



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**“CONSTRUCCIÓN DE UN ESPIRÓMETRO
ELECTRÓNICO DIGITAL POR MEDIO DE UNA
INTERFAZ EN LABVIEW.”.**

TESIS DE GRADO

**PREVIA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN.**

PRESENTADO POR:

SILVIA DOLORES ADRIANO AMAGUAYA

RIOBAMBA - ECUADOR

2010

A Dios por ser mi fuente de fortaleza en todo momento.

A mis padres y familia, porque gracias a su esfuerzo, apoyo incondicional, amor y paciencia he logrado alcanzar mi meta, a mi tutor de Tesis por transmitir su forma práctica de resolver los problemas y darme solución a los mismos. Y todos aquellos que de alguna u otra forma nos ayudaron a conseguir este logro.

El presente trabajo de titulación está dedicado a mi familia que con su esfuerzo he logrado cumplir mis sueños y metas. A mis hermanos, a quienes les deseo los mejores éxitos en la finalización de su vida académica.

NOMBRE

FIRMA

FECHA

**Dr. Ms.c. Romeo Rodríguez
DECANO DE LA FACULTAD
DE INFORMÁTICA Y
ELECTRÓNICA**

.....

.....

**Ing. Paúl Romero
DIRECTOR DE LA
ESCUELA DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA.**

.....

.....

**Ing. Hugo Moreno
DIRECTOR DE TESIS**

.....

.....

**Ing. William Calvopiña
MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

.....

.....

**Lcdo. Carlos Rodríguez
DIRECTOR DPTO.
DOCUMENTACION**

.....

.....

NOTA DE LA TESIS

.....

“Yo, **SILVIA DOLORES ADRIANO AMAGUAYA** soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta Tesis de Grado, y el patrimonio intelectual de la misma pertenecen a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo”

Silvia Dolores Adriano Amaguaya

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

PTM	Pneumotachometer, resistencia neumática
FVC	Capacidad vital forzada
FEV1	Volumen espiratorio forzado en el primer segundo
NI	National Instruments
USB	Universal Serial Bus
TCPS	Temperatura del cuerpo, presión ambiental, y saturación del vapor de agua
VC	Volumen Corriente o Volumen Tidal
VIR	Volumen Inspiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Inspiratoria
VER	Volumen Espiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Espiratoria
VR	Volumen Residual
CPT	Capacidad Pulmonar Total
CV	Capacidad Vital
CI	Capacidad Inspiratoria
CRF	Capacidad Residual Funcional
PTF	Pulmonar Test Function
PFV	Prueba Funcional Ventilatoria
PEF	Flujo espiratorio pico
FEF	Flujo espiratorio forzado
CVF	Capacidad vital forzada
ATS	Sociedad Americana del Tórax
AARC	Asociación Americana de cuidado Respiratorio
ERC	Comité Respiratorio Europeo
OSHA	Administración de Salud y Seguridad Ocupacional
NIOSH	Instituto Nacional para la Salud y Seguridad Ocupacional
A/D	Analógico a Digital
DAQ	Acquired Data with Queues
RGB	Red, Green, Blue

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO I: GENERALIDADES

1.1 ANTECEDENTES	16
1.2. JUSTIFICACIÓN	18
1.3. OBJETIVOS.....	19
1.3.1 Objetivo General.....	19
1.3.2 Objetivos Específicos	19

CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 EL SISTEMA RESPIRATORIO	20
2.1.1 Volúmenes y capacidades pulmonares.	21
2.1.2 Evaluación del funcionamiento ventilatorio.....	24
2.1.3 Espirometría	25
2.2 INTERPRETACIÓN DE LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA.....	27
2.2.1 Patrón Normal	27
2.2.2 Patrón Obstructivo.....	28
2.2.3 Patrón Restrictivo	29
2.2.4 Patrón Mixto	30
2.3 CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRÍA.....	34
2.4 LIMITACIONES DE LA ESPIROMETRÍA.....	34
2.5 REQUERIMIENTOS GENERALES DEL DISEÑO DE ESPIRÓMETROS .	35
2.5.1 Requerimientos del usuario de un Espirómetro.....	36
2.5.2 Calibración.....	36
2.6 LEYES FÍSICAS Y FUNCIONAMIENTO DEL SIST. RESPIRATORIO.....	38
2.6.1 Flujo Laminar y Turbulento en la Respiración	39
2.6.2 Número de Reynolds.....	40
2.6.3 Ley de Poiseuille	42

CAPÍTULO III: MEDICIONES DE FLUJO

3.1 INTRODUCCIÓN	48
3.2 NEUMOTACOGRAFOS.....	50
3.3 REQUERIMIENTOS CONSTRUCCIÓN DE NEUMOTACÓGRAFOS	53
3.4 GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS.....	55

CAPÍTULO IV: CONSTRUCCION DEL ESPIROMETRO.

4.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.....	57
4.2 PARTES DEL SISTEMA	57
4.2.1 Estructura Mecánica	58
4.2.2 Diseño Electrónico.....	62
4.2.3 Procesamiento de la Señal realizado en Labview	67

CAPÍTULO V: PRUEBAS Y ANÁLISIS.

5.1 FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA.....	78
5.2 COMPARACION DE ESPIROGRAMAS	80

CONCLUSIONES.

RESUMEN.

SUMMARY.

ANEXOS.

BIBLIOGRAFÍA.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura II.1	Elementos del aparato respiratorio.....	21
Figura II.2.	Espiograma del ciclo respiratorio con cap. y vol.estándar	22
Figura II.3.	FVC y FEV ₁ en una curva normal volumen-tiempo	27
Figura II.5.	Patron normal y Obstructivo en una curva volumen-tiempo.....	28
Figura II.6.	Patron normal y Obstructivo en una curva flujo- volumen	29
Figura II.7.	Patrón normal y Restrictivo en una curva volumen-tiempo	30
Figura II.8.	Patrón normal y Restrictivo en una curva flujo - volumen	30
Figura II.9.	Patrón Normal y Mixto en una curva volumen-tiempo.....	31
Figura II.10.	Patrón Normal y Mixto en una curva flujo - volumen.....	31
Figura II.11.	Diagrama De Evaluación Espirométrica.....	33
Figura II.12.	Vectores de velocidad de un flujo laminar.....	43
Figura III.13	Flujómetros por medición de presión diferencial	49
Figura III.14	PTM de Turbina con Excitación en RF.....	50
Figura III.15	PTM con a) 1Tx ultrasónico y 2 Rx, b)1Tx ultrasónico y 1 Rx....	52
Figura III.16	Neumotacógrafo de Resistencia Neumática	52
Figura III.17	Diagrama de un Espirómetro de Flujo.....	54
Figura III.18	PTM tipo Fleisch con resistencia calefactora	55
Figura III.19	Galga Extensiométrica	55
Figura IV.20	Tubo de cerámica de 2 cm de diámetro.....	58
Figura IV.21	Fibra sintética que será utilizada como resistencia neumática ..	59
Figura IV.22	Colocación de la resistencia en el centro del tubo	59
Figura IV.23	Colocación de la resistencia neumática.....	60
Figura IV.24	Espirómetro construido	60
Figura IV.25	Sensor de presión diferencial MPX10D	61
Figura IV.26	Curva característica del sensor MPX10D	61
Figura IV.27	Control de temperatura del neumotacografo	63
Figura IV.28	Transductor diferencial de presión limitado en corriente.....	64
Figura IV.29	Tarjeta de Adquisición NI USB-6008	65
Figura IV.30	Pines de entrada en la adquisición de datos	66
Figura IV.31	Conexión física del sistema electrónico de adq. de datos	67
Figura IV.32	Espirómetro Concluido.....	67
Figura IV.33	Acondicionamiento de la señal digital	69
Figura IV.34	Configuración de la tarjeta de adquisición de datos.....	70
Figura IV.35	Manipulación de los datos procedentes de la medición de flujo	74
Figura IV.36	Íconos de Integración en Labview.....	75
Figura IV.37	Procesamiento de la señal de volúmen espirada.....	77
Figura V.38	Error de la tarjeta USB 6008 cuando no esta conectada	79
Figura V.39	Iniciación de la tarjeta USB 6008	79
Figura V.40	Pantalla principal del programa.....	80
Figura V.41	Grafica Flujo – Tiempo adquirida por el espirómetro	81
Figura V.42	Grafica Flujo Tiempo de un patrón Normal	81
Figura V.43	Grafica Volumen – Tiempo adquirida por el espirómetro.....	82
Figura V.44	Patrón de Grafica Volumen - Tiempo.....	82
Figura V.45	Prueba Espirométrica	83

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla II.1	Enfermedades pulmonares y resultado de la espirometría.....	32
Tabla II.2	Volúmenes pulmonares en individuos sanos.....	32
Tabla II.3	Recomendaciones de Diseño Espirométrico ATS	35
Tabla II.4	Recomendaciones de Visualización de Espirogramas ATS	36
Tabla IV.5	Valores físicos de la ecuación de Poseuille.....	72

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A. Datasheet del AD524
- ANEXO B. Datasheet del sensor de temperatura LM35
- ANEXO C. Datasheet del sensor de presión diferencial MPX10D
- ANEXO D. Datasheet de la Tarjeta NI- USB 6008
- ANEXO E. Circuitos Electrónicos
- ANEXO F. Tablas de valores de Referencia del Nhanes III

INTRODUCCIÓN

El espirómetro es el instrumento más utilizado en la medición de la capacidad pulmonar. Desde su invención en el año de 1846 se ha popularizado su diseño y uso a nivel mundial. En la actualidad, los espirómetros son en su mayoría portátiles y usualmente computarizados. Están constituidos por un sensor mecánico y/o electrónico, un procesador y una impresora o modo de despliegue de datos con la información de:

- Mediciones gráficas de curvas volumen-tiempo
- Mediciones gráficas de flujo-volumen (espirogramas)
- FVC (capacidad vital forzada) y FEV1 (Volumen espiratorio forzado en el primer segundo)

Usualmente poseen además valores predictivos considerados normales que servirán como referencia para obtener un porcentaje (Ver anexo F).

En el ámbito deportivo internacional, se realiza comúnmente esta prueba como control en la evolución de la capacidad pulmonar de los deportistas, reportándose como una herramienta muy útil para la supervisión de la salud de deportistas de alto rendimiento.

Debido a la importancia de conocer e interpretar los valores medidos es necesario tener un conocimiento de los conceptos médicos así como también los conceptos electrónicos para entender los requerimientos y el funcionamiento que debe tener un espirómetro.

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1. ANTECEDENTES

En los últimos años la medicina ha experimentado grandes avances, tanto en el diagnóstico de enfermedades como en el tratamiento de las mismas, la electrónica es en parte responsable de ello, pues la medicina se sirve de numerosos aparatos electrónicos que permiten desarrollar múltiples tareas, por lo que la consideran el último aliado en la medicina

Como todo un “efecto dominó” y factor causal de avances en ambos campos, algunos de los sectores fecundados por la industria electrónica, registran adelantos como por ejemplo: la robótica, la nano-tecnología, el diseño electrónico (I+D), los aparatos de medición y análisis de pruebas, etc. Algunos de los campos de la industria electrónica, han servido de aliciente para el sector médico debido a las innovaciones que se registran con el paso del tiempo, depositando así sus esperanzas en la electrónica

para perfeccionar sus técnicas de soporte tanto de carácter preventivo como intra-operatorio.

Los aparatos de medición y análisis de pruebas son dispositivos con una interfaz fácil de usar por cualquier paciente o médico, a fin de llevar a cabo su propio monitoreo, uno de estos dispositivos es el espirómetro.

El espirómetro es el instrumento más utilizado en la medición de la capacidad pulmonar. Desde su invención en el año de 1846 se ha popularizado su diseño y uso a nivel mundial. Están constituidos por un sensor mecánico y/o electrónico, un procesador y una impresora o modo de despliegue de datos, que miden directamente el desplazamiento del volumen o también los que obtienen el volumen a partir de una señal de flujo integrado obtenido por un pneumotacógrafo (sensor de flujo gaseoso que transforman la señal primaria, en presión diferencial proporcional).

Labview creado por National Instruments, es un programa para la instrumentación virtual por medio de programación en lenguaje G. Se llama instrumentación virtual debido a que la mayor parte del acondicionamiento, control, transmisión- recepción de datos e interfaz con el usuario puede ser realizada mediante programación, sustituyendo muchos elementos físicos.

En el lenguaje G el código de los programas no se escribe, sino que se diseña mediante diagramas de bloque predefinidos donde se especifican determinadas funciones y se interconectan gráficamente. Este lenguaje puede funcionar en diferentes plataformas operativas como son MAC, Windows, UNIX y Linux.

