál circula una corriente  $I_g$  igual a:

$$I_g = (V_2 - V_1) \left( \frac{1}{R_g} \right) \quad (11)$$

Debido a la alta impedancia de entrada del amplificador operacional, esa corriente será la misma que atraviesa las resistencias  $R_1$ , por lo tanto el voltaje que cae en toda la rama formada por  $R_1$ ,  $R_g$  y  $R_1$  es:

$$(V_{O1} - V_{O2}) = \frac{(V_2 - V_1)}{R_g} (R_g + 2R_1) = (V_2 - V_1) \left( \frac{R_g}{R_g} + \frac{2R_1}{R_g} \right) \quad (12)$$

Reduciendo:

$$(V_{O_1} - V_{O_2}) = (V_2 - V_1) \left( 1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \quad (13)$$

Que será la diferencia de voltaje entre la salida inmediata de los amplificadores  $A_1$  y  $A_2$  (justo antes de las resistencias  $R_2$ ). El resto del circuito está diseñado como un amplificador diferencial de ganancia unitaria, por lo tanto la salida será exactamente la diferencia de tensión de la entrada (sin añadir ganancia), la cual se define como:

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left( 1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \quad (14)$$

Como la variable  $V_{out}$  es el voltaje de salida del amplificador, se hará referencia a dicha variable como  $V_{amp}$ .

Como el valor de la resistencia  $R_1$  es fijo, la magnitud de la salida del Amplificador de Instrumentación,  $V_{amp}$ , depende exclusivamente del valor de  $R_g$ , por lo tanto, en vez de hacer fijo a  $R_g$ , se coloca una resistencia variable, para tener control sobre el rango de amplificación que se desee tener.

La ganancia,  $G$ , del amplificador de instrumentación AD620 está dada por la siguiente relación:

$$G = 1 + \left( \frac{49.4k\Omega}{R_g} \right) \quad (15)$$

Por lo tanto, para escalar la señal eléctrica de salida del sensor de presión diferencial, la cuál se encuentra en el rango de las decenas de milivolts, se requiere tener una ganancia que permita elevar esa señal al rango de los volts. Para esto, se ajustó el amplificador de instrumentación a una ganancia de 100 colocando un trimpot de 1 [kΩ] entre los pines 1 y 8 del amplificador AD620 al valor de 498 [Ω] de impedancia.

El voltaje a la salida del amplificador de instrumentación esta dada por:

$$V_{amp} = V_{sensor} \times G \quad (16)$$

Sustituyendo la ecuación (10) en esta expresión se tiene:

$$V_{amp} = K_1 K_2 G F \quad (17)$$

Debido a que, como ya se vio, las literales  $K_1$ ,  $K_2$  y  $G$ , son valores que permanecen constantes durante toda la prueba, se pueden sustituir por una sola constante  $K$ , de tal forma que la ecuación (17) se puede reducir a la siguiente expresión:

$$V_{amp} = KF \quad (18)$$

#### 4. 4. 2 Filtrado de la señal

Tomando en cuenta la información contenida en la tabla 4, referente a las frecuencias respiratorias en condiciones normales, se obtiene el rango aproximado de frecuencias dentro del cual debe trabajar el espirómetro.

EDAD	RESPIRACIONES POR MINUTO (rpm)
Niños	30 – 40
Adultos	14 – 20
Ancianos	12 – 16

*Tabla 4. Valores promedio de respiraciones por minuto para niños, adultos y ancianos.*

El rango respiratorio se encuentra entre 12 y 40 respiraciones por minuto bajo condiciones de respiración normal, lo que indica que, para 12 respiraciones por minuto, la frecuencia que debe detectar el espirómetro es de 0.2 Hz, y para 40 respiraciones por minuto, la frecuencia correspondiente es 0.6 Hz, sin embargo, limitar el funcionamiento del espirómetro a este rango resultaría inadecuado, dado que, bajo condiciones de respiración forzada, durante la actividad física o en respiraciones particularmente lentas, dichas frecuencias respiratorias pueden aumentar o disminuir considerablemente.

Por lo tanto, teniendo en cuenta esta información, y lo que indican las recomendaciones técnicas y de funcionamiento que debe cumplir un espirómetro de flujo contenidas en la tabla 3 mostrada al inicio de éste capítulo, para lograr atenuar lo más posible las señales no deseadas, así como el ruido de 60 Hz, se diseñó un Filtro tipo Butterworth paso bajas, que permite el paso de las frecuencias que se encuentren en el rango de 0 – 5 Hz para asegurar que cualquier espiración, por lenta que esta sea, pueda ser procesada por el espirómetro diseñado.

#### 4. 4. 2. 1 Diseño del Filtro

Se diseñó un filtro tipo Butterworth, debido a que este tipo de filtros no presentan rizo durante la banda de paso, además de ser un filtro de Magnitud Máximamente Plana, y dado que la señal leída es muy pequeña, cualquier distorsión o ruido añadido causarían mediciones erróneas.

El primer paso para diseñar el filtro Butterworth adecuado, es obtener el orden,  $n_B$ , del mismo. Esto se logra mediante la siguiente ecuación:

$$n_B = \frac{\log \left( \frac{\sqrt{10^{0.1A_s}} - 1}{\sqrt{10^{0.1A_p}} - 1} \right)}{\log \left( \frac{f_s}{f_p} \right)} \quad (19)$$

Donde:

$A_s$  = atenuación en dB en la banda de rechazo. = 40 dB  
 $A_p$  = atenuación en dB en la banda de paso. = 3 dB  
 $f_p$  = frecuencia en la cual se presenta  $A_p$ . = 5 Hz  
 $f_s$  = frecuencia en la cual se presenta  $A_s$ . = 60 Hz

[11]

Para el caso de este proyecto, se tienen los siguientes valores a emplear:

$A_p = 3 \text{ dB @ } f_p = 5 \text{ Hz}$

$A_s = 40 \text{ dB @ } f_s = 60 \text{ Hz}$

Sustituyendo estos datos en la ecuación anterior, se tiene el siguiente resultado:

$$n_B = \frac{\log\left(\frac{\sqrt{10^{0.1(40)} - 1}}{\sqrt{10^{0.1(3)} - 1}}\right)}{\log\left(\frac{60}{5}\right)} = 1.85 \quad (20)$$

Dado que el orden del filtro tiene que ser un número entero, el resultado se redondea al número entero inmediato superior, esto quiere decir que el filtro empleado es de 2° orden.

Una vez que se conoce el orden requerido para el filtro, se necesita elegir el valor de los componentes.

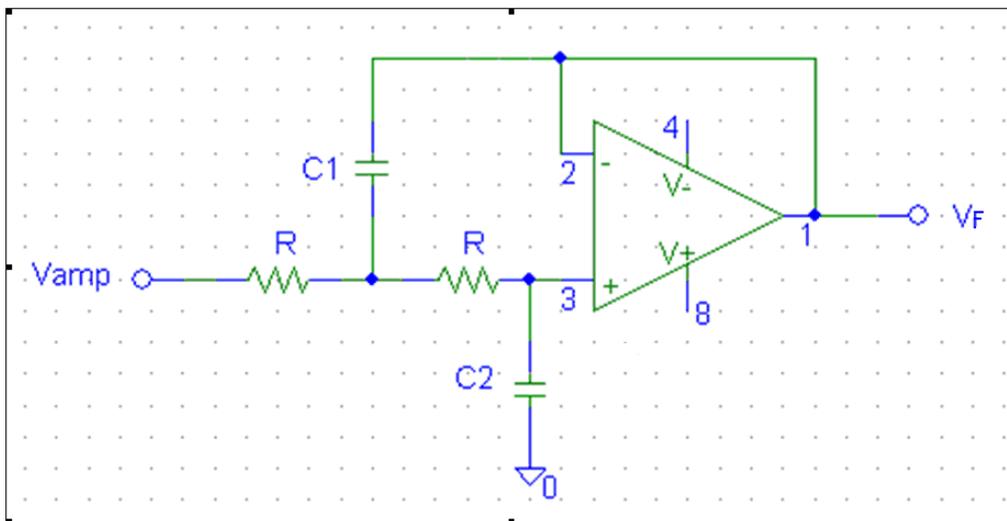


Figura 28. Esquema del Filtro Butterworth de 2° orden

Existen diversos métodos de síntesis para diseñar este tipo de filtros. Uno de ellos es la técnica de *resistencia constante* [5], la cual consiste en seleccionar el mismo

valor para todas las resistencias y buscar el factor de escalamiento para los capacitores, según los datos de la tabla 5.

Orden del filtro $n$	$C_1=C$	$C_2=C$	$C_3=C$
<b>2</b>	<b>1.414</b>	<b>0.7071</b>	
3	3.546	1.392	0.2024
4	1.082 2.613	0.9241 0.3825	
5	1.753 3.235	1.354 0.3090	0.4214

*Tabla 5. Valores para filtro pasa-bajas activo Butterworth*

Primero se selecciona el valor de  $R \rightarrow R = 100 \text{ [k}\Omega\text{]}$

Después, de la tabla 5, para orden del filtro igual a 2, las relaciones de los capacitores se leen como sigue:

$$\frac{C_1}{C} = 1.414; \quad \frac{C_2}{C} = 0.707$$

Estos valores se deben ajustar de manera inversa con la frecuencia de la banda de paso y el valor de la resistencia seleccionada. Así, el factor de escalamiento es:

$$\frac{1}{2\pi f_p R} = \frac{1}{2\pi \times 5 \times 100k} = 0.318 \times 10^{-6} \quad (21)$$

Esto proporciona capacitores de valor:

$$\begin{aligned} C_1 &= (0.318)(1.414)\mu F = 0.45\mu F \\ C_2 &= (0.318)(0.707)\mu F = 0.22\mu F \end{aligned} \quad (22)$$

La siguiente gráfica muestra el funcionamiento del filtro empleado, observando que a la frecuencia de rechazo, 60 [Hz], la salida en voltaje es prácticamente nula, con lo cual se asegura que el ruido eléctrico proveniente de las líneas de alimentación, interferirá de manera despreciable en las mediciones del espirómetro.

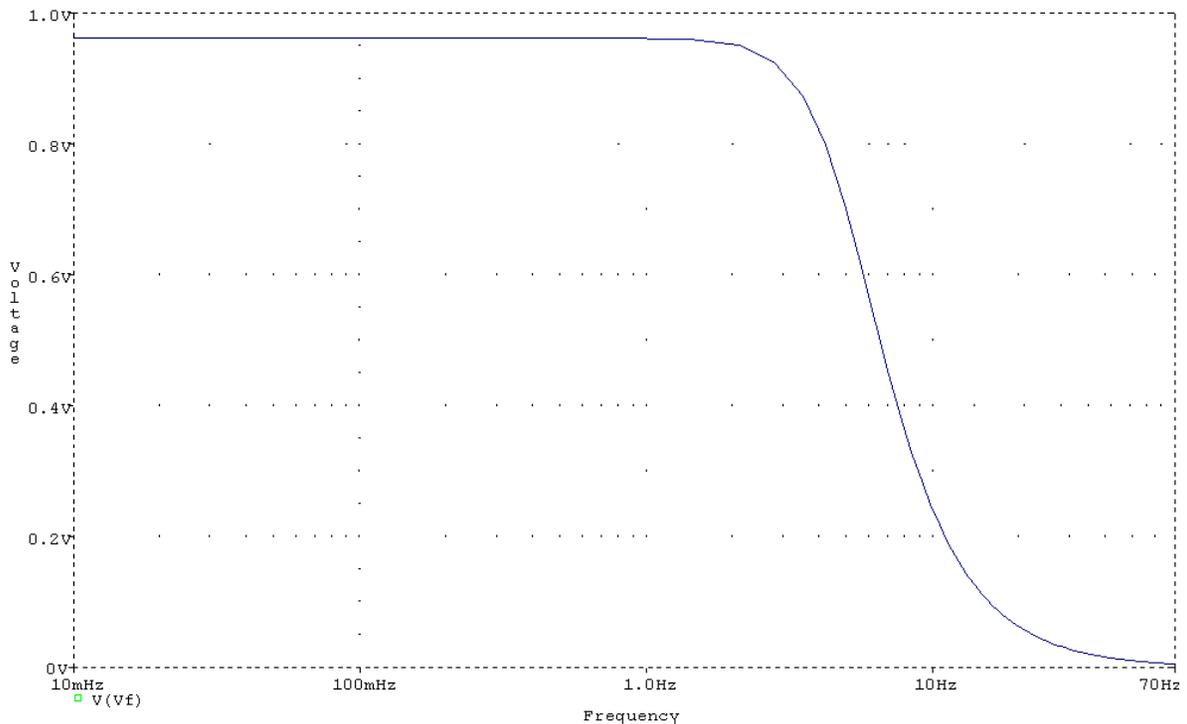


Figura 29. Gráfica Frecuencia vs. Amplitud del filtro butterworth de 2º orden diseñado.

A la salida del filtro se tiene un valor de voltaje  $V_F$ , el cual es el mismo que  $V_{amp}$  descrito en la ecuación (18), debido que el filtro no añade ningún tipo de ganancia a la señal. Por lo tanto, a la salida de la etapa de filtrado, se tiene lectura de la cantidad de flujo que fue exhalada por el paciente, de acuerdo a la expresión:

$$V_F = KF \quad (23)$$

La conclusión de este resultado es que el voltaje  $V_F$  es proporcional al flujo de aire  $F$  que pasa por la boquilla del neumotacógrafo.