1.2. JUSTIFICACIÓN

En el presente documento se reporta la construcción de un espirómetro electrónico digital que servirá para la medición de la capacidad pulmonar, usando conceptos de fisiología pulmonar así como también aplicando conocimientos electrónicos y científicos necesarios para su implementación.

La construcción del espirómetro se basará en un sensor, que medirá el flujo del aire espirado por el paciente. Esta señal será acondicionada para transformarla a digital mediante una tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6008 de 12 bits, para ser procesada en el computador mediante el software de programación de Labview que desplegará datos de:

- Mediciones gráficas de curvas volumen-tiempo.
- Mediciones gráficas de flujo-volumen (espirogramas).
- FVC (capacidad vital forzada) y FEV1 (Volumen espiratorio forzado en el primer segundo).

Se determinó utilizar Labview™ debido a que trabaja en tiempo real. Estas características permiten el desarrollo de equipo de bajo costo, eficiente, de fácil visualización permitiendo así una mayor rapidez en el procesamiento de datos, capacidad de memoria, exactitud y portabilidad del sistema hacia cualquier plataforma de Sistema Operativo.

Es importante mencionar que tanto Labview™ como la Tarjeta de Adquisición de datos NI-USB 6008 son de propiedad de National Instrument, permitiendo compatibilidad entre el Hardware y Software a utilizar, así como también el contrato que posee la compañía con la ESPOCH que facilitará la realización del proyecto

1.3. OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

- Construir un Espirómetro Electrónico Digital por medio de una interfaz de Labview Computarizado y Portable.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Realizar un estudio de conceptos médicos y fisiológicos del funcionamiento pulmonar.
- Determinar los requerimientos necesarios para la realización del proyecto.
- Acondicionar la señal proveniente de los sensores para ser digitalizada.
- Adquirir los datos mediante una tarjeta NI USB-6008 de 12 bits.
- Desarrollar el software en Labview para la lectura y visualización digital del espirómetro.
- Realizar las pruebas y analizar resultados del proyecto.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTO TEÓRICO.

2.1. EL SISTEMA RESPIRATORIO

El control de la respiración ocurre en diferentes partes del cuerpo como en la estructura pulmonar y en la cerebral [Johnson, 1991], por lo que además de ser un proceso orgánico vital, se caracteriza por 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 del 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, disminución de costos de energía, termorregulación y contribución en la homeostasis (mantenimiento interno aceptable), 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 humedecida a su paso por la nariz y cornetes nasales para protección de los alvéolos. El aire inspirado entra en las vías aéreas a través de la

nasofaringe y, el respirado por la boca a través de la orofaringe. Luego pasa por la glotis, la laringe y entra al árbol traqueo- bronquial. A partir de la tráquea, el aire puede ser conducido a través de 10 o hasta 23 generaciones o ramificaciones en su tránsito hacia los alvéolos. En los alvéolos se pone en contacto directo con la sangre venosa de los capilares pulmonares. [Levitzky, 1993]

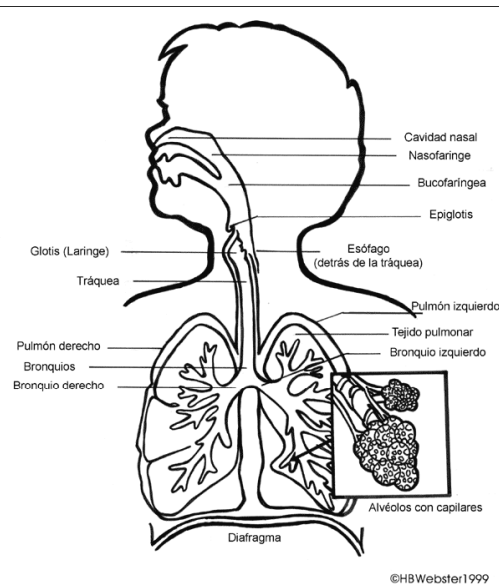


Figura II.1 Elementos del aparato respiratorio

2.1.1. Volúmenes y capacidades pulmonares.

El volumen de gas en los pulmones, depende en cualquier momento de la mecánica de éstos, al igual que de la pared torácica y de la actividad de los músculos de la inspiración y espiración. El volumen pulmonar puede alterarse por procesos patológicos y fisiológicos.

En general los volúmenes pulmonares se expresan a la temperatura del cuerpo y presión ambiental, y saturación del vapor de agua (TCPS).

Existen cuatro volúmenes pulmonares estándar y cuatro capacidades pulmonares estándar que constan de dos o más volúmenes en combinación:

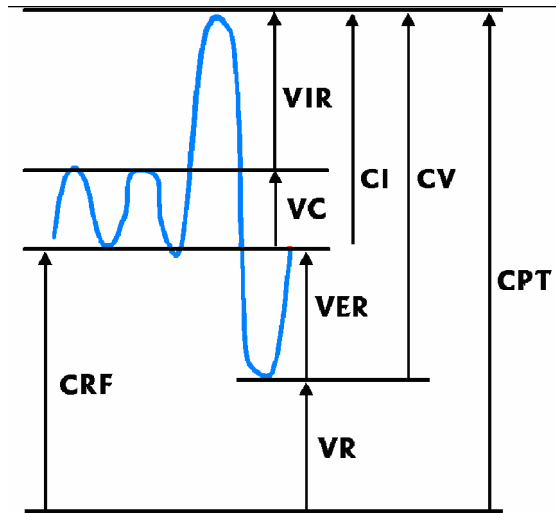


Figura II.2. Espiograma del ciclo respiratorio con capacidades y volúmenes estándar

VC (Volumen Corriente o Volumen Tidal.)

Se denomina volumen corriente al volumen de aire movilizado en cada respiración normal y tranquila (eupnea). Es de aproximadamente 500 ml. Equivale al 3% del peso corporal ideal.

VIR (Volumen Inspiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Inspiratoria)

El volumen de reserva inspiratoria es el máximo volumen de aire que puede ser inspirado a partir del volumen corriente, es decir, el volumen que puede inhalarse al final de una inspiración normal; es aproximadamente de 3.1 lts. Equivale aproximadamente al 50% de la capacidad pulmonar total (CPT).

VER (Volumen Espiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Espiratoria)

Es el máximo volumen de aire que puede ser espirado durante una espiración forzada máxima, es decir, es el volumen evaluado a partir de finalizar la espiración tranquila. Equivale a cerca del 20% de la capacidad pulmonar total con un volumen de 1.2 lts.

VR (Volumen Residual)

El volumen residual es el volumen de aire que permanece en el pulmón después de una espiración máxima. El aumento de este valor indica atrapamiento aéreo y su ausencia provocaría que los pulmones se colapsaran. En condiciones normales es de 1.2 lts y equivale al 20% de la capacidad pulmonar total aproximadamente.

CPT (Capacidad Pulmonar Total)

Es la máxima cantidad de aire que albergan los pulmones después de una inspiración forzada, que es de aproximadamente 6 litros. Es la suma del volumen corriente (VC), el volumen inspiratorio de reserva (VIR), el volumen espiratorio de reserva (VER) y el volumen residual (VR).

$$CPT = VC + VIR + VER + VR$$

CV (Capacidad Vital)

Se denomina capacidad vital al volumen de aire capaz de ser movilizado por los pulmones.

Es la suma del volumen corriente (VC), el volumen de reserva inspiratoria (VIR) y el volumen espiratorio de reserva (VER). Es de aproximadamente 4.8 litros y equivale a cerca del 80% de la capacidad pulmonar total.

$$CV = VC + VIR + VER$$

CI (Capacidad Inspiratoria)

La capacidad inspiratoria es la suma del Volumen Corriente o Tidal y el Volumen de Reserva Inspiratoria. En términos de la espiración 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.

$$CI = VC + VIR$$

CRF (Capacidad Residual Funcional)

La capacidad residual funcional es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración normal. Corresponde a la sumatoria del volumen espiratorio de reserva y el volumen residual. Esta cantidad varía según la postura, la grasa corporal o la actividad física y esta mezcla de gases se renueva constantemente por el volumen ventilatorio.

$$CRF = VER + VR$$

2.1.2. 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 de Funcionamiento Pulmonar (PTF de las siglas en inglés de Pulmonar Test Function) [Lausted y Johnson, 2000] o Prueba Funcional Ventilatoria (PFV) es una práctica que permite:

- 1) Valorar la aptitud física y cuantificar la capacidad pulmonar o en su defecto las deficiencias respiratorias del paciente.
- 2) Diagnosticar diferentes tipos de enfermedades respiratorias.
- 3) Evaluar la respuesta del paciente a las terapias por trastornos ya determinados.
- 4) Diagnóstico preoperatorio para determinar cuando la presencia de una enfermedad respiratoria incrementa el riesgo de cirugía.

Las técnicas PTF comúnmente usadas son la espirometría, pletismografía y la capacidad de difusión.

Aunque estas pruebas pueden proveer de información importante sobre la condición física de un paciente, este tipo de test posee importantes limitaciones como son:

- 1) No se puede determinar que porción de los pulmones están dañados o enfermos, solo se determina la presencia de la enfermedad.
- 2) Existe una total dependencia de la cooperación del paciente lo que excluye a pacientes con enfermedades críticas, niños y en ocasiones chequeos de rutina.

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

2.1.3. Espirometría

La espirometría consiste en el análisis de la magnitud de los volúmenes pulmonares y la rapidez de movilización de los mismos bajo circunstancias controladas. La prueba espirométrica o espirográfica consiste en realizar una inspiración máxima seguida de una espiración forzada en una boquilla especial, constituyendo una prueba relativamente simple y reproducible gráficamente. El espirómetro permite obtener el trazado o registro volumen tiempo y el de flujo volumen de la respiración [Toledo, 2001].

El espirómetro ofrece una muy baja resistencia para respirar y, con la colaboración aceptable del paciente, la forma de la curva espirométrica es puramente función de la capacidad pulmonar del mismo, el estado de su pecho y de la resistencia del aire.

A volúmenes pulmonares altos, un aumento en la presión intrapleural resulta en grandes expiraciones de flujo. Sin embargo a volúmenes pulmonares intermedios y bajos, el flujo espiratorio es independiente del esfuerzo a partir de una presión intrapleural alcanzada [Johnson, 2000].

Es importante hacer notar que un espirómetro no puede proveer de mediciones referentes a volumen residual (RV), Capacidad Residual Funcional (FRC) o la capacidad pulmonar total sólo por mediciones del volumen espirado. La capacidad funcional residual depende del tamaño corporal incrementando aproximadamente 32-51 ml/cm de altura [Levitzky, 1993], sexo, postura de la prueba, determinando así si un factor patológico está afectando el funcionamiento del pulmón considerado normal. Para control de la capacidad residual funcional se recurre a mediciones del nitrógeno espirado, prueba helio inspirado o prueba pletismográfica.

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

- Deterioro de la estructura alveolar 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 incrementa la resistencia al flujo.
- Bloqueo parcial de las vía traqueo-faríngea que en casos extremos puede deberse a un tumor que disminuya el diámetro de la vía ocasionando un flujo turbulento.

Los resultados de las pruebas espirométricas se utilizan para tomar decisiones en pacientes y pueden tener un efecto importante sobre el estilo y normas de vida así como en el futuro tratamiento de una persona [Toledo, 2001].