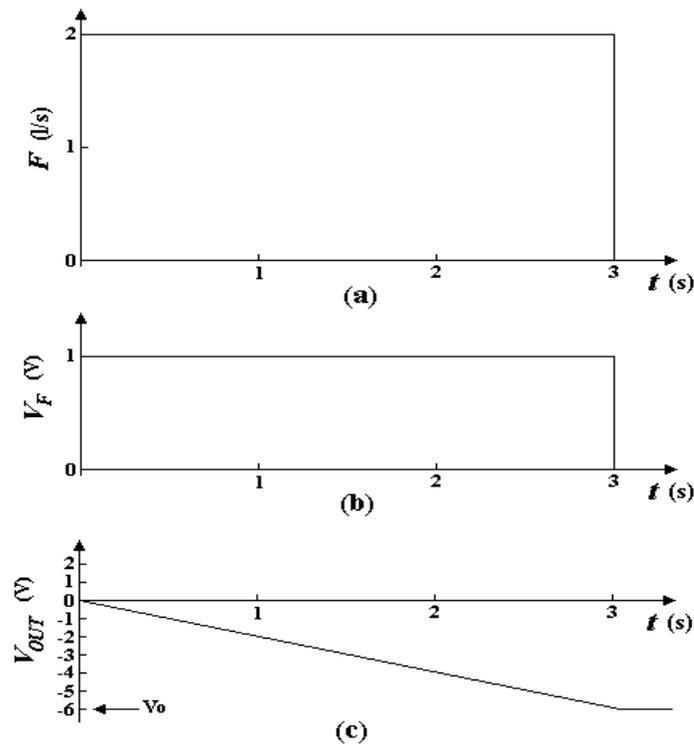


Figura 30. (a) Flujo  $F$  de entrada, que atraviesa el neumotacógrafo; (b) Salida de la etapa de Acondicionamiento de Señal,  $V_F$ ; (c) Señal de salida de la etapa de Integración,  $V_{OUT}$ .

#### 4. 4. 3 Reducción de offset

Los componentes electrónicos presentan cierta señal de offset que se generan en el interior de los mismos. Esta señal, que se encuentra en el rango de los milivolts, por pequeña que sea, representa una señal no deseada, la cual, si no se reduce, se suma a la señal de interés, provocando error en la medición.

Debido a que el espirómetro cuenta con varios circuitos integrados, los voltajes de offset de cada uno de ellos se suman, por lo tanto, se implementó un circuito reductor de offset mediante un par de referencias de voltaje LM336 y un amplificador operacional en configuración de sumador, como se muestra en la figura 31.

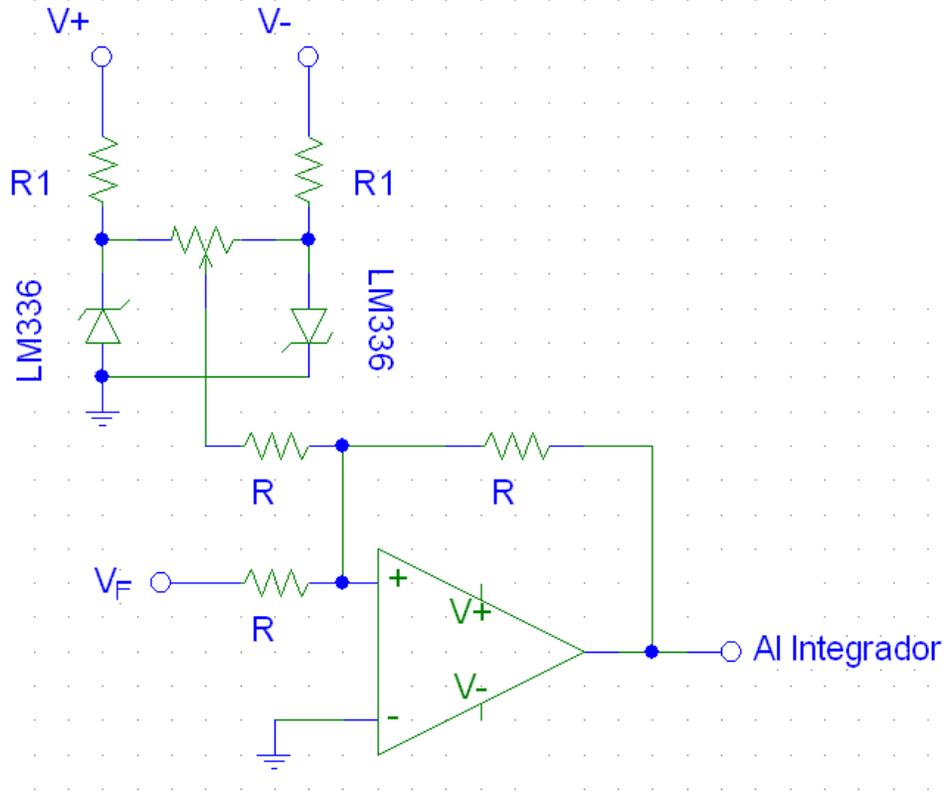


Figura 31. Circuito reductor de offset.

Antes de hacer cualquier prueba, se alimenta todo el circuito, para posteriormente medir la señal de offset que se acumula después de la salida del filtro. Con el trimpot se controla el voltaje que habrá de sumarse al offset. Ambas señales entran al sumador, para a la salida del mismo, compensarse y obtener una señal de 0 [V].

#### 4.5 ETAPA DE INEGRACIÓN DE LA SEÑAL

A la salida de la etapa anterior, se cuenta con una señal de voltaje que es proporcional a la cantidad de flujo que exhala el paciente, por lo que, conociendo esa proporcionalidad, la cual, como ya se vio, depende del transductor, el sensor y de la ganancia que se le de a la señal en el Amplificador de Instrumentación, se tiene lectura de la cantidad de dicho flujo.

Ahora bien, el propósito principal de un espirómetro de flujo, es conocer la cantidad de volumen que el paciente desaloja de los pulmones tras una espiración.

Como se mencionó en el capítulo III, este volumen se obtiene mediante la operación matemática de integración del flujo, es decir, el volumen a determinar es el área bajo la curva de la figura 30 (a).

Partiendo de la configuración inversora de un amplificador operacional, cuando se reemplaza la resistencia de realimentación por un capacitor, el circuito resultante es un integrador como el que se observa en la figura 32.

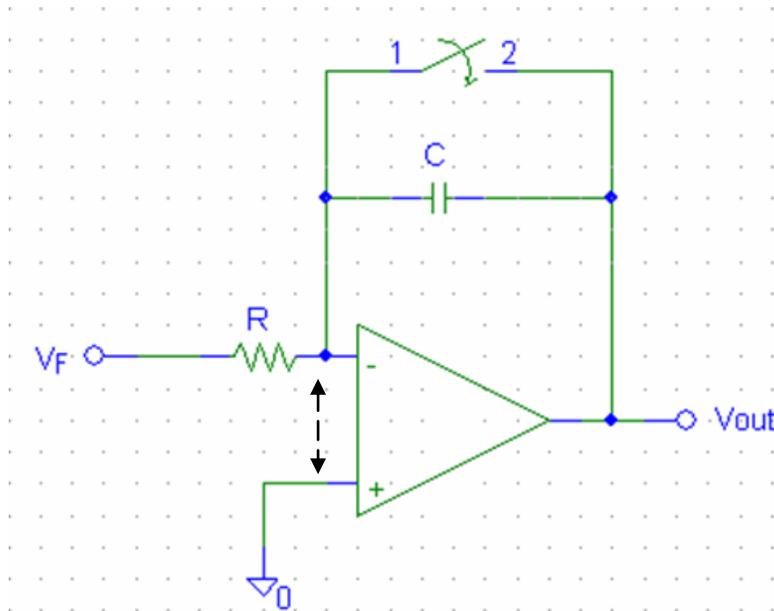


Figura 32. Circuito integrador.

La flecha bidireccional representa una tierra virtual, y, dado que la corriente no atraviesa por el amplificador operacional debido a su alta impedancia de entrada,

la corriente a través del capacitor esta dada por:  $i = V_F / R$ , y como el voltaje en un capacitor se define:

$$V_c = \frac{1}{C} \int (i) dt \quad (24)$$

El voltaje a la salida  $V_{OUT}$  queda determinado por la siguiente expresión:

$$V_{OUT} = -\frac{1}{RC} \int_0^t (V_F) dt \quad (25)$$

#### 4. 5. 1 Procedimiento para la medición del volumen.

Para medir el volumen exhalado por un paciente a través del espirómetro de flujo, es necesario seguir la siguiente metodología: En primera instancia se cierra el interruptor de *Reset* en la figura 32 del circuito integrador por unos instantes, con el fin de tener condiciones iniciales nulas, esto es, que el capacitor  $C$  se descargara, con lo cual tendremos un voltaje de salida  $V_{OUT}$  igual a cero. Después de esto se le indica al paciente que exhale a través de la boquilla del neumotacógrafo. El cambio resultante en  $\Delta P$  generara un voltaje  $V_F$  como función del tiempo en proporción al flujo de aire que pasa por el neumotacógrafo, como se muestra en la figura 30 (b). [13]

El volumen de aire exhalado por el paciente, iniciando en el tiempo  $t = 0$ , cuando el interruptor *Reset* es desactivado, será igual al área bajo la curva de la gráfica de Flujo,  $F$ , contra tiempo,  $t$ , como se muestra en la figura 30 (c). Matemáticamente esta área es calculada por integración. En el circuito de la figura 30(a), el voltaje de salida del circuito integrador,  $V_{OUT}$ , es proporcional al volumen de aire exhalado por el paciente desde el tiempo  $t = 0$  hasta el tiempo,  $t$ , deseado.

Después que el paciente ha detenido la exhalación, el voltaje  $V_{OUT}$  permanecerá constante en proporción al volumen total de aire exhalado, hasta que el interruptor *Reset* sea cerrado nuevamente para llevar a cabo otra medición.

Ahora bien, cuando el ciclo se inicia, al abrir el interruptor *Reset* e iniciar la exhalación en el tiempo  $t = 0$ , el voltaje de salida,  $V_{OUT}$ , del circuito de la figura 32, esta dado por la ecuación (25). Sustituyendo la ecuación (23) en ésta última

expresión, y dado que para el diseño del integrador se tiene  $RC=1$ , la ecuación resultante es:

$$V_{OUT} = -K \int_0^t (F) dt \quad (26)$$

Esta última ecuación significa que el voltaje de salida,  $V_{OUT}$ , es directamente proporcional al volumen de aire que ha pasado a través del neumotacógrafo desde el tiempo  $t = 0$  hasta el tiempo  $t$  de observación. El flujo,  $F$ , es una función del tiempo que puede incrementarse, decrementarse o permanecer constante, siempre y cuando sea en una sola dirección.

#### 4.6 ETAPA DE PROCESAMIENTO

El equipo cuenta con un sistema de adquisición de datos para el despliegue de los mismos en un display de LCD. Este sistema, está basado en un microcontrolador PIC16F877 de Microchip, el cual cuenta con un convertidor analógico digital de 10 bits, y 8 kB de memoria flash para almacenamiento del programa [12].

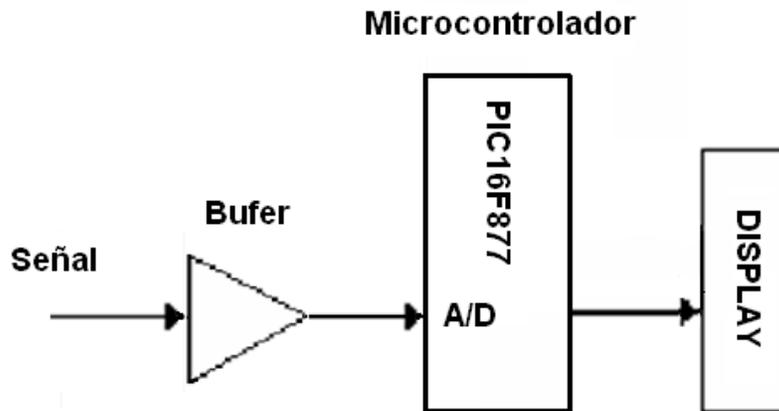


Figura 33. Sistema de adquisición, procesamiento y despliegue de datos.

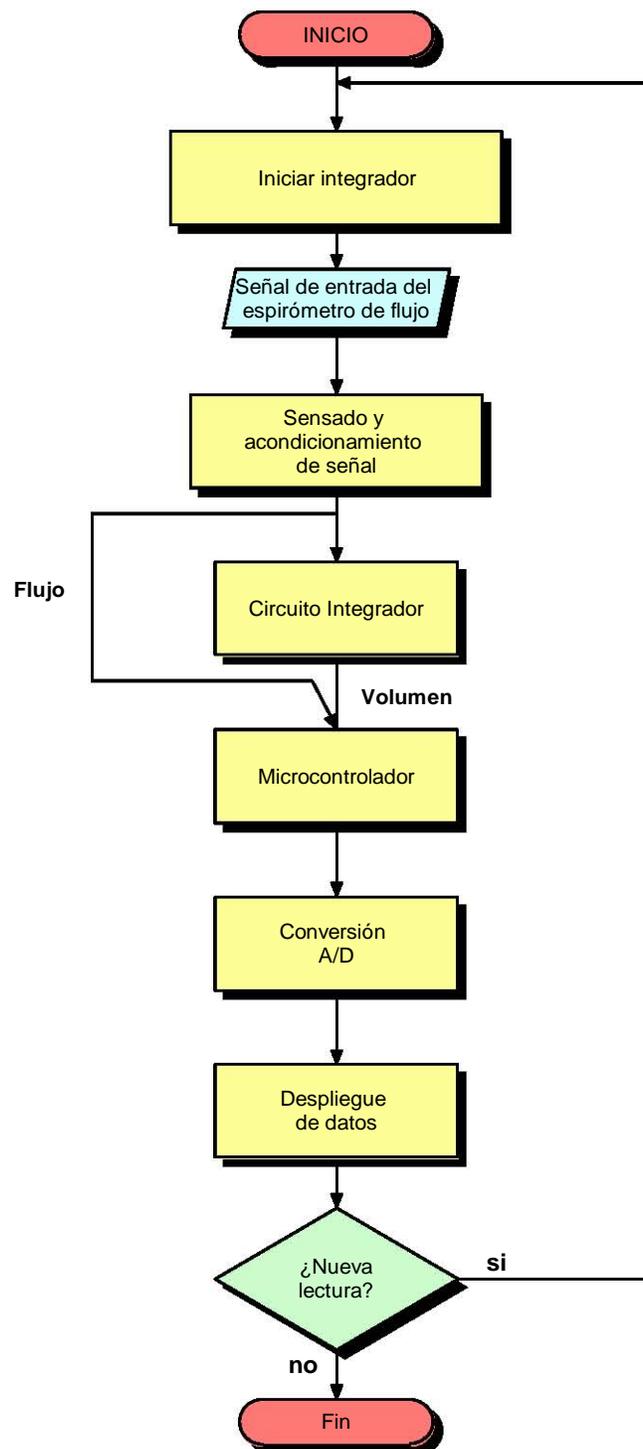


Figura 34. Diagrama de bloques general del procesamiento y despliegue de datos del espirómetro de flujo.

Las señales de flujo y volumen entran al microcontrolador para ser procesadas en el convertidor analógico-digital del mismo. Los valores digitales de la conversión se envían a un display LCD de 16x2.

La ventaja de utilizar un microcontrolador como sistema de adquisición de datos es su bajo costo, ya que éste tiene un costo, en el mercado nacional, de menos de \$100 pesos. Además, fácilmente se puede adaptar a cualquier computadora.

La programación de la conversión analógico a digital y el despliegue de datos se desarrolló en lenguaje C, empleando el programa MPLAB.

La figura 34 muestra el diagrama de bloques general del procesamiento y despliegue de datos.

Para comenzar el procesamiento de datos en el microprocesador, se definen las variables enteras, las de punto flotante, los valores constantes, así como la resolución que tendrá la conversión.

Después, para realizar la conversión A/D, se definen los puertos de entrada y los canales en donde se realizará la conversión.

El despliegue de datos consiste en enviar a la pantalla del display los valores de flujo y volumen digitales obtenidos tras la conversión A/D de los mismos. Si se requiere llevar a cabo otra medición, se reinicia el integrador (se cierra el interruptor que descarga el capacitor, para volverlo a condiciones iniciales) para repetir el proceso.

En el Apéndice B se muestra el programa desarrollado para el procesamiento y despliegue de datos.

## 4.7 FUENTE DE PODER

Para la alimentación eléctrica del espirómetro se diseñó una fuente de poder bipolar simétrica que proporciona la energía para su funcionamiento.

La fuente requería ser diseñada para entregar un voltaje de  $\pm 12$  [V<sub>DC</sub>] a partir de la línea eléctrica de 120 [V<sub>AC</sub>]. Para su diseño se empleó un transformador con tap central de 31.8 [V<sub>rms</sub>] de salida. Esto es, de 15.9 [V<sub>rms</sub>] entre cada extremo y el tap central. Estas señales de voltaje alterno se rectifican y filtran mediante un puente de diodos y capacitores. Una vez que se tiene el voltaje rectificado y filtrado, la señal pasa a través de reguladores de voltaje -positivo y negativo- que entregan a la salida +12 [V<sub>DC</sub>] y -12 [V<sub>DC</sub>] respectivamente. Los reguladores empleados fueron, para voltaje positivo, el LM2940 y, para voltaje negativo, el LM2990, debido a que son reguladores de voltaje de bajo dropout, aproximadamente de 0.5 [V] @ 1 [A] de corriente de salida. El diagrama esquemático del circuito diseñado para la fuente se muestra en la figura 35.

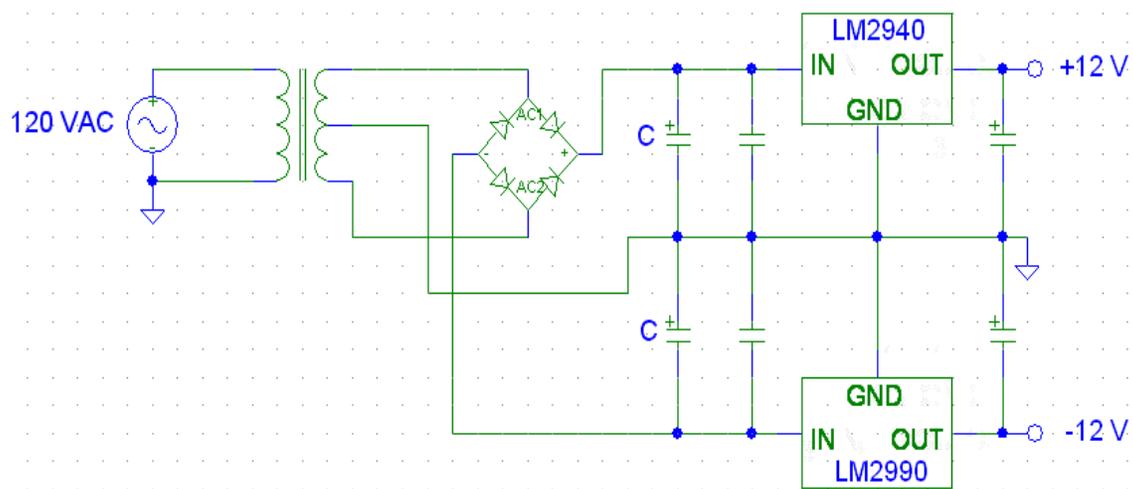


Figura 35. Circuito diseñado para la Fuente de  $\pm 12$  [V<sub>DC</sub>] que alimenta al espirómetro de flujo.

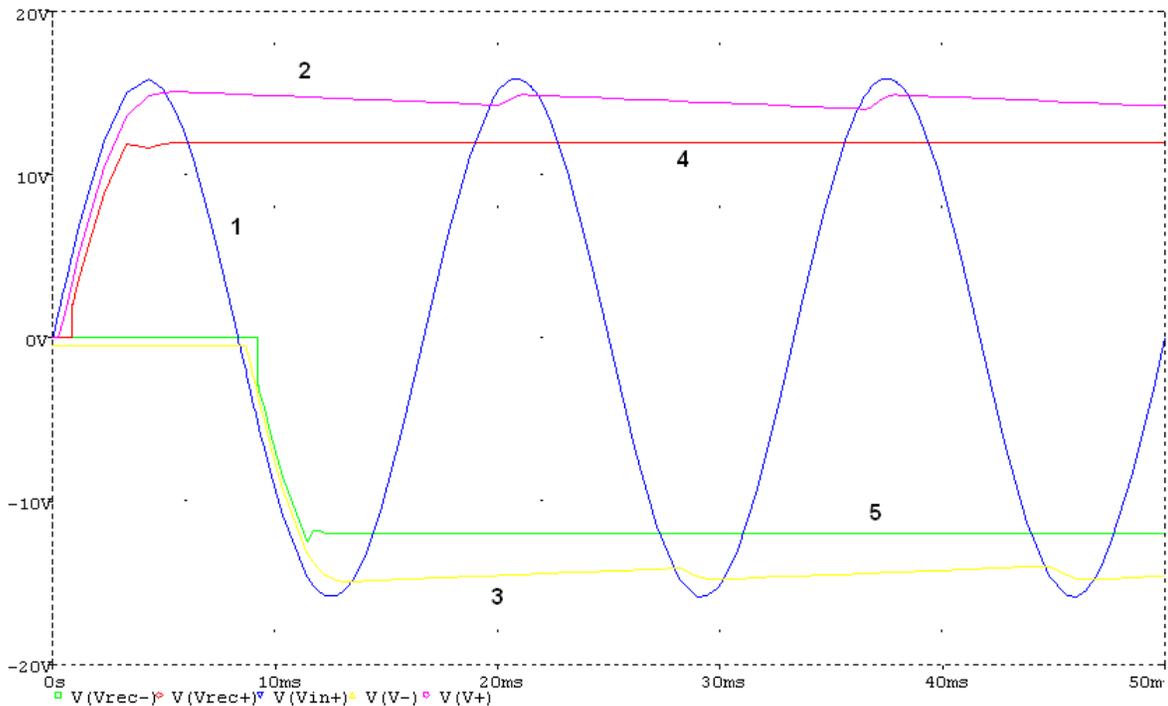


Figura 36. Gráficas del comportamiento de la fuente de  $\pm 12 [V_{DC}]$  diseñada. (1) Voltaje a la salida del transformador, (2) Voltaje rectificado y filtrado positivo, (3) Voltaje rectificado y filtrado negativo, (4) Voltaje regulado positivo, (5) Voltaje regulado negativo.

Para encontrar el valor del capacitor  $C$  que filtra la señal se sigue la siguiente metodología:

$$i_C = C \frac{dV}{dt} = \frac{C \cdot V_r}{\Delta t}$$

$$i_C = I_0$$

$$C = \frac{I_0 \cdot \Delta t}{V_r} \quad (27)$$

$$C = \frac{I_0}{2f \cdot V_r}$$

Donde:

$V_r$  = voltaje de rizo

$I_0$  = corriente de consumo

La corriente de consumo del espirómetro es de aproximadamente 300 [mA], y se establece un voltaje de rizo de 1 [V]. Con esto se tiene:

$$C = \frac{300mA}{(2)(60)(1)} = 2500\mu F \quad (28)$$

Ajustando el capacitor al valor comercial más cercano, se ocupó uno de valor  $C = 2700 [\mu F]$ , con el cual,  $V_r = 0.92 [V]$ .

#### 4. 8 DISEÑO DEL HARDWARE

Para el diseño del circuito impreso se utilizó el programa PCAD 2001. El diagrama esquemático del diseño final del espirómetro de flujo se muestra en la figura 37. Las figuras 38 (a) y (b) muestran las capas BOTTOM y TOP del circuito impreso, respectivamente.

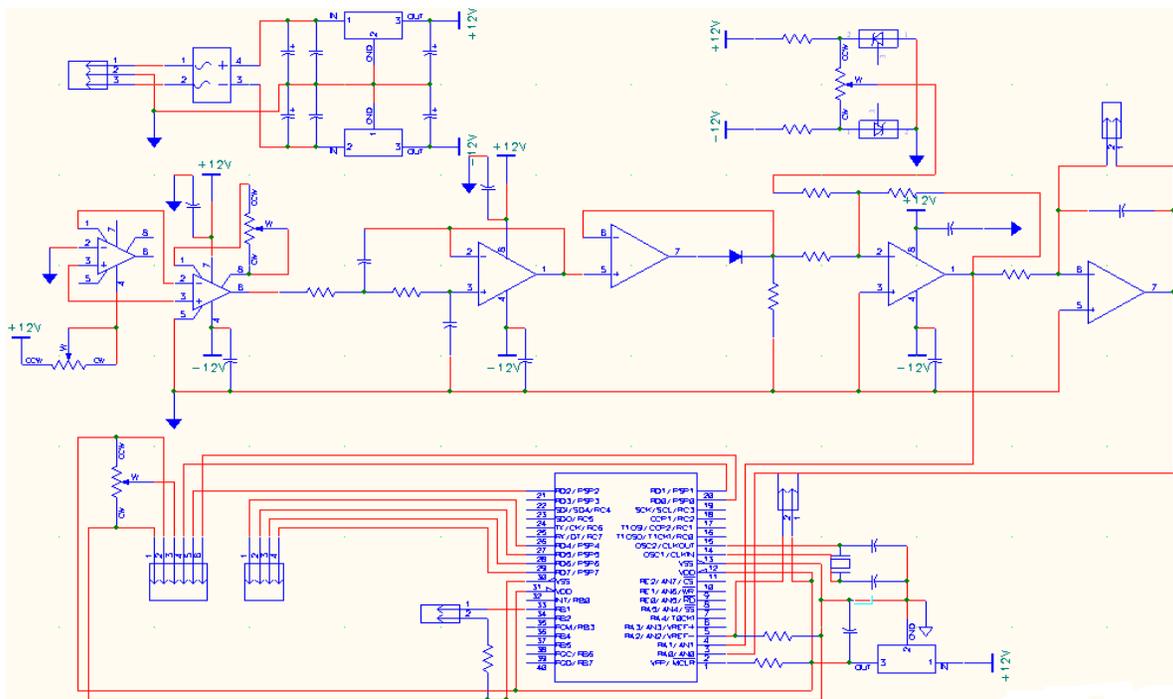


Figura 37. Diseño final del circuito eléctrico del Espirómetro de Flujo.