2.2. INTERPRETACIÓN DE LA PRUEBA ESPIROMÉTRICA

En el presente trabajo, no se pretende cubrir la forma de evaluación de un especialista, tan sólo dar a conocer los conceptos fundamentales para comprender el procedimiento espirométrico. Las alteraciones de la mecánica ventilatoria pueden ser:

2.2.1. Patrón Normal

En sujetos sin obstrucción de las vías aéreas, la CVF es habitualmente igual a la CV. El VEF_1 es la cantidad de aire que una persona expulsa durante el primer segundo de una maniobra espiratoria forzada. (Véase Figura II.3. Y Figura II.4)

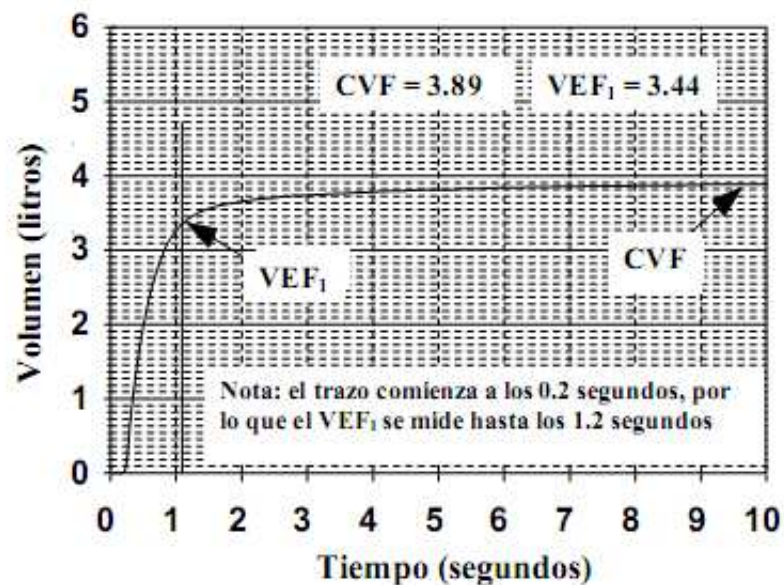


Figura II.3. FVC y FEV_1 en una curva normal volumen-tiempo

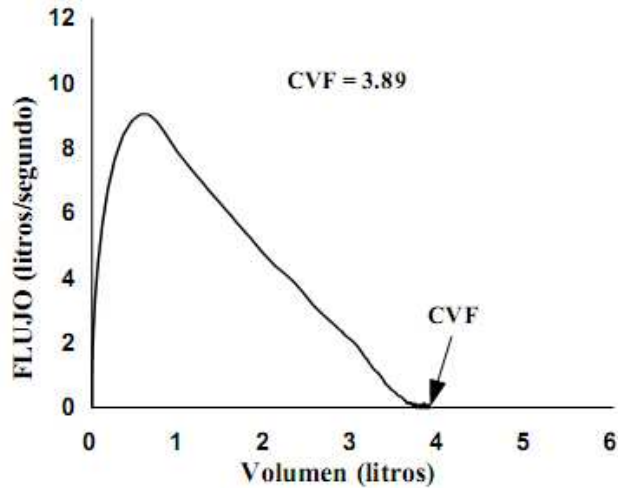


Figura II.4. FVC y FEV₁ en una curva normal flujo-volumen

2.2.2. Patrón Obstruccionivo

Se define como una reducción del flujo espiratorio máximo respecto de la capacidad vital forzada, y se detecta mediante la relación VEF_1/CVF que será menor del 70%. Se observa una CVF normal, un VEF_1 disminuido y principalmente el índice VEF_1/CVF también disminuido. Los flujos dependientes del esfuerzo como el flujo espiratorio pico (PEF) y el FEF 25-75 % no deben utilizarse para valorar el grado de obstrucción. (Ver Figura II.5 y Figura II.6)

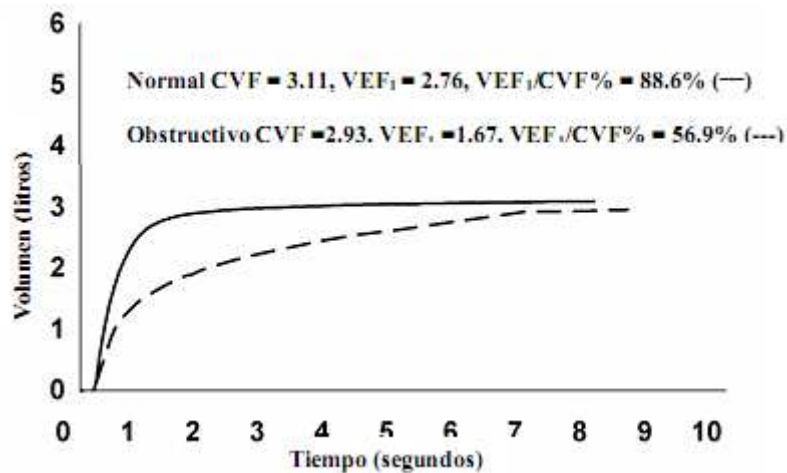


Figura II.5. Patrón normal y Obstruccionivo en una curva volumen-tiempo

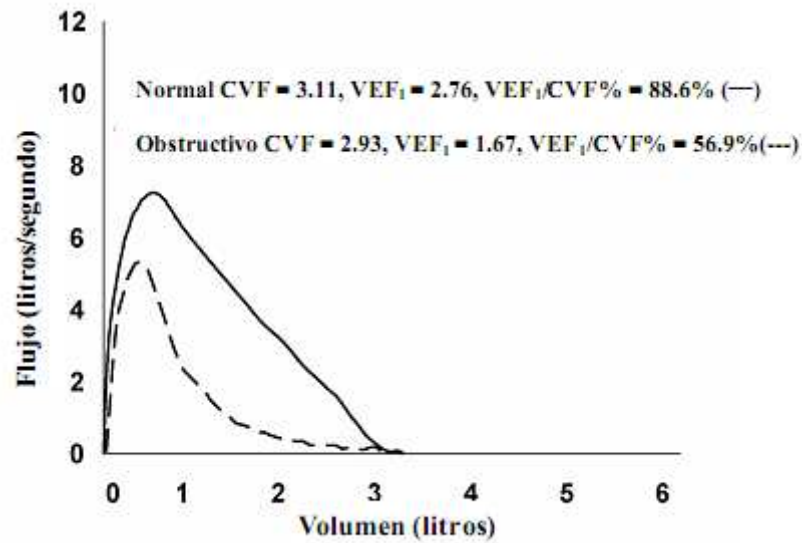


Figura II.6. Patrón normal y Obstructivo en una curva flujo - volumen

2.2.3. Patrón Restrictivo

Es la reducción de la capacidad pulmonar total, ya sea por alteraciones del parénquima (fibrosis), del tórax (rigidez o deformidad), de los músculos respiratorios o disminución de la distensibilidad. Se tiene como resultado una baja en la capacidad pulmonar total (CPT) y por lo tanto de la capacidad vital (CV). Las enfermedades restrictivas limitan la expansión pulmonar, que se manifiesta en disminución del VEF₁ y de la CVF. El VEF₁/CVF aparece normal. (Ver Figura II.7 y Figura II.8)

El FEF 25-75 % expresa una alteración de las vías aéreas pequeñas, pues al reducirse el volumen pulmonar se disminuyen los diámetros de los conductos, aumentando la resistencia y ocasionando que la presión se pierda más rápidamente.

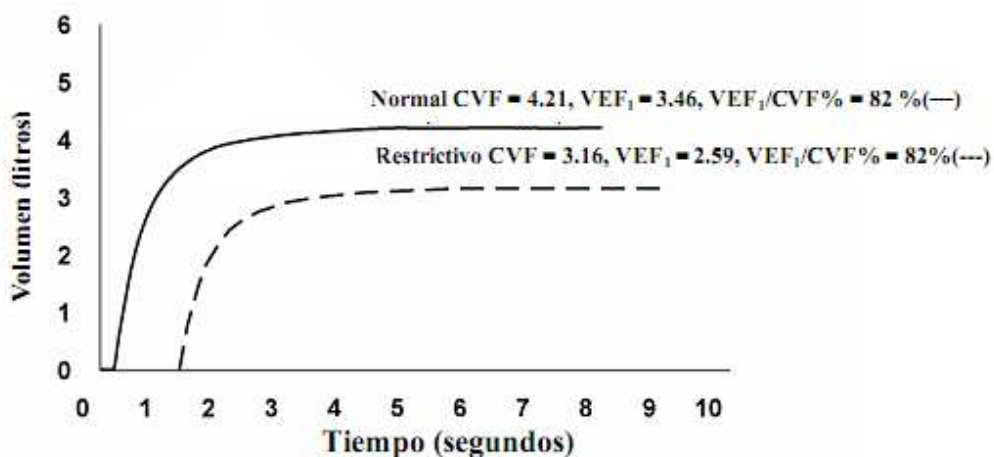


Figura II.7. Patrón normal y Restrictivo en una curva volumen-tiempo

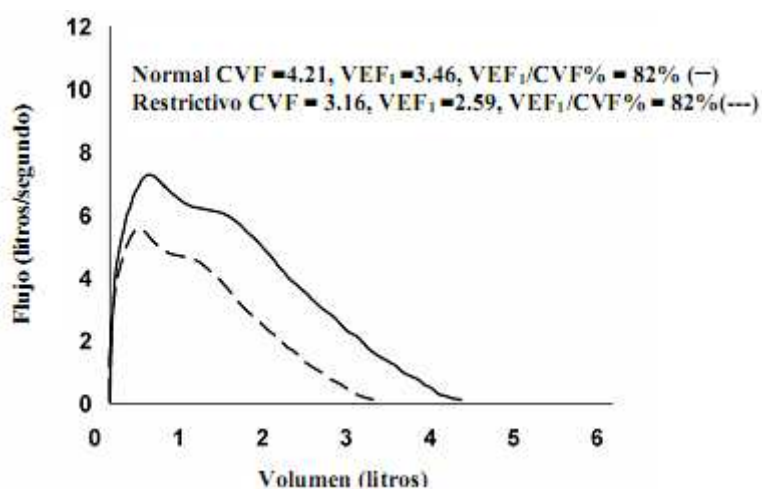


Figura II.8. Patrón normal y Restrictivo en una curva flujo - volumen

2.2.4. Patrón Mixto

Algunos individuos pueden mostrar también evidencia de una combinación de obstrucción aérea y una CVF baja. (Ver figura II.9. Curvas volumen tiempo normales y con patrón mixto y figura II.10. Curvas flujo volumen). Deberá ser señalado que algunos clínicos pueden considerar que estas curvas muestran un patrón obstructivo

en lugar de un patrón mixto. En muchos casos, la baja CVF propia de un patrón de alteraciones mixto es secundaria al atrapamiento de aire y a la espiración incompleta debido a una obstrucción moderada o severa de las vías aéreas.

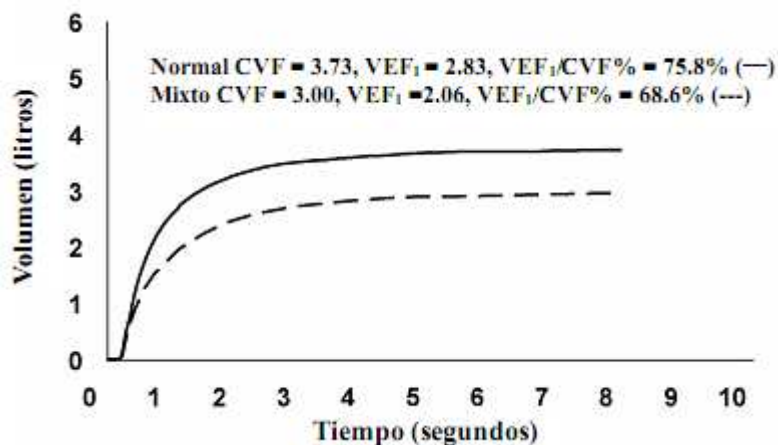


Figura II.9. Patrón Normal y Mixto en una curva volumen-tiempo

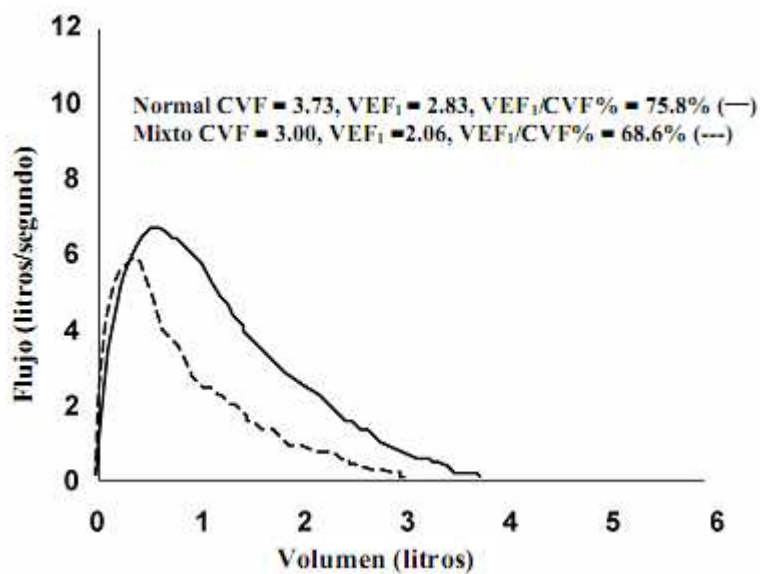


Figura II.10. Patrón Normal y Mixto en una curva flujo - volumen

En las siguientes tablas se muestra los posibles patrones de pruebas espirométricas:

Tabla II.1 Enfermedades pulmonares y resultado de la espirometría

Interpretación	CVF	VEF₁	VEF₁/CVF%
Espirometría normal	Normal	Normal	Normal
Obstrucción de vías aéreas	Baja o normal	Bajo	Bajo
Restricción pulmonar	Baja	Bajo	Normal
Combinación de obstrucción y restricción	Baja	Bajo	Bajo

Tabla II.2 Volúmenes pulmonares en individuos sanos

	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

En forma resumida se presenta el siguiente diagrama de evaluación:

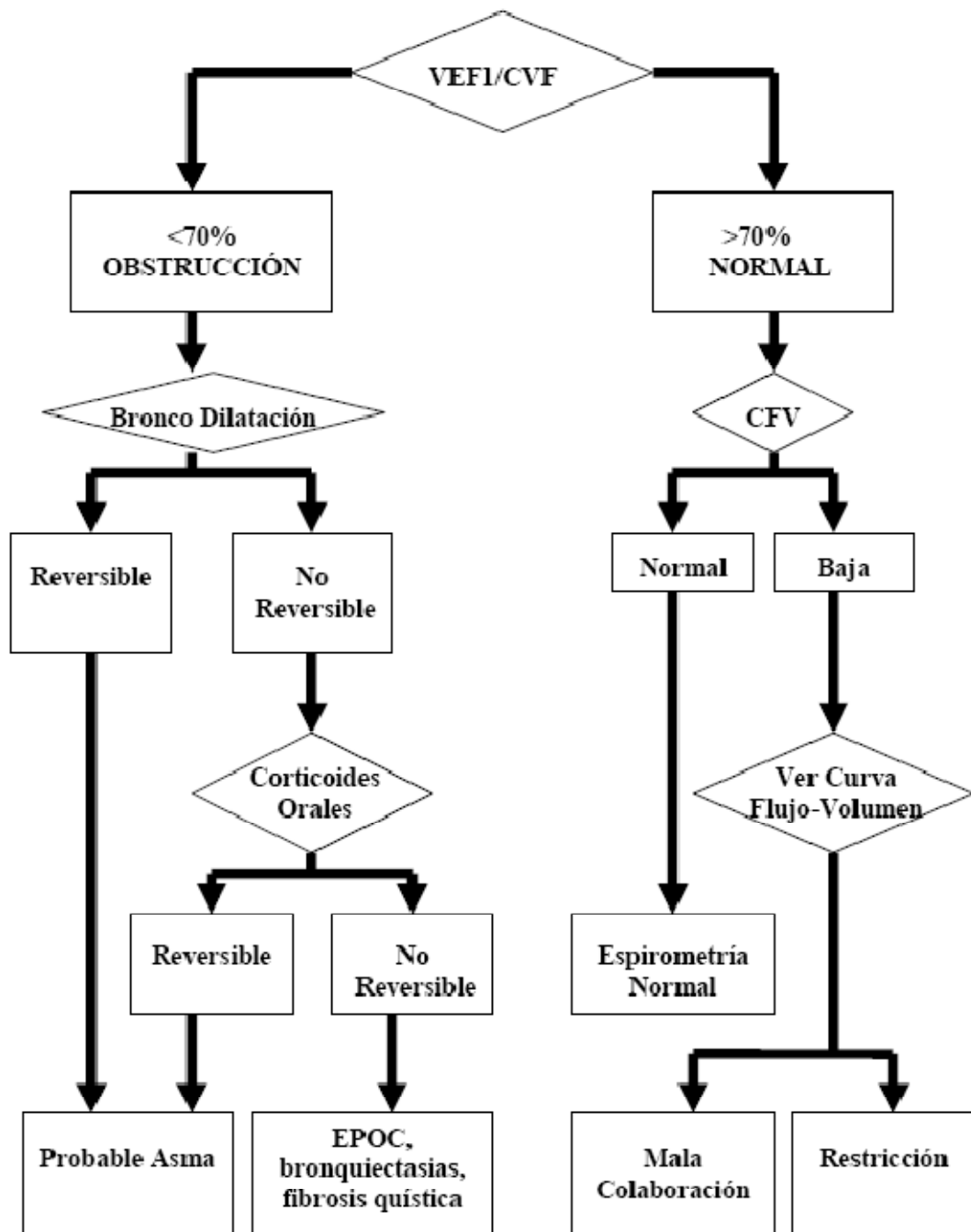


Figura II.11. . Diagrama De Evaluación Espirométrica

2.3. CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRÍA

Existen dos tipos de contraindicaciones, las absolutas que implican un riesgo grave y las relativas. Entre las absolutas encontramos la angina de pecho inestable o angor y operaciones oculares recientes que puedan llevar al desprendimiento de retina. Entre las relativas se sugiere evitarse ante la presencia de problemas bucales, hemiplejía facial, náuseas, no comprensión de la maniobra y en algunos casos de estado físico o mental deteriorado [Quanjer H, Tammeling , 1993].

2.4. LIMITACIONES DE LA ESPIROMETRÍA

Aunque la espirometría puede ofrecer información útil para el diagnóstico y la detección, tiene ciertas limitaciones. Los resultados de la prueba pueden mostrar patrones de enfermedades restrictivas u obstructivas, pero estos resultados no son específicos para determinada enfermedad. Por ejemplo, el espirograma de una persona puede mostrar un VEF_1 bajo pero el clínico puede no ser capaz de determinar si la causa se debe al asma, al enfisema o a alguna otra enfermedad obstructiva. Se necesitará información adicional tal como la de la exploración física, las radiografías de tórax, así como la historia clínica y los antecedentes ocupacionales.

La espirometría puede detectar frecuentemente enfermedades obstructivas en etapas tempranas, pero para algunas de las enfermedades restrictivas, puede no ser lo suficientemente sensible como para mostrar anormalidades antes de que ocurra un daño extenso y en algunos casos, irreversible. Por ejemplo, se pueden hallar en los rayos X los signos de silicosis y de la neumoconiosis de los trabajadores de minas de carbón cuando los resultados de la espirometría aún son normales. De esa manera, la espirometría no deberá ser la única herramienta de detección dentro de un programa de vigilancia respiratoria.

2.5. REQUERIMIENTOS GENERALES EN EL DISEÑO DE ESPIRÓMETROS

Diferentes Instituciones Internacionales como la ATS (Sociedad Americana del Tórax), la AARC (Asociación Americana de cuidado Respiratorio), la ERC (Comité Respiratorio Europeo), OSHA (Administración de Salud y Seguridad Ocupacional) y NIOSH (Instituto Nacional para la Salud y Seguridad Ocupacional), han establecido estándares y recomendaciones para el diseño de espirómetros referentes a la resolución (mínimo flujo y volumen detectable) y linealidad del instrumento, así como la gama de valores usuales de tiempo, flujo y volumen.

A continuación se presenta los requerimientos por parte de la ATS que poseen gran validez internacional.

Del tipo de Prueba:

Tabla II.3 Recomendaciones de Diseño Espirométrico ATS

PRUEBA	PRECISIÓN	GAMA DE FLUJO (L/S)
CV FVC FEV1	Desde 0.5 hasta 8 L con precisión de 0.05 L	De 0 a 14 L/s
FEF 25- 75%	Desde 0 hasta 12 L/s con precisión de 0.2 L/s	De 0 a 14 L/s

De la Visualización del Espirograma:

Tabla II.4 Recomendaciones de Visualización de Espiogramas ATS

GRÁFICA	EJE DE VOLUMEN	EJE DE FLUJO	EJE DE TIEMPO
Volumen/Tiempo	5mm-1L	-	10mm=1s
Flujo/Volumen	Razón 1:2 (1L vol :2 L/s flujo)	Razón de 2:1 (2L/s flujo: 1L vol)	-

2.5.1. Requerimientos del usuario de un Espirómetro

Debido a la gran diversidad de espirómetros existentes en el mercado, generalmente los terapeutas respiratorios y el personal médico que realiza la prueba, tienden a elegir un espirómetro que además de cumplir con normas internacionales, cubra de requerimientos de su experiencia clínica. De acuerdo a un estudio realizado para la Sociedad Torácica de Australia y Nueva Zelanda (Pierce, 1995) las tendencias de los operadores al elegir un espirómetro son:

- Ser simple de usar
- Ser seguro y efectivo 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.
- Poseer un desplegado gráfico de la prueba.
- Utilizar un sensor que pueda ser limpiado e incluso desechado.
- Contar con un proveedor confiable que pueda proporcionar entrenamiento, servicio y reparación.
- Que posea instrucciones de operación, rutina de mantenimiento y calibración.
- Que use valores predictivos normales.

2.5.2. Calibración

Uno de los puntos clave para mantener el Control de Calidad de la Prueba es la calibración del instrumento. La calibración se define como el procedimiento para establecer la relación entre los valores determinados por los sensores de flujo o volumen, y el valor real actual de dichos parámetros.

La necesidad de calibrar los espirómetros es variable, dependiendo principalmente del tipo de sensor empleado. Algunos proveedores sugieren que ésta sea realizada diariamente con una jeringa certificada de 3 litros. Además del flujo y del volumen se debe considerar en la evaluación del instrumento la linealidad y estado físico del instrumento.

Todos los espirómetros tienen que ser recalibrados después de ser sometidos a limpieza y desinfección o cuando algún resultado inusual en la medición indique un problema con el instrumento. Cuando un espirómetro es movido de un lugar caliente a uno frío o viceversa, se debe esperar un tiempo razonable a que se estabilice el instrumento.

Requerimientos para Validar la Prueba Espirométrica

La prueba debe constar de un mínimo de tres maniobras satisfactorias, y preferentemente un máximo de ocho, idealmente con una variabilidad menor de 0.2 L en el FEV1 y FVC, para considerar una correcta evaluación y graficación. Las variaciones en el aire ventilado son altamente dependientes de la posición de la persona debido a variaciones en la presión intrapleurales. Para la prueba en adultos se obtendrán mejores resultados si se asegura que el paciente se siente erguido con los pies apoyados firmemente en el piso. En los niños sin embargo es a menudo mejor si se realiza de pie. Si el paciente se encuentra acostado, los datos obtenidos son un 10

por ciento inferiores a los obtenidos sentado por lo que se recomienda siempre seguir el proceso establecido por una Entidad Reguladora. Se requiere tapar la nariz por medio de una pinza nasal para evitar inspiraciones inconscientes durante la prueba, colocando además la boquilla con los labios apretados alrededor de ella. Se espirará el aire tan rápido y tan prolongadamente como sea posible, de forma que los pulmones queden vacíos (con tan sólo el volumen de reserva). Como criterio de aceptación de la maniobra, de acuerdo con la ATS, al menos dos de las tres mejores espiraciones no deben variar entre sí más del 5 por ciento o más de 100 ml.

Siempre se valorará la maniobra desde su inicio, curso y finalización. El espirómetro debe ser capaz de acumular por lo menos el volumen de aire exhalado en un tiempo de 15 segundos y volúmenes de aire mayores a 8 litros con un error máximo de 3%.

En pacientes con obstrucción, puede tomar varios segundos la expiración de aire. Se debe reconocer a esos pacientes a los cuales el esfuerzo se vea reducido por dolor de pecho, problemas abdominales, problemas de incontinencia e incluso por falta de confianza. El mal entendimiento de la maniobra es la causa del 90% de los problemas encontrados (Pierce, 1995).

2.6. LEYES FÍSICAS Y EL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA RESPIRATORIO.

Debido al complejo funcionamiento fisiológico del pulmón se trata de establecer concordancia con nuestro entendimiento y la situación real, por medio de leyes o dogmas físicas.

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 por medio de una

diferencia de presión existente en el interior del pulmón y una fuerza externa. En condiciones normales, la inspiración ocurre cuando la presión alveolar cae por debajo de la presión atmosférica (0cmH₂O). El movimiento del diafragma y de las paredes del pecho por los músculos intercostales produce la fuerza para lograr esa presión negativa, encontrando oposición al movimiento por la presencia de resistencia elástica de las paredes del pulmón y, por la fuerza de fricción ante el flujo del gas en el pulmón, tejido de la pared torácica y vías aéreas. El trabajo requerido para vencer la resistencia de fricción se pierde, pero el trabajo hecho para vencer la resistencia elástica de las paredes es almacenado, de forma similar a un resorte en la ley de Hooke, y utilizado en la espiración, permitiendo que esta última acción sea un movimiento regularmente pasivo.

El movimiento del aire al respirar ocasionado presenta principalmente dos tipos de flujo: laminar y turbulento.

2.6.1. Flujo Laminar y Turbulento en la Respiración

En el flujo laminar las partículas de los fluidos se mueven a lo largo de láminas adyacentes sin mezclarse. La agitación de las partículas del fluido es sólo de naturaleza molecular y están restringidas a moverse en trayectorias esencialmente paralelas, debido regularmente a la acción de la viscosidad. El estudio del flujo laminar es descrito por la ley de Poiseuille.