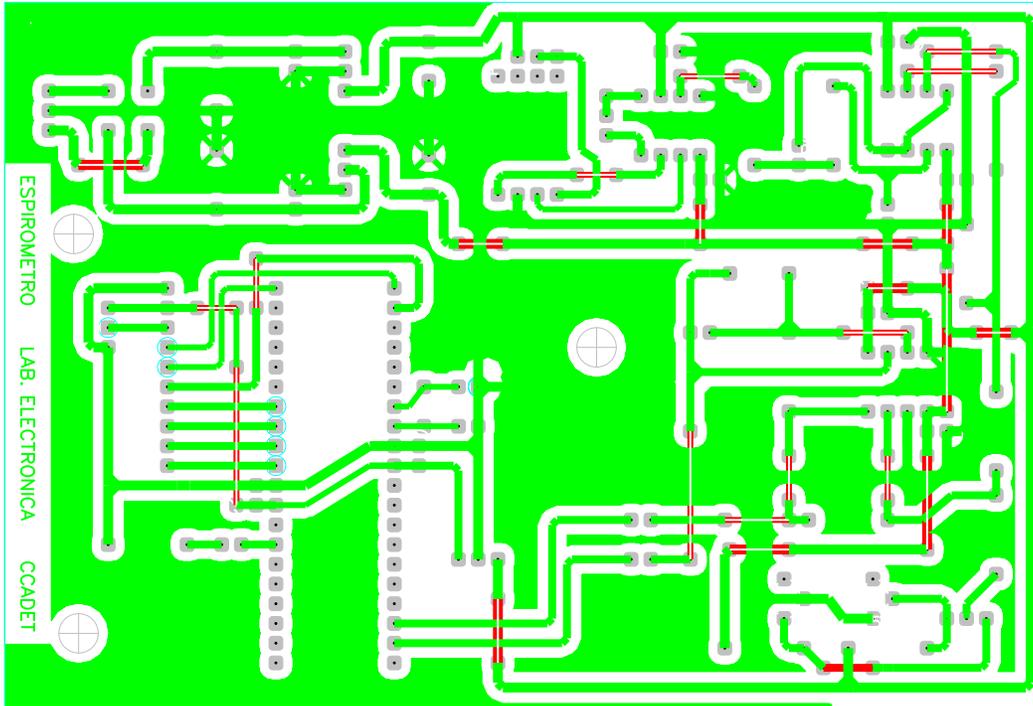


Figura 38 (a). Diseño del circuito impreso del Espirómetro de Flujo, cara BOTTOM

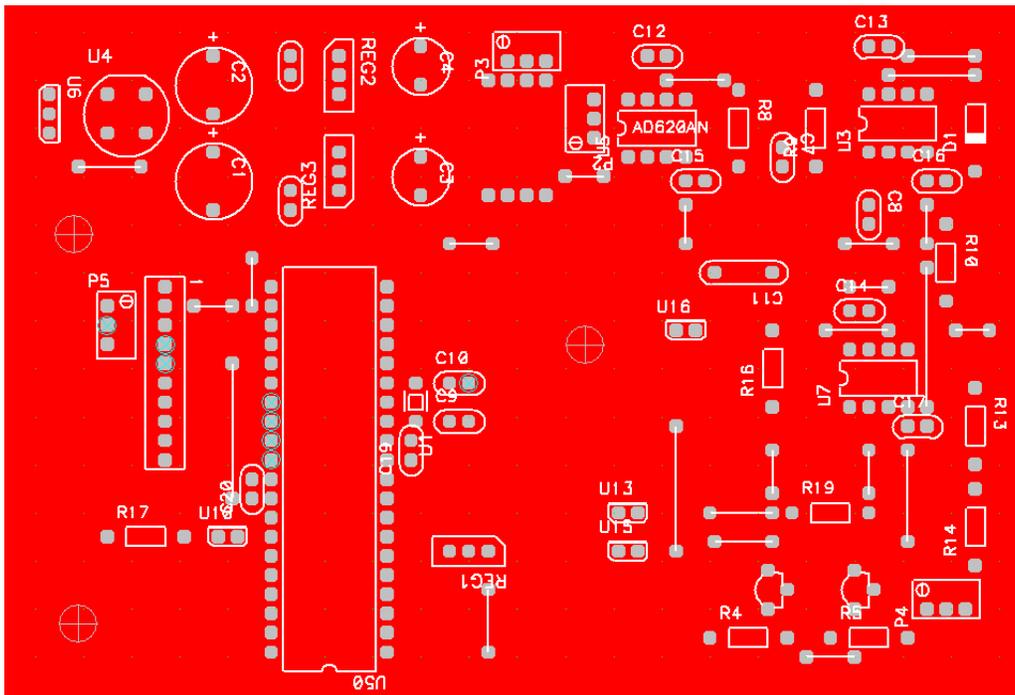
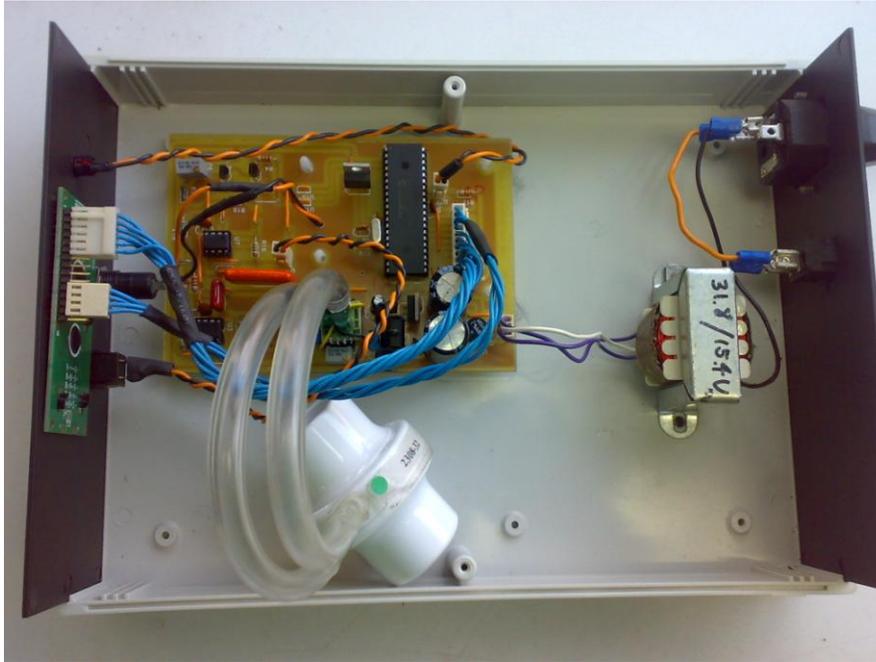
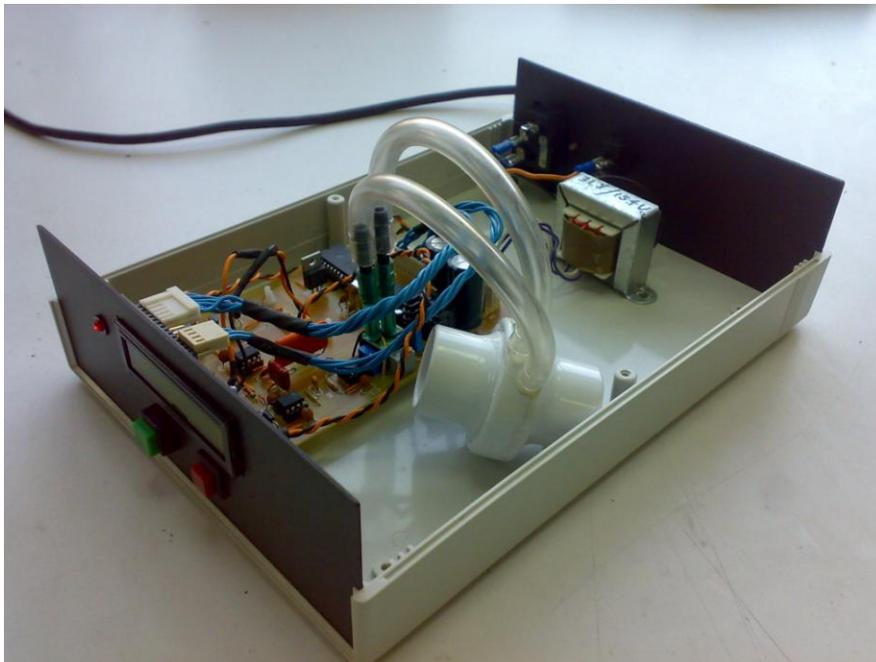


Figura 38 (b). Diseño del circuito impreso del Espirómetro de Flujo, cara TOP

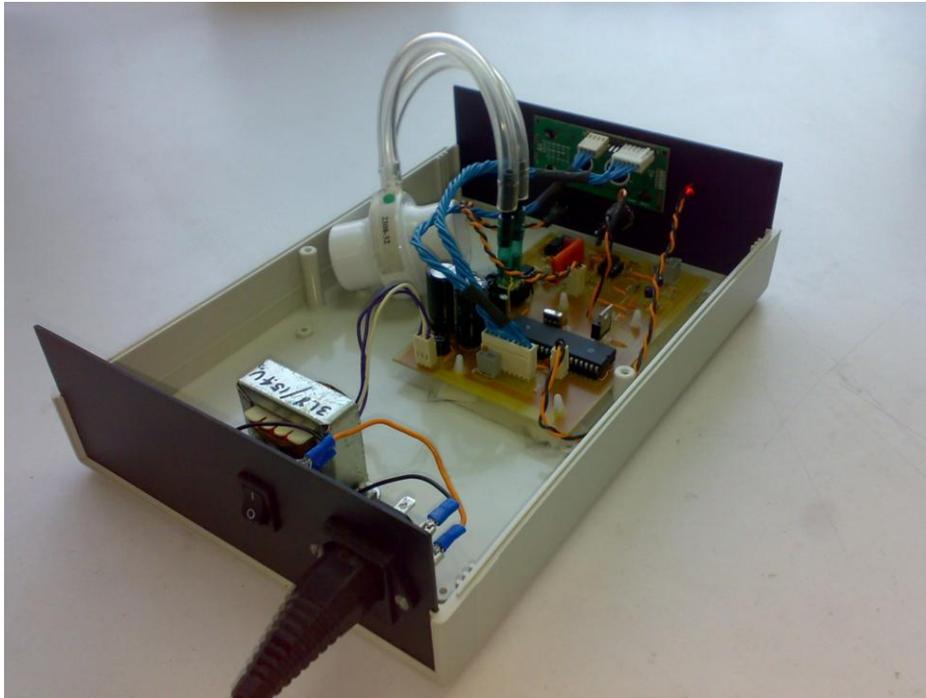
A continuación se muestran algunas imágenes del hardware del espirómetro de flujo que fue desarrollado. Los componentes fueron montados en un gabinete proporcionado por el Laboratorio de Electrónica del CCADET.



*Figura 39. Vista interna superior del Espirómetro de Flujo*



*Figura 40, Vista interna frontal del Espirómetro de Flujo.*



*Figura 41. Vista interna posterior del Espirómetro de Flujo.*



*Figura 42. Vista externa del Espirómetro de Flujo*

## CAPÍTULO V:

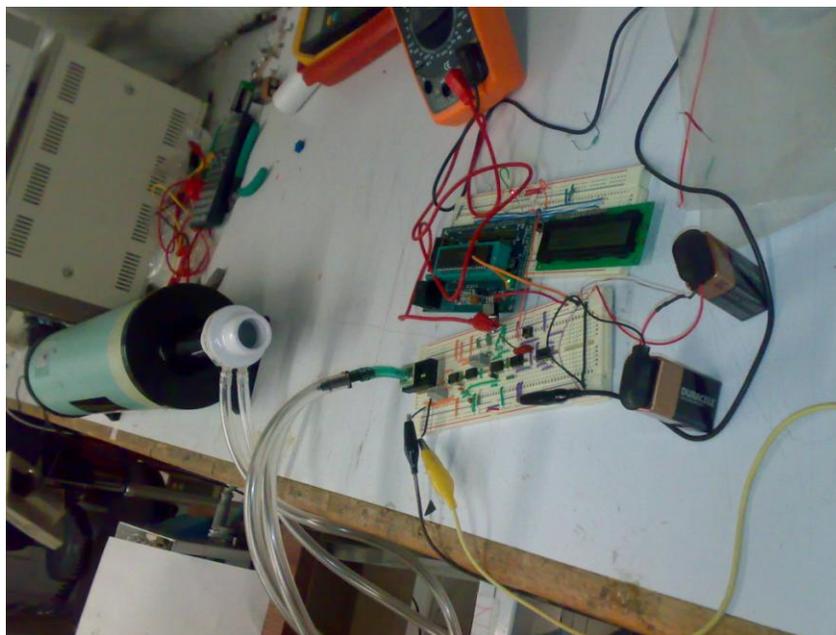
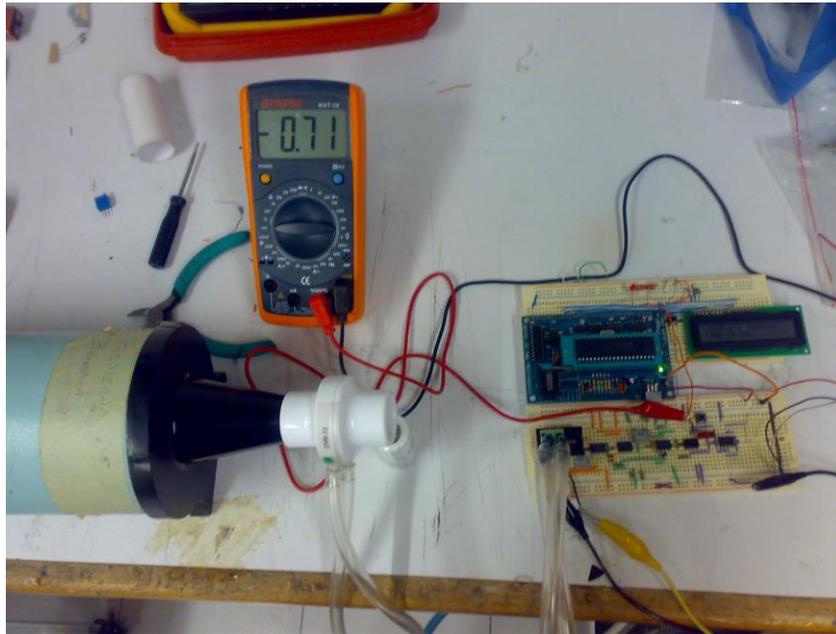
### PRUEBAS Y RESULTADOS

El Departamento de Ingeniería Biomédica del Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias, INER, me facilitó el uso de una jeringa de calibración con la cual se realizaron las pruebas para determinar y validar la precisión y exactitud del Espirómetro desarrollado.

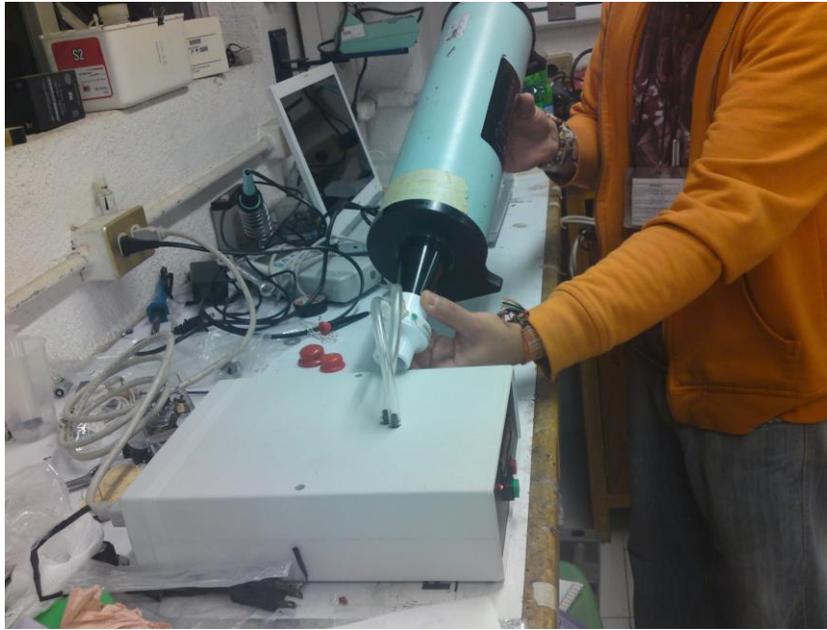
El equipo se calibró y probó en dos situaciones diferentes. La primer prueba se llevó a cabo sobre el prototipo de pruebas. La segunda etapa se realizó sobre el prototipo final del espirómetro, es decir, con el circuito impreso dentro del gabinete en el que fue montado.