En el flujo turbulento, las partículas de fluido no permanecen en capas, sino que se mueven en forma heterogénea a través del flujo, deslizándose más allá de otras partículas y chocando con algunas otras, produciendo un mezclado rápido y continuo del flujo. La medición de turbulencia es descrita por el número de Reynolds. Debido a

que en la turbulencia el movimiento de las pequeñas masas de fluido es caótico, aún en pequeñas distancias, resulta matemáticamente irrealizable determinar el movimiento de las partículas individuales del fluido. Sin embargo, considerando el movimiento promedio de las agregaciones de partículas de fluido o por medio de métodos estadísticos, se puede obtener relaciones matemáticas.

El flujo transicional es una mezcla de los flujos laminar y turbulento que suele ocurrir en puntos de ramificación o próximos a obstrucciones parciales.

El flujo laminar en la respiración ocurre solamente en las vías más pequeñas, donde la velocidad lineal del flujo aéreo es extremadamente baja. La velocidad lineal (cm/s) es igual al flujo (cm³/s) dividido entre el área de corte transversal. El flujo turbulento en la respiración y el transicional son ocasionados por flujos inspiratorios - espiratorios altos y variables, vías aéreas grandes, cambios de diámetro de los pulmones y vías respiratorias, ramificaciones y ángulos existentes en el sistema respiratorio [Levitzky, 1993].

2.6.2. Número de Reynolds

El número de Reynolds, descrito por Osborne Reynolds en 1883, es un número adimensional utilizado para caracterizar el movimiento de un fluido. Es el cociente resultante de comparar las fuerzas de inercia y los términos viscosos de las ecuaciones de Navier- Stokes que gobiernan el movimiento de los fluidos. La fórmula que describe el número de Reynolds en un tubo es [Streeter, 1975]:

$$R_e = \frac{\rho V_s D}{\mu} = \frac{V_s D}{\nu} \quad (2.1)$$

Donde:

ρ es la densidad de flujo dada en (kg/m^3)

V_s es la velocidad característica del fluido, cuya unidad es m/s

u es la velocidad cinemática del fluido expresada en $(kg/m.s) \times 10^{-5}$

D es el diámetro de la tubería a través de la cual circula el fluido escrito en m.

v es la velocidad dinámica del flujo expresado en $(m^2/s) \times 10^{-5}$

Un flujo, por ejemplo, con un número de Reynolds alrededor de 100.000 (típico en el movimiento de una aeronave pequeña) expresa que las fuerzas viscosas son 100.000 veces menores que las fuerzas convectivas, y por lo tanto aquellas pueden ser ignoradas. Mientras que en un cojinete lubricado con un fluido y sometido a una cierta carga, el número de Reynolds es mucho menor que 1, indicando que ahora las fuerzas dominantes son las viscosas y por lo tanto las convectivas pueden despreciarse.

En la clasificación de flujos laminares y turbulentos, si el número de Reynolds es inferior de 2000 el flujo será laminar y si es mayor de 4000 el flujo será turbulento. Para un valor crítico de éste parámetro entre 2000 y 4000, existe una zona de incertidumbre y el comportamiento del fluido no puede ser modelado, considerándose como flujo transicional.

El índice de Reynolds puede verse afectado por varias condiciones incidentes como:

- La quietud inicial del fluido

- La forma de entrada del tubo.
- La rugosidad del tubo.

2.6.3. Ley de Poiseuille

La ley de Poiseuille, también llamada Hagen- Poiseuille (Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen y Jean Louis Marie Poiseuille), es una ley física formulada en 1840 concerniente al volumen de flujos estacionarios laminares o líquidos viscosos uniformes e incompresibles que pasa a través de un tubo cilíndrico definida por [Streeter, 1975]:

$$\varphi = \frac{dv}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(-\frac{\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4}{8\mu} \frac{|P_1 - P_2|}{L} \quad (2.2)$$

Donde:

Φ es el flujo expresado en m^3 / s ,

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

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

x el vector de dirección del flujo expresado en m ,

R el radio interno del tubo dado en m ,

ΔP la diferencia de presión entre las dos terminales expresada en pa ,

L la longitud del tubo escrita en m

μ es la viscosidad dinámica del fluido escrito en $\left(\frac{kg}{m \cdot s} \right) \times 10^{-3}$

Deducción de la Ley de Poiseuille

La deducción de la Ley de Poiseuille se basa en el efecto de la viscosidad, la tercera Ley de Newton y la presión. Supongamos 2 capas de líquido en contacto, las cuales se mueven a diferente velocidad en dirección de x . La capa de arriba se mueve más rápido y es jalada en dirección negativa por la capa de abajo, mientras que, el líquido en la capa de abajo es jalado en dirección positiva por el líquido de arriba. La fuerza

experimentada por cada capa es proporcional al área de contacto expresada por A , multiplicada por la diferencial de velocidad en dirección del flujo $\Delta v_x/\Delta y$, y por una constante de proporcionalidad μ . La fuerza que experimenta la capa superior obedece a la siguiente expresión:

$$F_{\mu, \text{capa sup}} = -\mu \cdot A \frac{\Delta V_x}{\Delta y} \quad (2.3)$$

Donde el signo negativo indica que el líquido de abajo está ejerciendo una fuerza en contra del movimiento de la capa de arriba que tiene una mayor velocidad. Por la tercera Ley de Newton sabemos que la fuerza de la capa inferior es igual y opuesta a la fuerza del líquido superior. En esta ecuación asumimos que el área de contacto es lo suficientemente extensa como para ignorar los efectos de las esquinas, es decir, su comportamiento es el de un fluido Newtoniano.

Flujo de Líquido a través de un tubo.

En un tubo se hace la siguiente suposición:

El líquido en el centro se mueva más rápido mientras que el líquido que toca las paredes es cuasi-estacionario debido a la fricción.

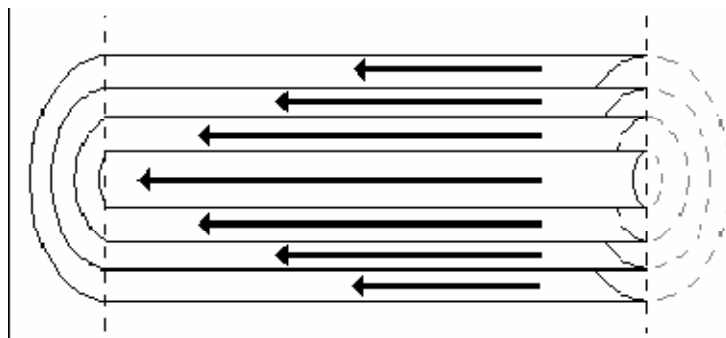


Figura II.12 Vectores de velocidad de un flujo laminar.

Un corte del hipotético tubo, como el de la figura II.12, muestra las diferentes láminas moviéndose a diferentes velocidades. Para simplificar el análisis, se asume que el líquido está formado por capas o láminas circulares, cada una con su propia velocidad, la cual está determinada únicamente por su distancia radial al centro del tubo.

Para describir el movimiento del líquido, se necesita conocer todas las fuerzas actuando sobre cada lámina:

1. La fuerza empujando al líquido a través del tubo. Esta fuerza es debida al cambio de presión multiplicado por el área: sea: $F = -\Delta P \cdot A$ en la dirección del movimiento del líquido; el signo negativo viene de la forma en la que se define el cambio de presión: $\Delta P = P_{final} - P_{inicial} < 0$
2. La fuerza que ejerce la lámina vecina más cercana al centro del tubo, y que se mueve a una velocidad mayor.
3. La fuerza que ejerce la lámina vecina exterior, y que se mueve a una velocidad menor.

La primera de estas fuerzas, viene de la definición de presión. Las otras dos fuerzas, requieren que las ecuaciones se modifiquen de tal modo que se incluya el efecto de la viscosidad.

Para la lámina más rápida, es decir, la del centro del tubo, se asumirá un radio s y un grosor ds . Se calculará la fuerza ejercida sobre una lámina de radio s también. De la ecuación 2.3, se necesita conocer el área de contacto y el gradiente de velocidad. El área de contacto entre la lámina más rápida y la lámina a considerar es $A = 2\pi s \Delta x$.

No se conoce la forma exacta de la velocidad del líquido dentro del tubo, pero se sabe que es dependiente del radio. Por lo tanto, el gradiente de velocidad es el cambio de

velocidad con respecto al cambio de distancia radial en la intersección de las dos láminas. Esta intersección se encuentra en el radio s . Por lo tanto, considerando que la velocidad es positiva con respecto al movimiento del líquido (aunque la derivada de la velocidad es negativa), la forma final de la ecuación es:

$$F_{\text{viscosidad,rapido}} = \mu 2\pi s \Delta_x \left. \frac{dv}{dr} \right|_s \quad (2.4)$$

En donde la derivada debe evaluarse en el radio s .

Para deducir la fuerza de la lámina de velocidad menor, se requiere calcular los mismos valores que para el caso de la lámina de mayor velocidad. En este caso, para el área de contacto, se debe considerar el radio como $s+ds$ en lugar de s . De igual modo, se debe considerar que esta fuerza se opone al movimiento del líquido, por lo que es negativa, al igual que la derivada de la velocidad, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$F_{\text{viscosidad,lento}} = \mu 2\pi(s + ds)\Delta_x \left. \frac{dv}{dr} \right|_{s+ds} \quad (2.5)$$

La solución para el flujo de un líquido a través de un tubo asume una última consideración: No hay aceleración del líquido en el tubo, y por la primera ley de Newton, no hay fuerza neta. Si no hay fuerza neta, entonces se pueden sumar todas las fuerzas e igualarlas a cero:

$$0 = F_{\text{presión}} + F_{\text{viscosidad,rapido}} + F_{\text{viscosidad,lento}} \quad (2.6.1)$$

Ó

$$0 = \Delta P 2\pi s ds - \mu 2\pi s \Delta_x \left. \frac{dv}{dr} \right|_s + \mu 2\pi(s + ds)\Delta_x \left. \frac{dv}{dr} \right|_{s+ds} \quad (2.6.2)$$

Antes de continuar, se requiere simplificar esta ecuación, por lo que se conserva únicamente el término lineal y el cuadrático. Se utilizará una expansión en serie de Taylor:

$$\left. \frac{dv}{dr} \right|_{r+dr} + \left. \frac{dv}{dr} \right|_r + \left. \frac{d^2v}{dr^2} \right|_r dr$$

Aplicando esta relación en la ecuación, agrupando términos y empleando la variable r en lugar de s (dado que la lámina que se eligió es arbitraria, y se requiere que la expresión sea válida para toda la lámina), tenemos que:

$$0 = -\Delta P 2\pi r dr + \mu 2\pi dr \Delta x \frac{dv}{dr} + \mu 2\pi dr \Delta x \frac{d^2v}{dr^2} + \mu 2\pi (dr)^2 \Delta x \frac{d^2v}{dr^2} \quad (2.7)$$

El término $(dr)^2$ del último término de la ecuación será demasiado pequeño y será despreciado de la ecuación. Finalmente, la ecuación 2.7 se reescribe en la forma de una ecuación diferencial, de modo que sea fácil de resolver quedando de la forma:

$$\frac{\Delta P}{\mu \Delta x} = \frac{d^2v}{dr^2} + \frac{dv}{r dr} \quad (2.8)$$

Se puede esperar que ambos lados de la ecuación sean negativos dado que hay una caída de presión en el tubo (lado izquierdo) y, tanto la primera como la segunda derivada de la velocidad son negativas (la velocidad tiene un valor máximo en el centro del tubo). Este tipo de ecuaciones diferenciales tienen soluciones de la forma $v = A + Br^2$. Para resolverla, se sustituye esta solución dentro de la ecuación, y se resuelve para A y B .

$$\frac{P}{\mu \Delta x} = 2B + \frac{2Br}{r} = 4B$$

Esto significa que:

$$B = \frac{\Delta P}{4\mu \Delta x}$$

Para resolver A , se asume que en la pared del tubo ($r=R$), la velocidad es 0.

$$v = 0 = A + \frac{\Delta P}{4\mu\Delta x} R^2$$

ó

$$A = -\frac{\Delta P}{4\mu\Delta x} R^2$$

Ahora se tiene una formula para la velocidad del líquido moviéndose a través del tubo como una función de la distancia al centro del tubo:

$$v = -\frac{\Delta P}{4\mu\Delta x} (R^2 - r^2) \quad (2.9)$$

O en el centro del tubo donde el líquido se mueve más rápido ($r=0$), en donde R es el radio del tubo.

$$v_{max} = -\frac{\Delta P}{4\mu\Delta x} (R^2) \quad (2.10)$$

Integración para la Ley de Poiseuille

Para obtener el volumen total que circula a través del tubo, se requiere de sumar las contribuciones de cada lámina. Para calcular el flujo a través de cada lámina, se multiplica la velocidad (ecuación 2.10) por el área de la lámina:

$$\varphi(r) = -\frac{\Delta P}{4\mu\Delta x} (R^2 - r^2) 2\pi r dr = -\frac{\Delta P}{2\mu\Delta x} (rR^2 - r^3) dr \quad (2.11)$$

Finalmente, se integra esta ecuación sobre toda la lámina, a través del radio (variable r) para obtener la fórmula expresada en la ecuación 2.2, conocida como la Ley de Hagen- Poiseuille [Streeter, 1975]:

$$\varphi(r) = -\frac{\Delta P}{2\mu\Delta x} \int_0^R (rR^2 - r^3) dr = \frac{|\Delta P|\pi R^4}{8\mu\Delta x}$$

CAPÍTULO III

MEDICIONES DE FLUJO

3.1. INTRODUCCIÓN

Para la determinación de una enfermedad respiratoria resulta de interés conocer la presión interior del pulmón y la diferencia de presión que existe entre éste y el medio ambiente, es decir su capacidad y esfuerzo. Como se mencionó anteriormente, un procedimiento para medir la diferencia de presión en el organismo es medir el flujo entrante al sistema respiratorio. Otra técnica es la medición directa de volúmenes [Medical Electronics, 1998].

De acuerdo a la señal sensada, los espirómetros se clasifican en espirómetro de flujo y espirómetros de volumen. Los espirómetros de flujo miden directamente el flujo ventilatorio y por integración el volumen. Los espirómetros de volumen obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación el flujo. Para lograr un procesamiento eléctrico habitualmente se eligen los espirómetros de flujo, por lo que en este capítulo nos referiremos a ellos.

Las mediciones de flujo no hacen referencia directamente a una clasificación de transductores. El procedimiento más común para medir el flujo, es por medio de dispositivos en los que el caudal de aire o líquido produce una diferencia de presión, regularmente como respuesta a una obstrucción en el flujo. Tal es el caso de los flujómetros de Orificio, de Pitot, tubos de Venturi, Vortex, sensores de turbina y de desplazamiento, dispositivos utilizados habitualmente en la Industria. Estos instrumentos presentan una zona muerta significativa debida a su morfología, lo que las inhabilita para utilizarse en mediciones ventilatorias de seres vivos.

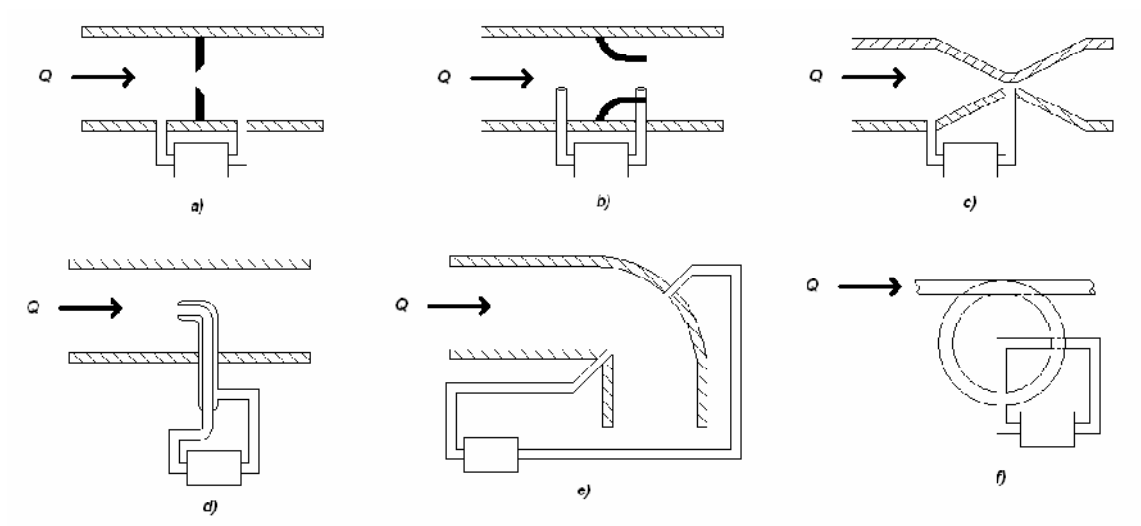


Figura III.13 Flujómetros por medición de presión diferencial, del tipo a) Orificio, b) Cánula, c) Venturi, d) Pitot, e) Codo centrífugo, f) Lazo centrífugo

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

3.2. NEUMOTACOGRAFOS

Los neumotacógrafos son sensores de flujo gaseoso que transforman la señal primaria, es decir, el aire espirado por el paciente, en presión diferencial proporcional. Dicha presión diferencial es producida por la presencia de una resistencia neumática en la boquilla del neumotacógrafo. Dicha resistencia es conocida como neumotacómetro (Pneumotachometer o PTM). De acuerdo al tipo de neumotacómetro, los neumotacógrafos se clasifican comúnmente en:

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

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

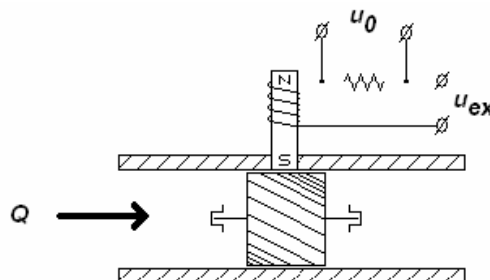


Figura III.14 PTM de Turbina con Excitación en RF, donde Q =flujo, U_{ex} =voltaje excitación, U_o =voltaje de salida

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

$$Q = \left[\frac{I^2 R}{K_1 A (T_h - T_a)} - \frac{K_0}{K_1} \right]^2 \quad (3.1)$$

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

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

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

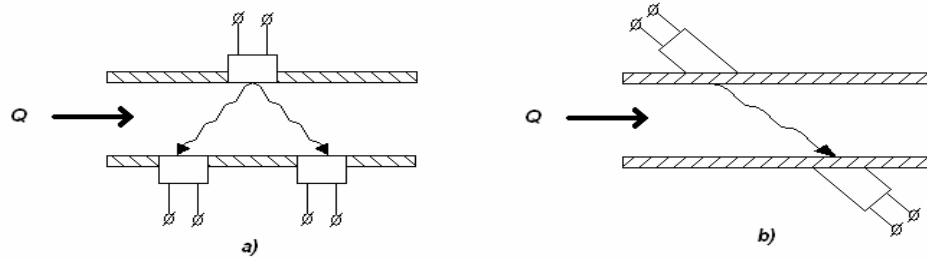


Figura III.15 PTM con a) 1Tx ultrasónico y 2 Rx, b) 1Tx ultrasónico y 1 Rx

Los neumotacógrafos de resistencia neumática (Figura III.16) son considerados sensores de flujo gaseoso que provocan una caída de presión diferencial proporcional al flujo de aire que pasa a través de un elemento de resistencia neumática. Dicha resistencia es constante a través del rango de medición y la presión es proporcional al flujo a través del tubo. La sensibilidad depende de la estructura geométrica del neumotacógrafo que puede presentar dos clases de variantes: de tipo Fleisch y de tipo Lilly. En los neumotacógrafos de Fleisch el sistema de resistencia es implementado con tubos capilares de 1 o 2 mm de diámetro y de 3 ó 5 cm de longitud colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. En los neumotacógrafos de Lilly se sustituyen los tubos capilares por membranas o por una membrana metálica, siendo el funcionamiento básicamente igual.

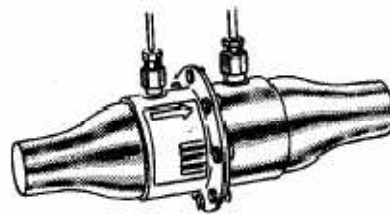


Figura III.16 Neumotacógrafo de Resistencia Neumática

Los neumotacógrafos de resistencia neumática son los más utilizados en el mundo por su practicidad, costo y durabilidad. El principio físico que rige su funcionamiento es la Ley de Poiseuille, explicada en el capítulo anterior y expresada como:

$$\varphi = \frac{dv}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(-\frac{P_1 - P_2}{\Delta x} \right) \quad (3.2)$$

Donde:

u es el volumen de un líquido transferido en el tiempo t expresado en m^3

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

Δx es la diferencia de longitud entre los puntos P_1 y P_2 escrita en m

R el radio interno del tubo en m

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

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

L la longitud del tubo escrita en m

3.3. REQUERIMIENTOS EN LA CONSTRUCCIÓN DE NEUMOTACÓGRAFOS DE RESISTENCIA NEUMÁTICA.

Una condición indispensable para poder aplicar la ley de Poiseuille en el funcionamiento del neumotacógrafo es que el flujo de la espiración sea laminar, es decir, que cumpla con un índice de Reynolds menor a 2000. Dicha exigencia se puede garantizar colocando una película reticulada en la boquilla del neumotacógrafo que redistribuya el flujo. El índice de Reynolds estará entonces influenciado por el tamaño de los orificios de dicha película.

A ambos lados de la resistencia neumática, se presentará una diferencia de presión que puede convertirse en una señal eléctrica por medio de un transductor piezoresistivo, por ejemplo, una galga extensiométrica. Para realizar la diferenciación de presión se debe tomar en cuenta la geometría del neumotacógrafo, pues los

cambios de presión entre la entrada, la salida y la sección central deben ser graduales para permitir conocer la resistencia (idealmente dada sólo por el neumotacómetro), los cambios suaves de diámetro evitan además la turbulencia.

El diagrama a bloques de un espirómetro de flujo digital se presenta en la Figura III.17. Éste en resumen consta del sensor de flujo gaseoso (neumotacógrafo), un transductor de presión, el circuito de acoplamiento, un convertidor A/D y un dispositivo computacional que incluye el acoplamiento en hardware, procesamiento digital y el desarrollo de software.

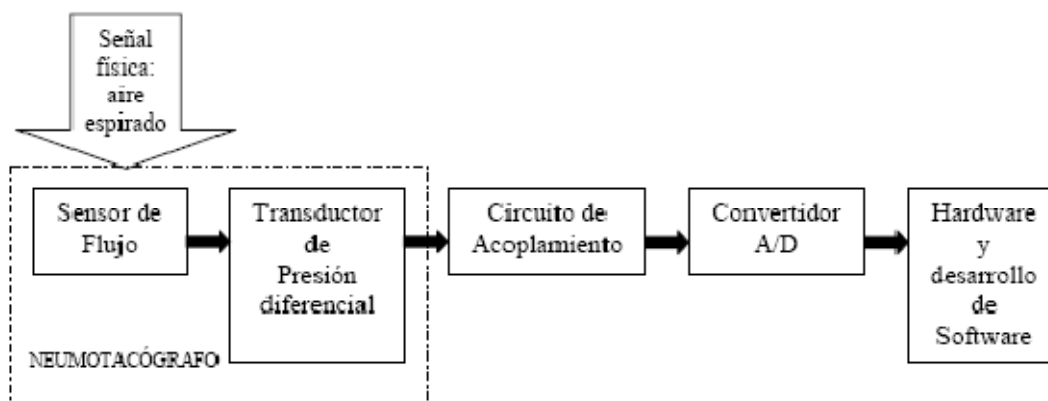


Figura III.17 Diagrama de un Espirómetro de Flujo

Si el cuerpo del neumotacógrafo se encuentra a una temperatura inferior que la temperatura corporal, se produce un descenso en la temperatura del gas espirado, que provoca condensación del vapor de agua en la malla o tubos capilares. Esto aumenta el valor de la resistencia y provoca una sobrevaloración de las medidas de flujo. Para evitar este problema, se coloca una resistencia eléctrica calefactora (Heater) (Figura III.6) alrededor del cuerpo del neumotacógrafo que mantiene la temperatura a 37°C. Otro parámetro importante a considerar al usar un neumotacógrafo es el volumen total de aire dentro del mismo que puede fluir de forma bidireccional, y de no ser debidamente acoplado puede suceder que el paciente al

momento de inspirar aire reciba el aire que exhaló en una prueba anterior debido al espacio muerto.