*Figura 43. Jeringa de Calibración marca Spirometrics del Departamento de Ingeniería Biomédica del INER.*



*Figura 44. Pruebas de calibración sobre el prototipo de pruebas.*



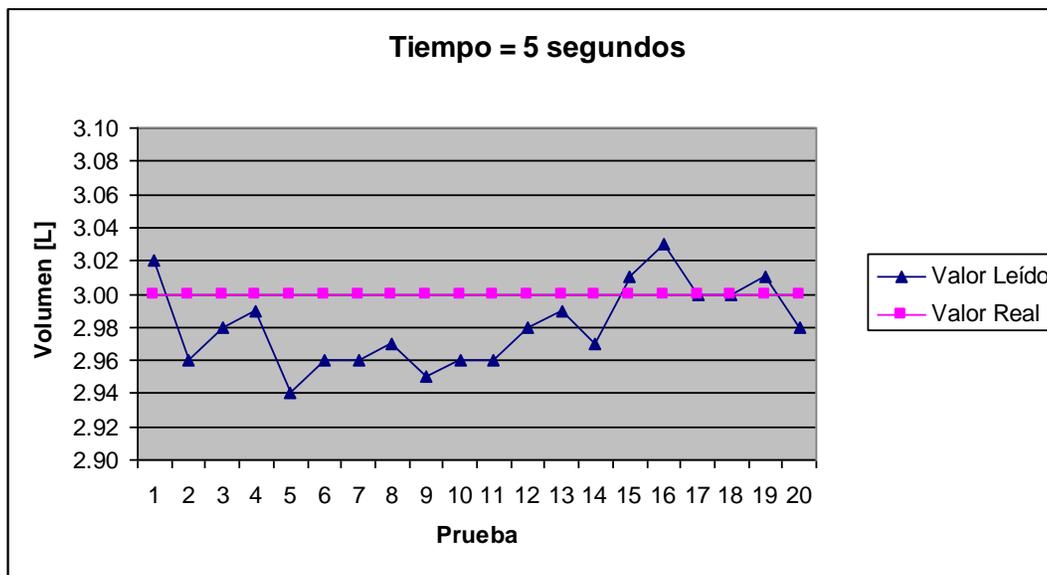
*Figura 45. Pruebas de calibración y medición realizadas sobre el prototipo final del espirómetro desarrollado.*

A continuación se muestran los resultados obtenidos en ambas pruebas, con el prototipo de pruebas y con el prototipo final del espirómetro. La mejoría en precisión y exactitud se hace notoria en el prototipo final.

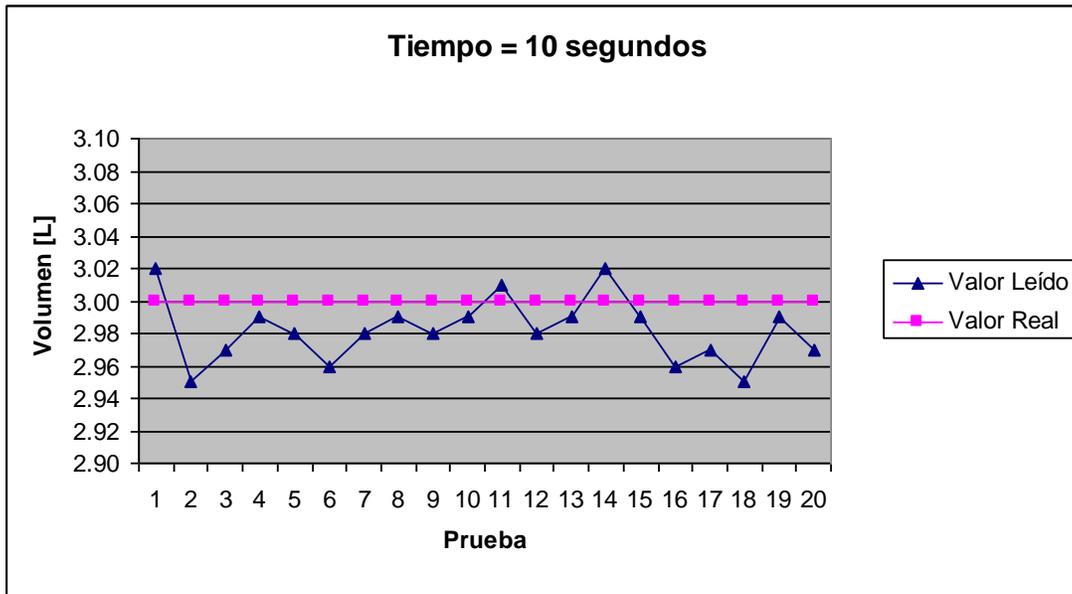
## 5.1 Valores y gráficas obtenidos con el prototipo de pruebas

PRUEBA	TIEMPO			Valor Real [L]
	5 [s]	10 [s]	15[s]	
	Valor Leído [L]	Valor Leído [L]	Valor Leído [L]	
1	3.02	3.02	2.97	3.00
2	2.96	2.95	2.98	3.00
3	2.98	2.97	3.03	3.00
4	2.99	2.99	2.93	3.00
5	2.94	2.98	2.92	3.00
6	2.96	2.96	2.98	3.00
7	2.96	2.98	2.99	3.00
8	2.97	2.99	3.01	3.00
9	2.95	2.98	2.97	3.00
10	2.96	2.99	2.95	3.00
11	2.96	3.01	2.97	3.00
12	2.98	2.98	2.98	3.00
13	2.99	2.99	3.01	3.00
14	2.97	3.02	2.98	3.00
15	3.01	2.99	2.93	3.00
16	3.03	2.96	2.98	3.00
17	3.00	2.97	3.02	3.00
18	3.00	2.95	2.98	3.00
19	3.01	2.99	3.01	3.00
20	2.98	2.97	2.97	3.00
<b>Prom.</b>	<b>2.98</b>	<b>2.98</b>	<b>2.98</b>	

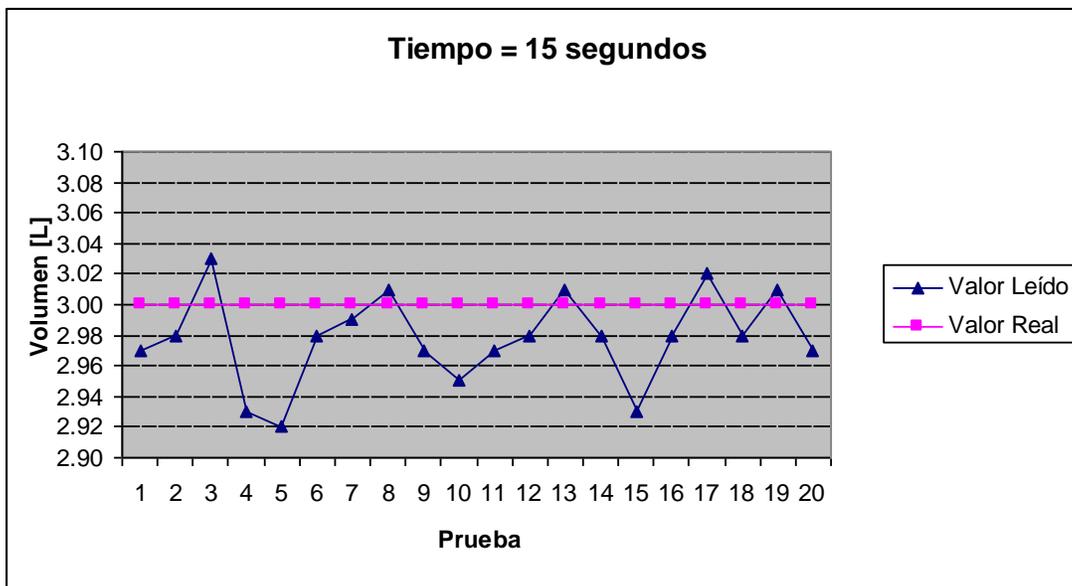
Tabla 6. Lecturas obtenidas con el prototipo de pruebas.



Gráfica 1. Valores leídos con el prototipo de pruebas en el experimento de 5 segundos.



Gráfica 2. Valores leídos con el prototipote pruebas en el experimento de 10 segundos.

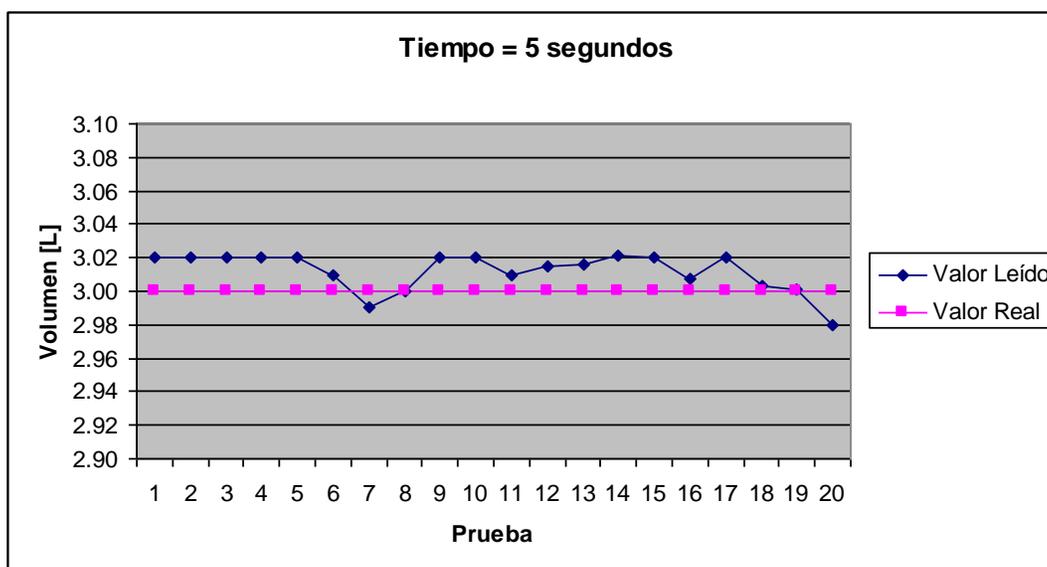


Gráfica 3. Valores leídos con el prototipote pruebas en el experimento de 15 segundos.

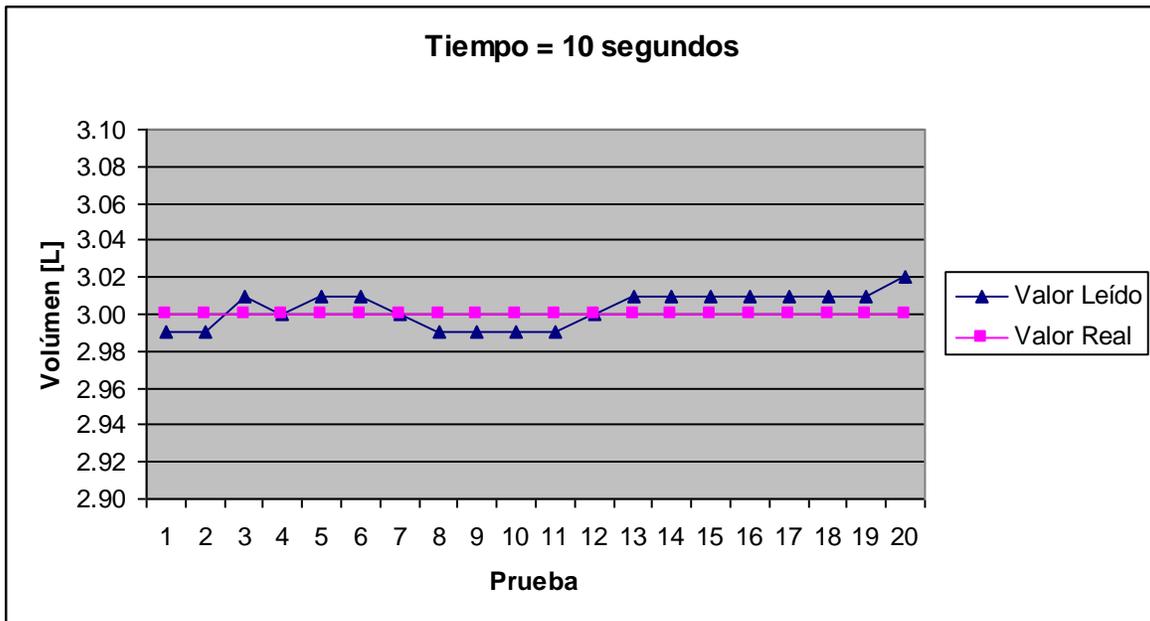
## 5. 2 Valores y gráficas obtenidos con el prototipo final del Espirómetro desarrollado

PRUEBA	TIEMPO			Valor Real [L]
	5 [s]	10 [s]	15[s]	
	Valor Leído [L]	Valor Leído [L]	Valor Leído [L]	
1	3.02	2.99	3.02	3.00
2	3.02	2.99	3.02	3.00
3	3.02	3.01	3.01	3.00
4	3.02	3.00	3.00	3.00
5	3.02	3.01	3.02	3.00
6	3.01	3.01	3.01	3.00
7	2.99	3.00	2.99	3.00
8	3.00	2.99	2.99	3.00
9	3.02	2.99	2.99	3.00
10	3.02	2.99	2.99	3.00
11	3.01	2.99	2.99	3.00
12	3.01	3.00	2.98	3.00
13	3.02	3.01	2.99	3.00
14	3.02	3.01	3.00	3.00
15	3.02	3.01	3.02	3.00
16	3.01	3.01	3.01	3.00
17	3.02	3.01	3.02	3.00
18	3.00	3.01	3.02	3.00
19	3.00	3.01	3.01	3.00
20	2.98	3.02	2.99	3.00
<b>Prom.</b>	<b>3.01</b>	<b>3.00</b>	<b>3.00</b>	