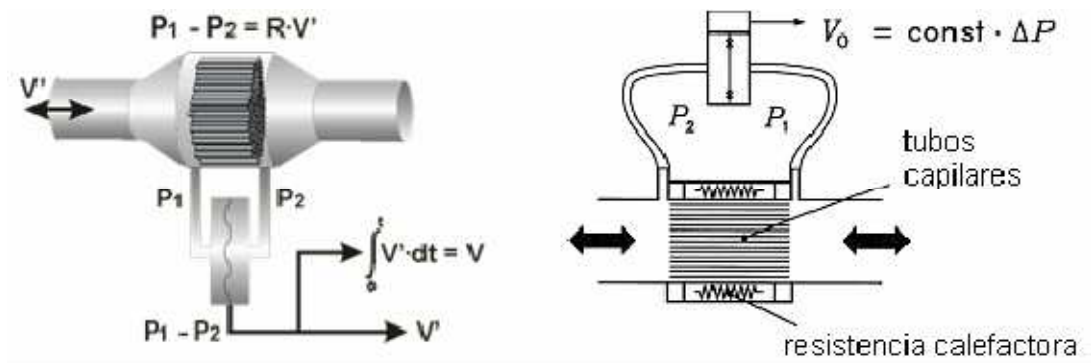


Figura III.18 PTM tipo Fleisch con resistencia calefactora

3.4. GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS

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

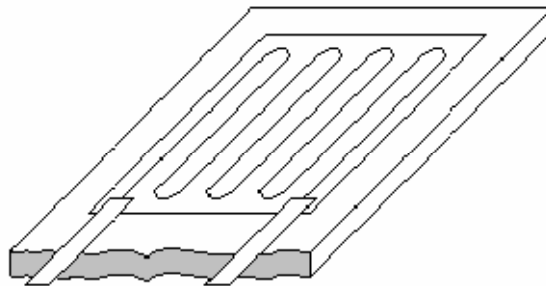


Figura III.19 Galga Extensiométrica

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

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

Donde:

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

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

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

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

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCION DEL ESPIROMETRO.

4.1. REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

En este proyecto se requirió diseñar e implementar un espirómetro digital que se basaría en un neumatógrafo de flujo con neumatómetro de resistencia neumática debido a su costo, exactitud, facilidad de manejo, portabilidad y procesamiento electrónico de datos que nos ofertan estos espirómetros con respecto a los otros.

4.2. PARTES DEL SISTEMA

Para extraer información a partir de la señal de flujo, es necesario medirlo, describirlo y procesarlo. El procesamiento de señales es ejecutado de manera más conveniente por sistemas electrónicos que emplean transductores para convertir una magnitud física en una señal eléctrica. La señal resultante puede ser medida, procesada analógicamente o digitalmente y usada posteriormente como una señal de referencia, evaluación o de control de un sistema.

En nuestro caso, específicamente dicha información será desplegada y servirá para el control y evaluación de enfermedades humanas.

En el desarrollo de cualquier proyecto siempre hay que tener un orden de actuación determinado, es decir una buena planificación. En este caso, se ha recurrido a dividirlo en dos niveles o etapas:

Estructura mecánica. Comprende la estructura física y todos los elementos que conforman el espirómetro digital.

Electrónica de control. Incluye los circuitos más básicos que van a permitir recoger la señal para luego esta procesarla en labview.

4.2.1. Estructura Mecánica

Para la construcción del neumatocógrafo se utilizó un tubo de PVC, de 15 centímetros de longitud y 2 centímetros de diámetro. El tubo, que al mismo tiempo sirve como conductor del aire espirado al sensor y como estructura aislante a corrientes externas, fue cortado a la mitad para posicionar la resistencia neumática en el centro. Como resistencia se colocó fibra sintética, haciendo la función de un neumatocómetro de pantalla Lilly



Figura IV.20 Tubo de cerámica de 2 cm de diámetro



Figura IV.21 Fibra sintética que será utilizada como resistencia neumática

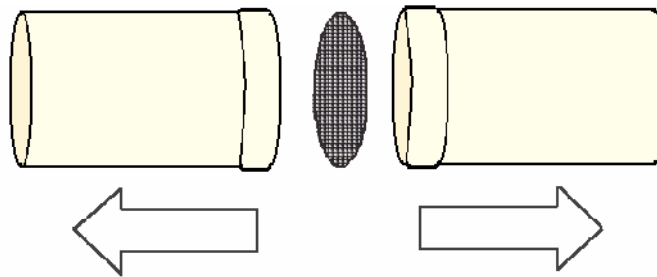


Figura IV.22 Colocación de la resistencia en el centro del tubo

Análogamente a un circuito eléctrico, donde a través de la Ley de Ohm se infiere que la diferencia de potencial en las terminales de una resistencia aumenta al incrementar el valor de ésta o el de la corriente, la diferencia de presión censada en el neumotacógrafo crece al aumentar el flujo de aire, el valor de la resistencia neumática o ambas. Un neumotacógrafo de Pantalla posee regularmente menor resistencia al flujo que uno de tipo Fleisch, pues depende de la porosidad y rigidez de la membrana, mientras que en el PTM tipo Fleisch el espesor de los tubos capilares es de 3 o 5 cm, incrementando el valor resistivo y con esto la medición.

Para fijar el PTM en el interior del tubo se esmeriló un surco en su interior para colocar la fibra sin alterar su espesor (ver Figura IV.22), evitando reducir el diámetro efectivo del tubo y el empleo de pegamentos que se pudieran deteriorar con el paso del tiempo.



Figura IV.23 Colocación de la resistencia neumática

La señal de flujo adquirida de la espiración es medida por un transductor de presión diferencial, comparando la presión antes y después de la resistencia neumática. Para esto se realizaron dos hendiduras de 5 mm de diámetro a los costados del neumotacómetro, para introducir en ellas dos mangueras conectadas a los extremos del transductor (Ver figura IV.20). El sensor es de la serie MPX10 de Motorola (Figura IV.25), que es un transductor sin compensación de temperatura con un rango de medición de 0 a 10 kPa (0 - 1.45 psi). El sensor en cuestión emplea galgas extensiométricas de silicio (Si) con una sensibilidad de 70 mV ante una alimentación típica de 5 volts



Figura IV.24 Espirómetro construido



Figura IV.25 Sensor de presión diferencial MPX10D

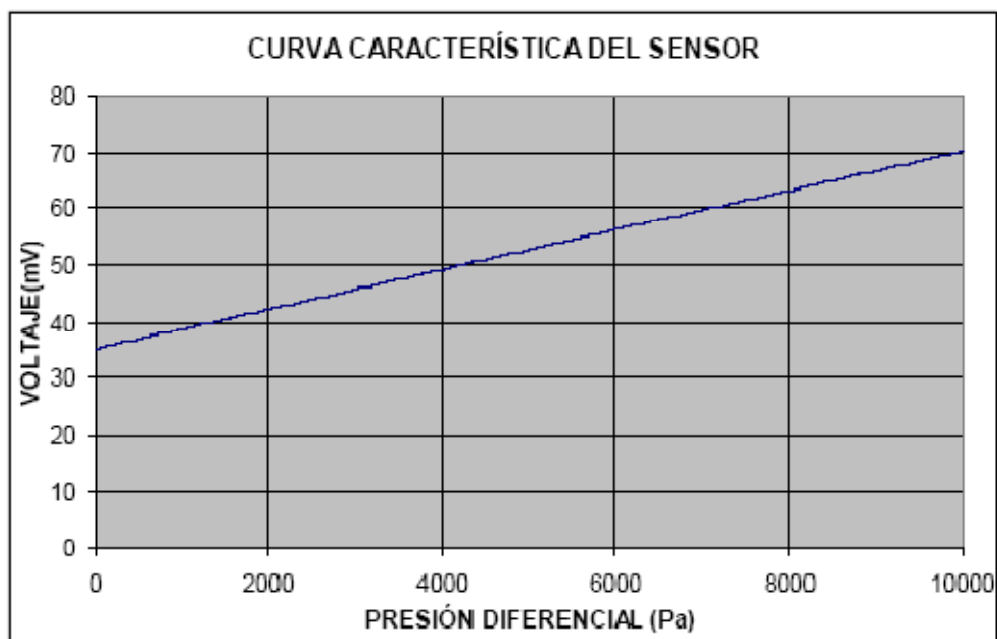


Figura IV.26 Curva característica del sensor MPX10D

Para la realización del espirómetro la ATS pide como mínimo los siguientes requerimientos técnicos para el sistema de adquisición:

- Debe garantizar las mediciones de flujo en el rango de 0 a 12 lts con una exactitud de 0.2 lts/s.
- Los sensores de presión diferencial deben ser lineales con compensación de temperatura y medir en la gama de +196.133 Pa.

- Deben convertir la señal analógica a digital con una resolución mínima de 12 bits.

De acuerdo a la segunda indicación de la ATS, se sugiere que el sensor mida un rango de presión igual a +196.133 Pa. y esté compensado en temperatura. El utilizar un sensor que cubra noblemente estos 2 requerimientos, implicaría elevar el costo 6 veces. El rango de medición del transductor empleado es mucho mayor al requerido y su sensibilidad menor; sin embargo, ese problema puede ser solucionado por amplificación en la etapa de acondicionamiento.

Para que un espirómetro de flujo funcione óptimamente se requiere impedir la condensación de vapor de agua en las paredes interiores del neumotacógrafo y del sensor, que puede alterar la resistencia del neumotacógrafo y deteriorar su funcionamiento. Colocando en el espirómetro una resistencia eléctrica calefactora (Heater) a lo largo del tubo para mantener la temperatura del aire exhalado, puede controlarse el problema de humedad. La implementación de dicho control de temperatura compensa la probable no linealidad, que específicamente es de $\pm 15\mu\text{V} / ^\circ\text{C}$. El sensor está diseñado para operar en el rango de -40°C a 120°C pero en nuestro caso estará operando siempre en condiciones específicas (35 a 38°C).

4.2.2. Diseño Electrónico

Control de Temperatura

Para el control de temperatura se fijo una resistencia de potencia de $10\ \Omega$ que hace la función de una resistencia calefactora en el interior del neumotacógrafo. El control de temperatura tiene como referencia un sensor en grados Celsius LM35 colocado internamente cerca de la resistencia calefactora que registra la temperatura actual

dentro del neumotacógrafo. El valor entregado por dicho sensor es comparado a un voltaje de referencia (3.5V que equivale 35°) y acondicionado por 2 amplificadores. Si el voltaje resultante es menor que el voltaje de referencia excita al optoacoplador 4N25, activando la resistencia de calentamiento. El diagrama del circuito se muestra en la figura IV.27:

Tanto el sensor de temperatura LM35 y el LM311 son alimentados con 5 V de una misma fuente, mientras que la resistencia calefactora es alimentada con 5 V pero de una fuente distinta para que el optoacoplador funcione correctamente, mientras que el TL084 es alimentado con una fuente simétrica de +15 V y -15 V, para que pueda amplificar la señal del sensor de temperatura.

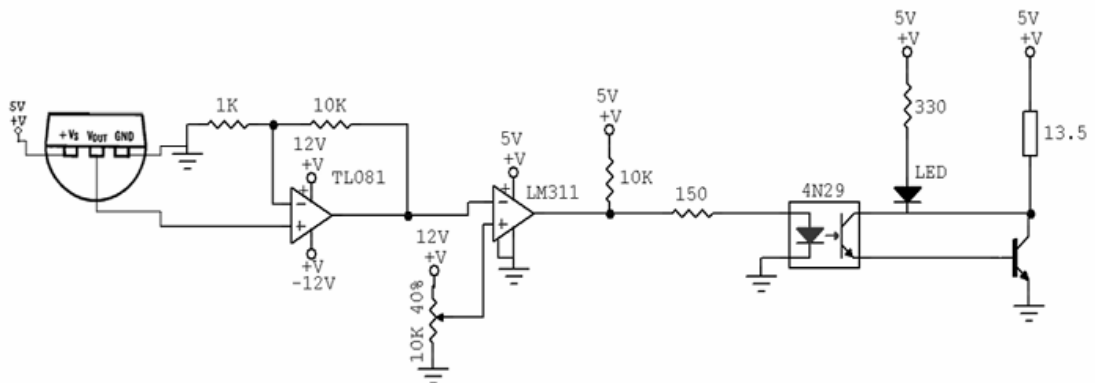


Figura IV.27 Control de temperatura del neumotacógrafo

Adquisición de Datos

El acondicionamiento de la señal proveniente del sensor de presión fue realizada en dos partes, la analógica y la digital. Regularmente el filtrado y la amplificación deben ser realizadas antes de convertir la señal a digital, para evitar la pérdida de información. En esta ocasión, el empleo de un convertidor A/D de 12 bits (en que la

señal puede adquirir 4096 valores distintos de un voltaje de referencia de 10 volts) permitirá realizar una preamplificación analógica y el filtrado digitalmente. En el rango que se deseaba utilizar el sensor (0 a 200 Pa) la señal máxima era 35.88 mV, donde 30.18mV provenían del offset. La corriente del transductor fue limitada entonces al conectar una resistencia de $11\ \Omega$ al voltaje de polarización del sensor de presión diferencial permitiendo reducir el offset (ver figura IV.28).

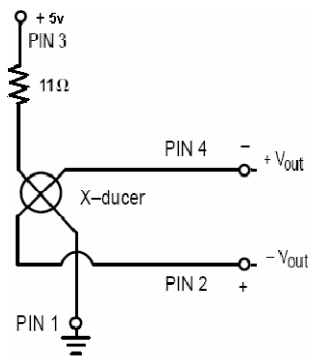


Figura IV.28 Transductor diferencial de presión limitado en corriente de alimentación

Al eliminar parcialmente el offset, el acondicionamiento analógico consistió solamente en amplificar la señal 1000 veces por medio de un amplificador de instrumentación AD524, sin riesgo de saturar el sensor.

En esta etapa solo el sensor de presión diferencial es alimentado con 5V, mientras que el AD524 y el TL082 son alimentados con +15V y -15V, después de amplificar la señal con el AD524 se le resta 2.5 V que es el valor del offset, para que empiece a tomar los datos desde 0, debido a que se realiza una resta de voltajes es necesario invertir el valor de la salida ya que el valor es negativo, y finalmente se coloca un diodo como protección de la tarjeta.

Conversión de la señal analógica a digital

La conversión de la señal amplificada proveniente del transductor, requiere ser convertida a digital para su procesamiento en la computadora. Se requiere que la conversión tenga una resolución de 12 bits, por requerimiento de la ATS, y se desea que la transmisión de datos se realice vía USB. La tarjeta de Adquisición de Datos NI USB-6008 de National Instruments es sencilla, fácil de utilizar, reutilizable, didáctica, durable y de bajo costo (figura IV.29).



Figura IV.29 Tarjeta de Adquisición NI USB-6008

La tarjeta de adquisición NI USB-6008 posee 8 entradas de 10v y 2 salidas analógicas de 5 v, 12 canales de entrada/salida digital y su convertidor interno tiene una resolución de 12 bits a una tasa de muestreo de 10,000 muestras/s. La tarjeta puede ser configurada y controlada mediante la aplicación computacional Labview™, que es un software desarrollado para crear programas de instrumentación virtual por medio de un lenguaje de programación gráfico. De este método de programación se hablará más adelante, al emplearlo en el proceso y control de la información obtenida en la prueba espirométrica.

En nuestra conversión de datos se emplearán diferencialmente los pines 2 y 3 de la tarjeta de adquisición, siendo el pin 2 la terminal positiva (Ver figura IV.30). En este

espirómetro se realiza por higiene la prueba espiratoria sin registro de la prueba inspiratoria, pues inhalar a través de un espirómetro de uso clínico requeriría de constante desinfección. Teniendo en cuenta el parámetro anterior, se espera que los voltajes adquiridos no arrojen valores negativos.

Sin embargo en la configuración de la tarjeta de adquisición se fijo el rango del voltaje de entrada en 10v para detectar si las terminales diferenciales del sensor fueron conectadas acertadamente. Se considera correcta la conexión si la terminal positiva del transductor es conectada antes de la resistencia neumática y la terminal negativa después de ésta, donde la presión será menor.



Figura IV.30 Pines de entrada en la adquisición de datos

En el siguiente diagrama se presentan los elementos físicos del sistema de adquisición de datos:

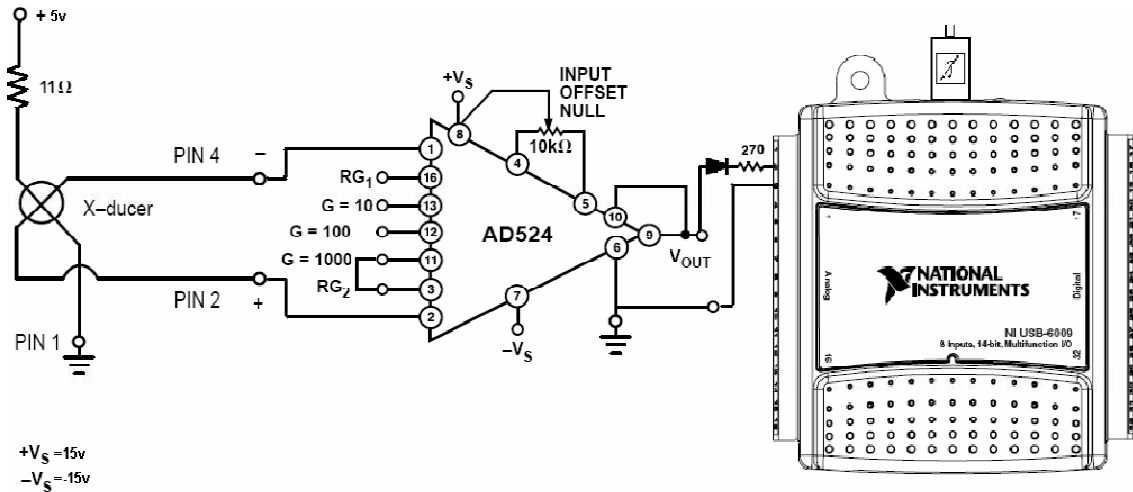


Figura IV.31 Conexión física del sistema electrónico de adquisición de datos



Figura IV.32 Espirómetro Concluido

4.2.3. Procesamiento de la Señal realizado en Labview

Una parte importante del procesamiento de la señal fue realizado mediante el programa Labview creado por National Instruments, cuyo objetivo es crear programas para la instrumentación virtual por medio de programación en lenguaje G. Se llama instrumentación virtual debido a que la mayor parte del acondicionamiento, control, transmisión- recepción de datos e interfaz con el usuario puede ser realizada mediante

programación, sustituyendo muchos elementos físicos. Es importante mencionar además la capacidad de Labview™ de trabajar en tiempo real. Estas características permiten el desarrollo de equipo de bajo costo, eficiente y de fácil visualización.

En el lenguaje G el código de los programas no se escribe, sino que se diseña mediante diagramas de bloque predefinidos donde se especifican determinadas funciones y se interconectan gráficamente. Este lenguaje puede funcionar en diferentes plataformas operativas como son MAC, Windows, UNIX y Linux. En nuestro caso se trabajó con la versión profesional 8.5 de Labview, que opera en la plataforma Windows XP.

Como se mencionó anteriormente, por medio de Labview se realizaron tres partes importantes del sistema de adquisición: la parte digital del acondicionamiento de la señal, el procesamiento y control de información y finalmente, la interfaz con el usuario y despliegue de información.

Acondicionamiento Digital

La etapa referente al acondicionamiento de la señal es considerada como tal desde el convertidor A/D hasta la obtención de la señal de flujo. Consta de 4 partes: la configuración de los datos muestreados, el filtrado, la interpretación como señal de flujo y la eliminación total del offset. Al terminar la etapa de acondicionamiento, la información estará lista para ser manipulada y caracterizada.

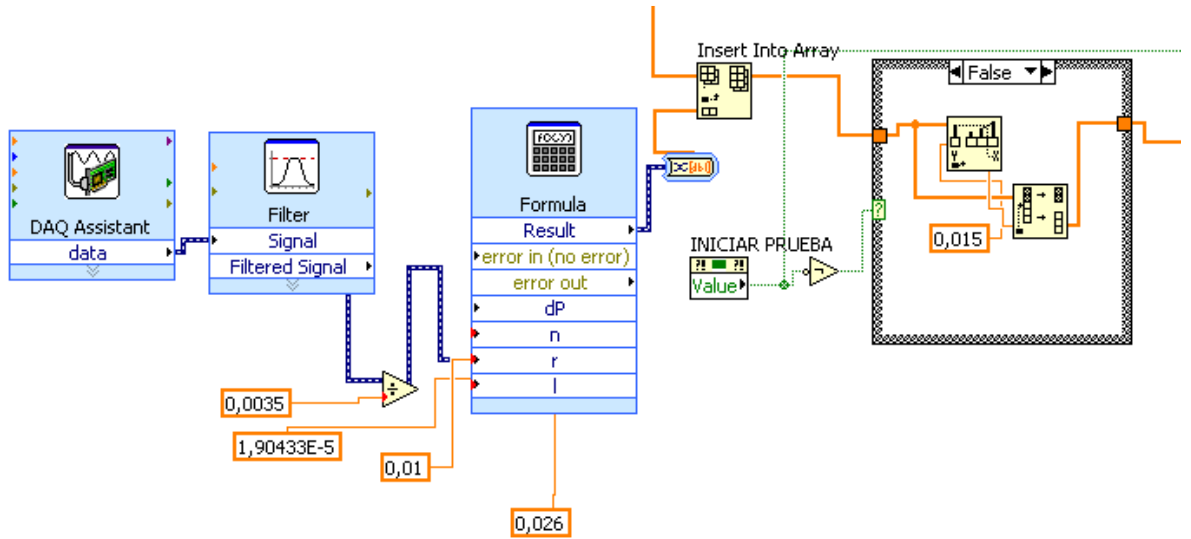


Figura IV.33 Acondicionamiento de la señal digital

En el primer icono de la figura IV.33, de izquierda a derecha, se presenta el DAQ Assistant que es un bloque predefinido de Labview para configurar el muestreo que realiza la tarjeta de adquisición NI USB-6008. En él se configuró el voltaje de entrada en el rango de +7V a +12V con una frecuencia de muestreo de 10 KHz, que cumple con el teorema de muestreo, siendo la respuesta del sensor diferencial de 1KHz. El modo de adquisición es continuo y el ciclo es realizado por un lazo exterior a este módulo, es decir, el número de muestras leído es 1 y, el buffer empleado para almacenar n número de muestras antes de salir del bloque no se emplea (ver Figura IV.33).

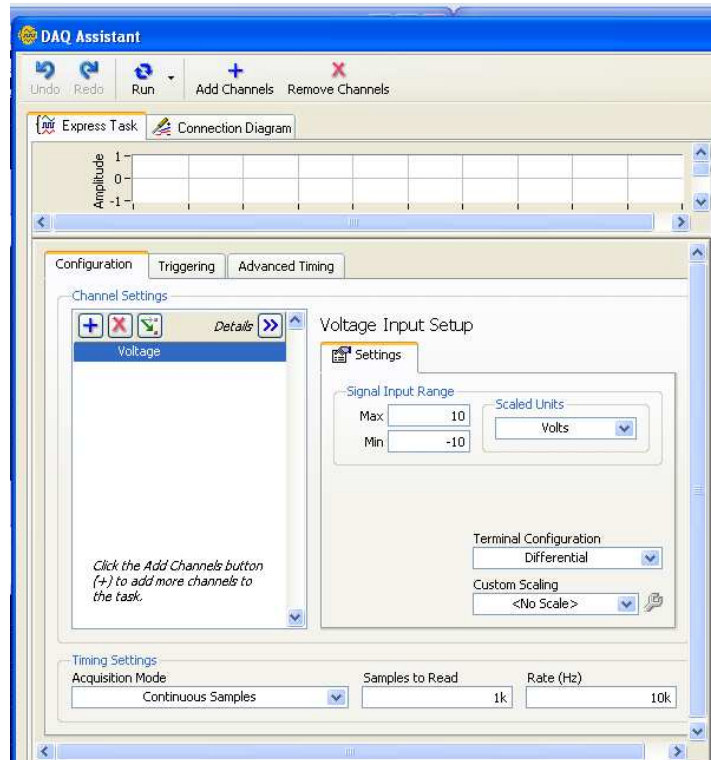


Figura IV.34 Configuración de la tarjeta de adquisición de datos

Posteriormente se quitará el ruido de la señal mediante un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 10 Hz y de orden 20. El filtrado se realizará mediante los modelos de filtrado de Labview™ para el procesamiento de señales, eligiéndose un filtro digital IIR tipo Butterworth.

Subsecuentemente se necesita obtener la relación entre la señal a procesar y el flujo. A continuación se muestra el procedimiento seguido para dicha interpretación, relacionándolo con las maniobras realizadas hasta el momento.

Idealmente el voltaje del sensor es solamente función de la presión debida al flujo espiratorio. Si el Span del sensor es de 35mV, pudiendo sensor hasta 10KPa se tiene que:

$$Vp_{ideal} = \frac{35mVolts}{10000} \cdot \Delta P_{esp}$$

Como el voltaje que entrega el transductor en la realidad presenta un offset representado por una constante 1 , el voltaje real proporcionado por el sensor es:

$$Vp_{real} = Vp_{ideal} + k1$$

De acuerdo a las especificaciones técnicas del sensor, al