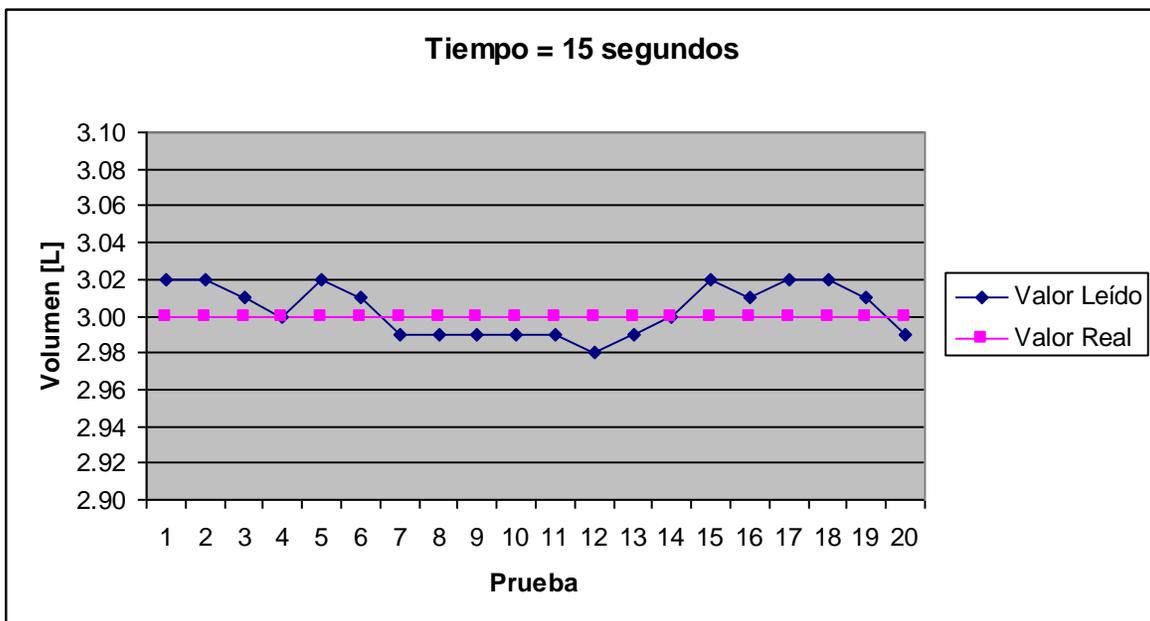
Tabla 7. Lecturas obtenidas con el diseño final del Espirómetro



Gráfica 4. Valores leídos con el prototipo final en el experimento de 5 segundos.



Gráfica 5. Valores leídos con el prototipote final en el experimento de 10 segundos.



Gráfica 6. Valores leídos con el prototipote final en el experimento de 15 segundos.

### 5.3 Interpretación de resultados

Las columnas de *tiempo* indicadas en las tablas 6 y 7 indican los segundos que tomó llevarse a cabo cada prueba, es decir, el mismo volumen de aire fue introducido al espirómetro, pero a diferentes velocidades. Esto se hizo con el fin de comparar resultados ente espiraciones rápidas y espiraciones lentas, ya que la cantidad de volumen no debe depender de la velocidad de entrada del aire. Además, uno de los criterios de diseño que establece la American Thoracic Society, indica que el espirómetro debe poder acumular aire durante al menos 10 segundos. Por lo tanto, con los datos obtenidos en las tablas 6 y 7 se observa que dicho criterio se cumple satisfactoriamente.

Ahora bien, a pesar de que a simple vista se observa en las gráficas que las mediciones hechas con el prototipo final mejoraron con respecto a las hechas con el prototipo de pruebas, para cotejar dicha mejoría se realiza una comparativa estadística entre las desviaciones estándar de ambas pruebas.

Estadísticamente, la desviación estándar,  $\sigma$ , se calcula mediante la siguiente formula:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N X_i - \mu^2}{N}} \quad (29)$$

Donde:

$N$  = número de experimentos

$\mu$  = promedio de los valores leídos

La tabla 8 muestra los valores de desviación estándar obtenidos a partir de las lecturas registradas en las tablas 6 y 7.

	Tiempo de la prueba		
	5 [s]	10 [s]	15 [s]
Prototipo de Pruebas	0.0247	0.0199	0.0297
Prototipo Final	0.0116	0.0098	0.0139

*Tabla 8. Tabla comparativa de las desviaciones estándar de las mediciones realizadas con el prototipo de pruebas y el prototipo final.*

Se observa que la desviación entre el valor patrón y los valores leídos con el prototipo final del espirómetro de flujo es significativamente más pequeña que con el prototipo de pruebas.

Ahora, con los valores obtenidos en la Tabla 7, se procede a calcular la precisión del instrumento y validar el cumplimiento o no de dicho criterio conforme a lo establecido en las normas.

Para el volumen, el valor mínimo registrado fue 2.98 [L], y el máximo valor fue 3.02 [L], por lo tanto, la precisión del instrumento es de  $\pm 20$  ml. La norma indica que, para mediciones de volumen, la precisión debe ser de  $\pm 50$  ml.

En cuanto a la señal de flujo, el Espirómetro que se desarrolló, es capaz de registrar valores que van desde los 0.01 [L/s], hasta los 10 [L/s].

Teniendo en cuenta estos resultados, se concluye que los criterios de resolución y de precisión establecidos en las normas y en las recomendaciones técnicas y de funcionamiento mostradas en la tabla 3 contenida en el capítulo IV, se cumplen satisfactoriamente con el prototipo final del espirómetro de flujo que fue desarrollado.

## CONCLUSIONES

La respiración es uno de los procesos biofísicos más importantes que sucede en los seres vivos, ya que gracias a éste se oxigenan las células y se elimina dióxido de carbono hacia la atmósfera. Por lo tanto, que el sistema respiratorio se encuentre sano es de vital importancia para el correcto funcionamiento del cuerpo humano.

Las enfermedades de carácter respiratorio tales como el asma, rinitis alérgica y otros desórdenes respiratorios permanentes afectan a más de 400 millones de personas alrededor del mundo. Tal motivo obliga a las entidades del sector salud a contar con equipos médicos que detecten y prevengan este tipo de padecimientos.

El espirómetro es uno de los equipos más utilizado en la detección de anomalías del sistema respiratorio. Sin embargo, uno de los obstáculos más importantes a los que se enfrenta el sistema hospitalario y clínico a nivel nacional, es que los equipos de espirometría con los que cuentan son importados, con costos de adquisición y mantenimiento elevados.

Con este trabajo, se logra mostrar que diseñar, desarrollar e implementar un espirómetro de flujo, construido a partir de dispositivos de bajo costo y fácil adquisición en el mercado nacional, es posible. Parte importante en la realización de un proyecto de este tipo es que, desde el punto de vista tecnológico, se logró construir un instrumento de medición exacto, de costo accesible, de fácil reparación y mantenimiento, y que proporciona información básica para que, con ayuda de un especialista, se logre monitorear el estado de salud de las vías respiratorias de un paciente.

El espirómetro de flujo realizado puede ser un auxiliar en la prevención y el diagnóstico temprano de enfermedades respiratorias. Para su desarrollo fue

necesario realizar un estudio detallado de la espirometría, con el fin de conocer el proceso para implementar un espirómetro de flujo electrónico que cumpliera con las Normas Internacionales.

Uno de los primeros criterios normativos que se cumplió, fue que el espirómetro no se viera afectado por condiciones ambientales tales como la presión atmosférica. La independencia a la presión atmosférica se consiguió al colocar, en la etapa de sensado, un transductor de flujo y un sensor de presión diferencial. La adecuada elección de estos sensores fue uno de los principales inconvenientes a los que me enfrenté durante el desarrollo de este proyecto. Con respecto al transductor de flujo, el problema sustancial se debió a que la mayoría de compañías que se dedican a la importación y/o distribución de estos sensores, generalmente no los venden al menudeo o a particulares, sumado al hecho de que este dispositivo representó la parte más costosa del espirómetro. Finalmente, la compra del transductor de flujo se pudo realizar vía la empresa Mastertec, S. A. de C. V. la cual distribuye equipo medico *Collins*. En cuanto al sensor de presión diferencial, después de contar con una amplia lista de posibles sensores a utilizar, se eligió uno de la marca Novasensor debido a que, además de estar diseñado para implementaciones en equipos médicos como respiradores y monitores de flujo aéreo, su costo es bastante accesible en comparación con otros sensores del mismo tipo.

Una de las características más importantes en la elección del sensor es el rango de medición de la señal de interés. El sensor elegido mide presiones diferenciales en el rango de 0 – 10 [inch H<sub>2</sub>O]. Si bien este rango es un poco sobrado para medir las presiones producidas durante la espiración pulmonar, tomando en cuenta que al realizar una espiración forzada se alcanzan, como máximo, presiones de hasta 4 [inch H<sub>2</sub>O], este exceso en el rango de medición no representó ningún inconveniente para el desarrollo del proyecto.

Con los resultados obtenidos y mostrados en el capítulo V se logró demostrar que el espirómetro de flujo construido cumple también con los criterios de linealidad, precisión y exactitud establecidos por la ATS con respecto a los parámetros de flujo y volumen de aire espirado.

El espirómetro de flujo desarrollado en este trabajo cumple con los parámetros básicos de medición de un espirómetro comercial, lo cual puede favorecer e impulsar el uso de la espirometría en nuestro país como método de detección y monitoreo del estado de salud de las vías respiratorias, facilitando la adquisición de este tipo de equipos de bajo costo a hospitales y clínicas nacionales. Sin embargo, si se desea realizar un espirómetro equivalente a uno comercial, con el cual se pueda tener un diagnóstico espirométrico completo, harían falta algunas mejoras que podrían realizarse en trabajos posteriores.

Por lo tanto, si se pretende optimizar este diseño a futuro, se deberá trabajar sobre las siguientes cuestiones: contar con una interfaz espirómetro-computadora por medio del protocolo USB, con el fin de observar el trazado en tiempo real de las gráficas Volumen-Flujo y Flujo-Tiempo del aire espirado, además de poder obtener otros parámetro espirométricos especializados, que no se incluyen en este trabajo, como el Volumen Espiratorio Forzado en 1 segundo (VEF1), el Flujo Espiratorio Forzado medido durante la mitad central de la Capacidad Vital Forzada (FEF25-75) y el Flujo Pico Espiratorio Forzado (PEF); que el sistema pueda ser alimentado por medio de baterías para con esto hacer el espirómetro totalmente portátil; implementar un programa de autocalibración y compensación de offset por medio de software, ya que en este trabajo esto se hizo de manera manual, además de incluir valores de referencia normales que fueran comparados con las mediciones realizadas para con esto poder mandar avisos o alertas a la computadora cuando los resultados estén fuera de los parámetros estándares; y por último, reducir lo más posible el tamaño de la tarjeta del circuito impreso, así

como el gabinete del espirómetro, para hacerlo competitivo con respecto a la robustez de los espirómetros comerciales.

## REFERENCIAS

### Libros

- [1] Aston, Richard; *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*; Merrill, Columbus Ohio, 1990.
- [2] Bronzino, Joseph D; *Biomedical Engineering and Instrumentation: basic concepts and applications*; PWS Engineering, Boston, 1986.
- [3] Pierce, Rob; Johns, David P; *Spirometry Handbook. The measurement and interpretation of ventilatory function in clinical practice*; McGraw-Hill, Australia, 2007.
- [4] Profio, A. Edward; *Biomedica Engineering*; Wiley, Nueva York, 1993.
- [5] Savant, C. J.; *Diseño electrónico.; circuitos y sistemas*; Pearson Educación, México, 2000.
- [6] Webster, Jhon G.; *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*; Vol. 4, Wiley, Nueva York, 1998.
- [7] Webster, Jhon G.; *Medical Instrumentation: application and Design*; Wiley, Nueva York, 1998.

### Artículos

- [8] American Thoracic Society; *Standardization of Spirometry 1994 update*; Medical Section of the American Lung Association. Journal of Respir. Crit. Care Med. Vol. 152, 1995 pp. 1107-1136.
- [9] Ashby, Ignacio; *Sensores para estudio de Mecánica Ventilatoria*; XV Seminario de Ing. Biomédica 2006. Fac. de Medicina e Ingeniería. Universidad de la República. Montevideo, Uruguay
- [10] Lucerna, Pablo; *Transductores de Presión y Flujo*; XIII Seminario de Ing. Biomédica 2004. Fac. de Medicina e Ingeniería. Universidad de la República. Montevideo, Uruguay.
- [11] N. Toledo, J. De la Peña, H. Yur, J. Folgueras; *Calibración de Transductores y Sensores de Presión Diferencial*; Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica. Mayo 23 al 25, 2001. La Habana, Cuba
- [12] N. Toledo, J. De la Peña, H. Yur, J. Folgueras; *La Espirometría como herramienta de diagnóstico*; Instituto Central de Investigación Digital (ICID), La Habana, Cuba.
- [13] Quintana, Sergio; *Propuesta de diseño de un pneumotacógrafo*; CCADET, UNAM.

### Medios electrónicos

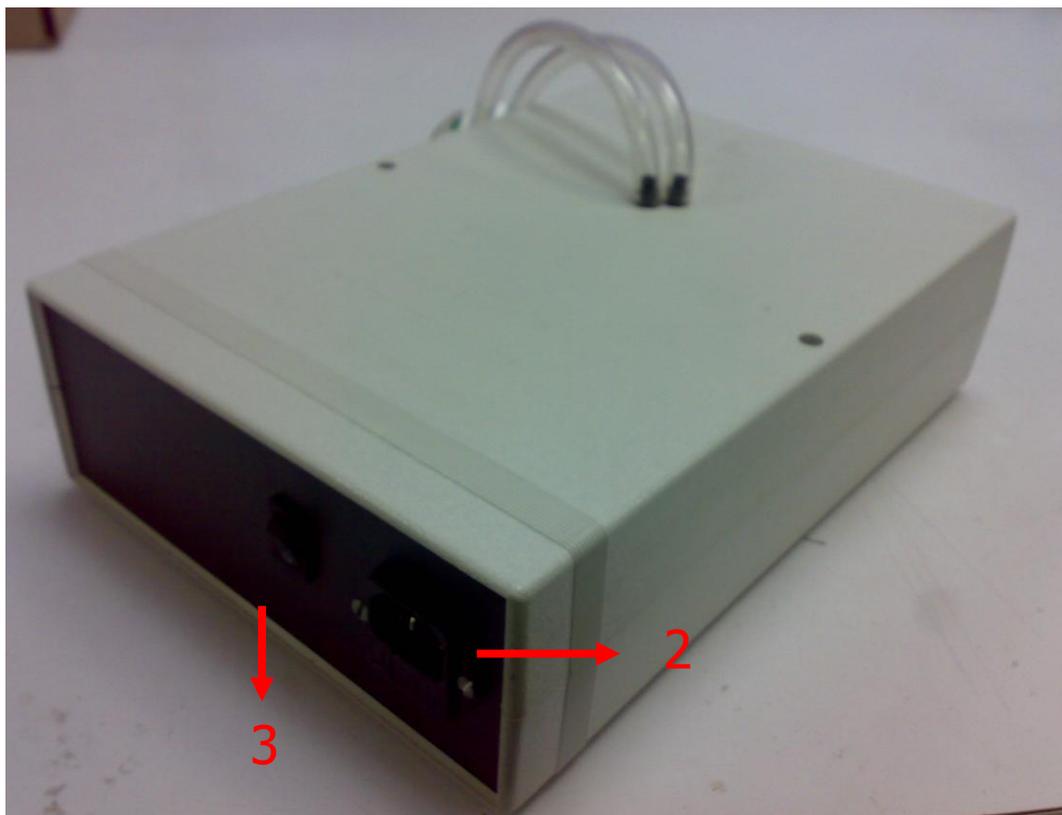
- [14] Rodríguez, Natalia. *Clasificación del flujo* [en línea]. Colombia "Escuela de Ingeniería de Antioquia" <<http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/conceptosbasicosmfluidos/flujolaminar/flujolaminar.html>> [Consulta: Agosto 2009]

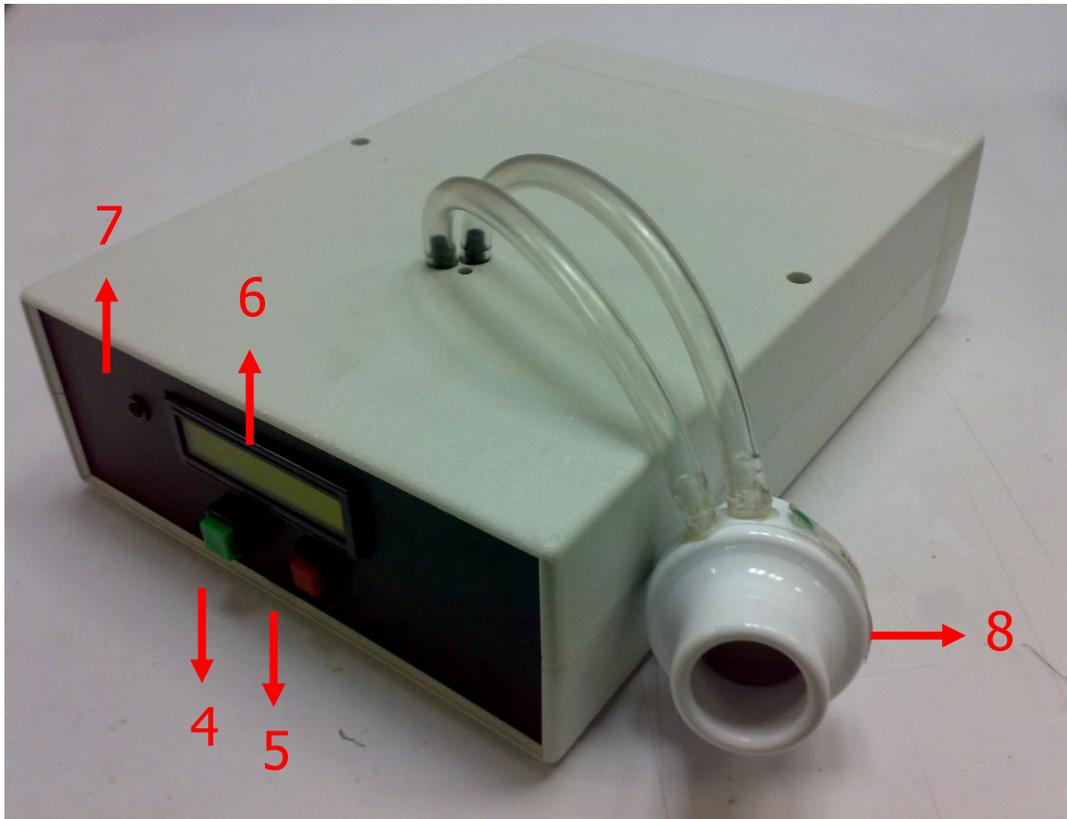
- [15] Canet Panadés, Sonia. *Sistema respiratorio, mecánica de la respiración* [en línea]. Valencia, 14 mayo 2008, "Universidad de Valencia, Facultad de Medicina y Odontología"  
<<http://mural.uv.es/socape/>> [Consulta: Junio 2009]
- [16] EFE, *La OMS en guerra contra enfermedades respiratorias* [en línea]  
<[http://www.salud.com/secciones/salud\\_general.asp?contenido=96952](http://www.salud.com/secciones/salud_general.asp?contenido=96952)>  
[Consulta: Diciembre 2009]
- [17] Gutiérrez C., Mónica. *Espirometría: manual de procedimientos*. [en línea] Chile, 2006  
"Sociedad Chilena de enfermedades respiratorias"  
<<http://www.scielo.cl/pdf/rcher/v23n1/art05.pdf>> [Consulta: Diciembre 2009]
- [18] Merck Sharp & Dhome . *Capítulo 32: Pruebas para el diagnóstico de las enfermedades pulmonares y de las vías respiratorias* [en línea]. Madrid, España, marzo 2005, "Manual Merck de información médica para el hogar. Sección 4: trastornos del aparato respiratorio"  
<[http://www.msd.es/publicaciones/mmerck\\_hogar/seccion\\_04/seccion\\_04\\_032.html](http://www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_04/seccion_04_032.html)>  
[Consulta: Abril 2010]

## APÉNDICE A

### MANUAL DE USUARIO

#### A. 1 COMPONENTES DEL ESPIRÓMETRO DE FLUJO





1. Cable de alimentación.
2. Alimentación.
3. Interruptor de encendido.
4. Botón de inicio/fin de la prueba.
5. Botón de reset.
6. Display.
7. Led indicador del estado de la prueba.
8. Transductor de flujo -*Neumotacógrafo*-

## A. 2 PROCEDIMIENTO DE FUNCIONAMIENTO

1. Para alimentar el espirómetro, primero es necesario conectarlo mediante un cable de alimentación (1), de la línea eléctrica de 120 [V<sub>AC</sub>] hacia el conector del espirómetro (2). Paso seguido, para iniciar el funcionamiento del mismo, se activa el interruptor de encendido (3).

2. En este momento, la pantalla del display (6) mostrará la leyenda "sin señal", y el led indicador del estado de la prueba (7) permanecerá intermitente.
  
3. Antes de comenzar la prueba espirométrica, se coloca una boquilla desechable en el neumotacógrafo (8), en el lado que está marcado con la leyenda "*patien side*". Para comenzar la prueba, se presiona por unos instantes el botón de reset *-botón rojo-* (5) para volver a condiciones iniciales al integrador del espirómetro, después se presiona el botón de inicio/fin de la prueba *-botón verde-* (4). En este momento el display mostrará dos leyendas: en la primera línea se leerá el Volumen de aire espirado por el paciente, medido en litros [L], y en la segunda línea se leerá la velocidad de salida del Flujo aéreo, medido en litros/segundo [L/S]. Ambas variables deberán marcar 0.00. Así mismo, el led indicador del estado de la prueba (7) permanecerá encendido. Esto indica que el espirómetro esta listo para su realizar su función.
  
4. Se indica al paciente que haga una inhalación profunda, mientras toma el neumotacógrafo en sus manos. Antes de espirar, introduce la boquilla desechable a su boca y sopla hasta que parezca que no sale más aire de los pulmones. En el display se leerá la cantidad de volumen de aire que desalojó el paciente en la prueba. Después, para realizar una segunda prueba, se presiona nuevamente por unos instantes el botón de reset *-botón rojo-*, para que las medidas vuelven a su estado inicial, es decir, el display marcará 0.00 en ambas variables. Para seguir con la recolección de datos, se repite el paso 4 las veces que sea necesario según las medidas que se deseen tomar.
  
5. Para finalizar la prueba, se presiona nuevamente el botón de inicio/fin de la prueba *-botón verde-*. El display volverá a mostrar la leyenda "sin señal" y el led volverá a un estado intermitente.

**APÉNDICE B****PROGRAMA PARA LA CONVERSIÓN ANALÓGICO-DIGITAL Y DESPLIEGUE DE DATOS EMPLEANDO UN MICROCONTROLADOR PIC16F877**

```
#include <16F877.h>
#device ADC=10
#fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NOPUT,NOBROWNOUT,NOCPD,WRT
#use delay(clock=20000000)
#include <lcd.c>
int k;
long v;
long f;
float vol;
float flu;
float const resoluc=5.0/1024.0;
float const c=0.14;

void lectura_ad0(void)
{
    setup_adc_ports(RA0_ANALOG);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    output_high(PIN_B1);
    set_adc_channel(0);
    delay_us(10);
    v=read_adc();
    vol=v*resoluc*2;
    lcd_gotoxy(1,1);
    printf(lcd_putc,"Volumen=%1.2f[L]", vol);
    delay_ms(50);
}

void lectura_ad1(void)
{
    setup_adc_ports(RA0_ANALOG);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    output_high(PIN_B1);
    set_adc_channel(1);
    delay_us(10);
    f=read_adc();
    flu=(f*resoluc*2)-c;
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc,"Flujo=%1.2f[L/S]", flu);
    delay_ms(50);
}
```

```

void determina ()
{
    if (input(PIN_A2))
        k=1;
    else
        k=2;
}

void main()
{
    set_tris_b(0xff);
    set_tris_a(0xff);
    lcd_init();

    while(1)
    {
        determina();
        switch (k)
        {
            case 1:
                lectura_ad0();
                lectura_ad1();
                break;

            case 2:
                lcd_putc("\fSIN SEÑAL\n");
                output_high(PIN_B1);
                delay_ms(500);
                output_low(PIN_B1);
                delay_ms(500);
                break;
        }
    }
}

```

# APÉNDICE C

## HOJAS DE DATOS COMPONENTES ELECTRÓNICOS



### Product Data Sheet

GE NovaSensor

## NPC-1210 Series

Low Pressure



#### Description

The NPC-1210 low pressure series of solid state pressure sensors are designed to provide the same cost effective solution as NovaSensor®'s other NPC-1210 pressure ranges. Packaged in a dual-in-line configuration, this NPC-1210 series is intended for printed circuit board mounting. Optional pressure port and lead configurations give superior flexibility in low profile applications where pressure connection orientation is critical.

The NPC-1210 series is based on NovaSensor®'s advanced SenStable® piezoresistive sensing technology. Silicon micromachining techniques are used to ion implant piezoresistive strain gages into a Wheatstone bridge configuration. The NPC-1210 offers the added advantage of superior temperature performance over the temperature compensated range of 0°C to +60°C. A gain set resistor is included to provide field interchangeability. The low pressure NPC-1210 series is available in pressure ranges from 0 to 10 inches of water to 0 to 1 psi.

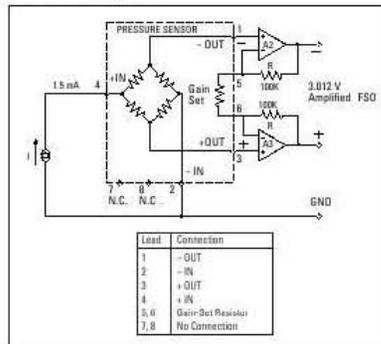
#### Features

- ±0.5% static accuracy
- Interchangeable
- Temperature compensated 0°C to 60°C
- PCB mountable package
- DIP package
- Solid state reliability
- Individual device traceability

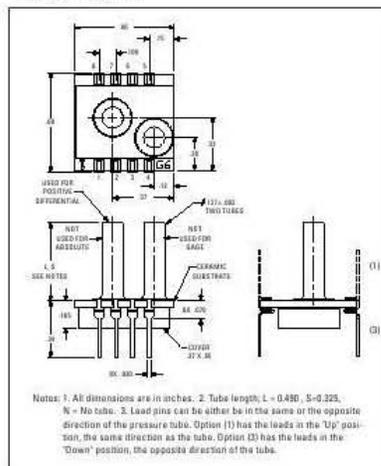
#### Applications

- Ventilation
- Air flow monitors
- Process control
- Respirators
- Medical equipment

#### Schematic Diagram



#### Package Diagram



#### Pressure Ranges

- Gauge and differential  
10 inch H2O, 1 psi

**NPC-1210 Series  
Low Pressure**

**Specifications**

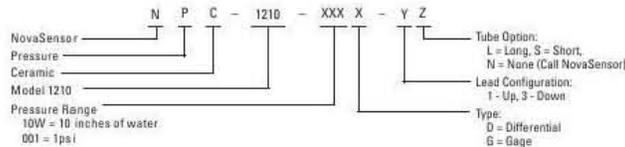
Parameter	Value	Units	Notes
<b>Environmental</b>			
Temperature Range			
Operating	-40 to +125	°C	-40 to +257°F
Compensated	0 to +60	°C	+32 to +140°F
Storage	-55 to +150	°C	-67 to +302°F

<b>Mechanical</b>			
Weight	2.5	grams	
Media Compatibility			
Positive differential and gage ports	Compatible with exposed materials		6
Negative differential ports	Dry gases only		

Parameter (Note 1)	Units	Min.	Typ.	Max.	Notes
<b>Performance Parameters</b>					
Full Scale Output (FSO) 10 inch	mV	25	50	70	2, 3
Full Scale Output (FSO) 1psi	mV	50	75	110	2, 3
Zero Pressure Output	mV	-2	—	2	3
Linearity	% FSO	-0.5	—	0.5	4
Pressure Hysteresis	% FSO	-0.1	—	0.1	
Input Impedance	Ω	2500	4000	6000	
Output Impedance	Ω	4000	5000	6000	
Thermal Accuracy—Span	% FSO	-1.0	—	1.0	3, 5
Thermal Accuracy—Zero	% FSO	-1.25	—	1.25	3, 5
Temperature Coefficient—Resistance	%/°C	—	0.22	—	5
Thermal Hysteresis—Zero	±% FSO	—	0.1	—	5
Pressure Overload	psi	5	—	—	
Stability	μV/V	—	5	—	6

Notes: 1. Supply current = 1.5mA and ambient temperature = 25°C, unless otherwise noted. 2. Output span of unamplified sensor.  
 3. Compensation resistors are an integral part of the sensor package; no additional external resistors are required. Pins 7 and 8 must be kept open. The NPC-1210 is interchangeable only when used with the gain set resistor shown in the Schematic Diagram. Maximum gain-set resistor mismatch is 2%. 4. Best fit straight line. 5. Temperature range 0-60°C, reference to 25°C. 6. Exposed materials are ceramic, silicon, epoxy, RTV and stainless steel.

**Ordering Information**



**GE NovaSensor**

GE Novasensor, Inc.  
 1055 Mission Court,  
 Fremont, California 94539  
 www.novasensor.com  
 Toll Free: 800-962-7364  
 Tel: 510-661-6000  
 Fax: 510-770-0645



**Sales Terms:**  
 NovaSensor standard sales terms apply.  
 Prices and specifications are subject to change without notice.

**Warranty:**  
 NovaSensor warrants its products against defects in material and workmanship for 12 months from the date of shipment. Products not subjected to misuse will be repaired or replaced. NovaSensor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. NovaSensor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular application, nor does NovaSensor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit and specifically disclaims and all liability without limitation consequential or incidental damages. The foregoing warranties are exclusive and in lieu of all other warranties, whether written, oral, implied or statutory. NO IMPLIED STATUS OR WARRANTY OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR PARTICULAR PURPOSE SHALL APPLY.

SM0049 Rev B 04/03



# Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

## AD620

**FEATURES**

**EASY TO USE**

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)  
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs  
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging  
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

**EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")**

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage  
0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift  
1.0 nA max, Input Bias Current  
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

**LOW NOISE**

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise  
0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

**EXCELLENT AC SPECIFICATIONS**

120 kHz Bandwidth (G = 100)  
15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

**APPLICATIONS**

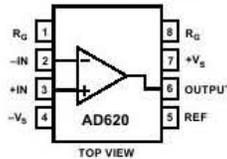
- Weigh Scales
- ECG and Medical Instrumentation
- Transducer Interface
- Data Acquisition Systems
- Industrial Process Controls
- Battery Powered and Portable Equipment

**PRODUCT DESCRIPTION**

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

**CONNECTION DIAGRAM**

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super $\beta$  processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

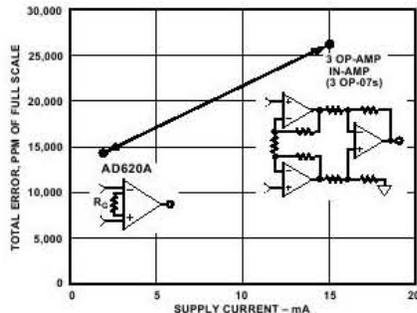


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

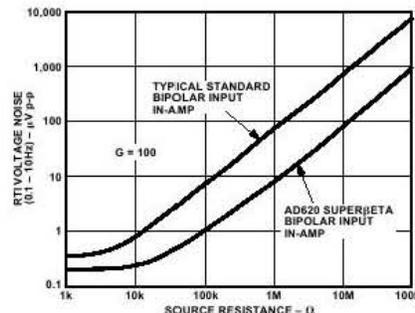


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

**REV. E**

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



January 2003

## LM2940/LM2940C 1A Low Dropout Regulator

### General Description

The LM2940/LM2940C positive voltage regulator features the ability to source 1A of output current with a dropout voltage of typically 0.5V and a maximum of 1V over the entire temperature range. Furthermore, a quiescent current reduction circuit has been included which reduces the ground current when the differential between the input voltage and the output voltage exceeds approximately 3V. The quiescent current with 1A of output current and an input-output differential of 5V is therefore only 30 mA. Higher quiescent currents only exist when the regulator is in the dropout mode ( $V_{IN} - V_{OUT} \leq 3V$ ).

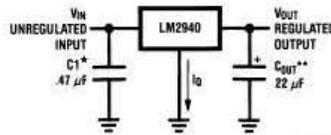
Designed also for vehicular applications, the LM2940/LM2940C and all regulated circuitry are protected from reverse battery installations or 2-battery jumps. During line transients, such as load dump when the input voltage can

momentarily exceed the specified maximum operating voltage, the regulator will automatically shut down to protect both the internal circuits and the load. The LM2940/LM2940C cannot be harmed by temporary mirror-image insertion. Familiar regulator features such as short circuit and thermal overload protection are also provided.

### Features

- Dropout voltage typically 0.5V @ $I_O = 1A$
- Output current in excess of 1A
- Output voltage trimmed before assembly
- Reverse battery protection
- Internal short-circuit current limit
- Mirror image insertion protection
- P+ Product Enhancement tested

### Typical Application



\*Required if regulator is located far from power supply filter.

\*\* $C_{OUT}$  must be at least 22  $\mu F$  to maintain stability. May be increased without bound to maintain regulation during transients. Locate as close as possible to the regulator. This capacitor must be rated over the same operating temperature range as the regulator and the ESR is critical; see curve.

### Ordering Information

Temperature Range	Output Voltage						Package
	5.0	8.0	9.0	10	12	15	
$0^\circ C \leq T_J \leq 125^\circ C$	LM2940CT-5.0		LM2940CT-9.0		LM2940CT-12	LM2940CT-15	TO-220
	LM2940CS-5.0		LM2940CS-9.0		LM2940CS-12	LM2940CS-15	TO-263
$-40^\circ C \leq T_J \leq 125^\circ C$	LM2940LD-5.0	LM2940LD-8.0	LM2940LD-9.0	LM2940LD-10	LM2940LD-12	LM2940LD-15	LLP 1k Units Tape and Reel
	LM2940LDX-5.0	LM2940LDX-8.0	LM2940LDX-9.0	LM2940LDX-10	LM2940LDX-12	LM2940LDX-15	LLP 4.5k Units Tape and Reel
$-40^\circ C \leq T_J \leq 125^\circ C$	LM2940T-5.0	LM2940T-8.0	LM2940T-9.0	LM2940T-10	LM2940T-12		TO-220
	LM2940S-5.0	LM2940S-8.0	LM2940S-9.0	LM2940S-10	LM2940S-12		TO-263
$-40^\circ C \leq T_J \leq 85^\circ C$	LM2940IMP-5.0	LM2940IMP-8.0	LM2940IMP-9.0	LM2940IMP-10	LM2940IMP-12	LM2940IMP-15	SOT-223
	LM2940IMPX-5.0	LM2940IMPX-8.0	LM2940IMPX-9.0	LM2940IMPX-10	LM2940IMPX-12	LM2940IMPX-15	SOT-223 in Tape and Reel
SOT-223 Package Marking	L53B	L54B	L0EB	L55B	L56B	L70B	

The physical size of the SOT-223 is too small to contain the full device part number. The package markings indicated are what will appear on the actual device.



June 1999

LM2990 Negative Low Dropout Regulator

## LM2990 Negative Low Dropout Regulator

### General Description

The LM2990 is a three-terminal, low dropout, 1 ampere negative voltage regulator available with fixed output voltages of -5, -5.2, -12, and -15V.

The LM2990 uses new circuit design techniques to provide low dropout and low quiescent current. The dropout voltage at 1A load current is typically 0.6V and a guaranteed worst-case maximum of 1V over the entire operating temperature range. The quiescent current is typically 1 mA with 1A load current and an input-output voltage differential greater than 3V. A unique circuit design of the internal bias supply limits the quiescent current to only 9 mA (typical) when the regulator is in the dropout mode ( $V_{OUT} - V_{IN} \leq 3V$ ). Output voltage accuracy is guaranteed to  $\pm 5\%$  over load, and temperature extremes.

The LM2990 is short-circuit proof, and thermal shutdown includes hysteresis to enhance the reliability of the device when overloaded for an extended period of time. The

LM2990 is available in a 3-lead TO-220 package and is rated for operation over the automotive temperature range of -40°C to +125°C.

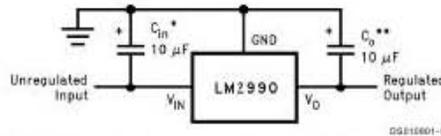
### Features

- 5% output accuracy over entire operating range
- Output current in excess of 1A
- Dropout voltage typically 0.6V at 1A load
- Low quiescent current
- Internal short circuit current limit
- Internal thermal shutdown with hysteresis
- Functional complement to the LM2940 series

### Applications

- Post switcher regulator
- Local, on-card, regulation
- Battery operated equipment

### Typical Application



\*Required if the regulator is located further than 6 inches from the power supply filter capacitors. A 1 µF solid tantalum or a 10 µF aluminum electrolytic capacitor is recommended.

\*\*Required for stability. Must be at least a 10 µF aluminum electrolytic or a 1 µF solid tantalum to maintain stability. May be increased without bound to maintain regulation during transients. Locate the capacitor as close as possible to the regulator. The equivalent series resistance (ESR) is critical, and should be less than 10Ω over the same operating temperature range as the regulator.

### Ordering Information and Connection Diagrams

Temperature Range	Output Voltage				Package
	-5.0	-5.2	-12	-15	
-40°C to +125°C	LM2990T-5.0	LM2990T-5.2	LM2990T-12	LM2990T-15	TO-220
	LM2990S-5.0		LM2990S-12	LM2990S-15	TO-263
-55°C to +125°C	LM2990J-5.0-QML 5962-9571101QEA		LM2990J-12-QML 5962-9571001QEA	LM2990J-15-QML 5962-9570901QEA	J16A
	LM2990WG5.0-QML 5962-9571101QXA				WG16A



www.fairchildsemi.com

# MC78XX/LM78XX/MC78XXA

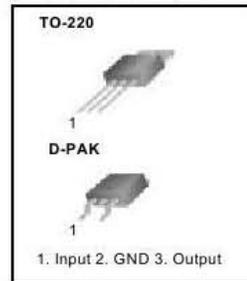
## 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator

### Features

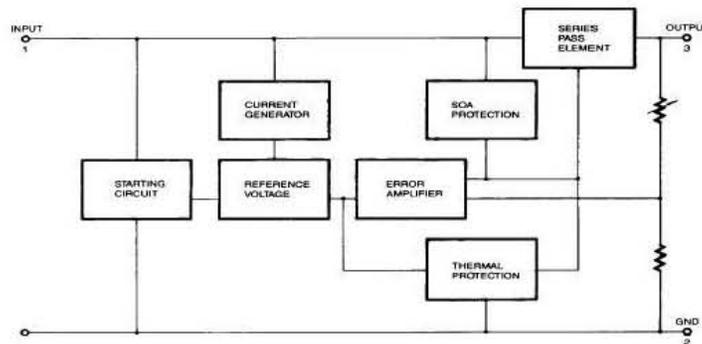
- Output Current up to 1A
- Output Voltages of 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 24V
- Thermal Overload Protection
- Short Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area Protection

### Description

The MC78XX/LM78XX/MC78XXA series of three terminal positive regulators are available in the TO-220/D-PAK package and with several fixed output voltages, making them useful in a wide range of applications. Each type employs internal current limiting, thermal shut down and safe operating area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

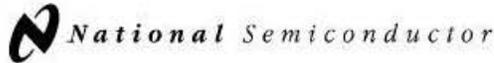


### Internal Block Diagram



Rev. 1.0.1

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation



November 1994

## TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

### General Description

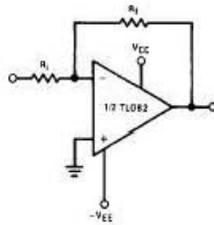
These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The TL082 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and most LM358 designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

### Features

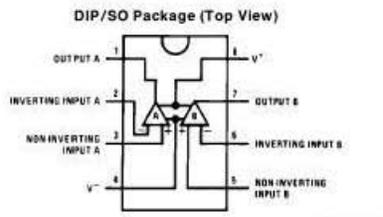
- Internally trimmed offset voltage 15 mV
- Low input bias current 50 pA
- Low input noise voltage 16nV/√ Hz
- Low input noise current 0.01 pA/√ Hz
- Wide gain bandwidth 4 MHz
- High slew rate 13 V/μs
- Low supply current 3.6 mA
- High input impedance 10<sup>12</sup>Ω
- Low total harmonic distortion  $A_V = 10$ ,  $R_L = 10k$ ,  $V_O = 20 V_p - p$ ,  $BW = 20 Hz - 20 kHz$  < 0.02%
- Low 1/f noise corner 50 Hz
- Fast settling time to 0.01% 2 μs

### Typical Connection



TL/H/8357-1

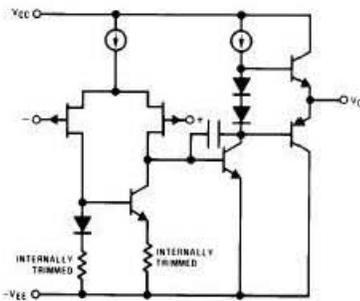
### Connection Diagram



TL/H/8357-3

Order Number TL082CM or TL082CP  
See NS Package Number M08A or N08E

### Simplified Schematic



TL/H/8357-2

BI-FET II™ is a trademark of National Semiconductor Corp.

© 1995 National Semiconductor Corporation TL/H/8357

F/RD-830M115/Printed in U. S. A.

TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier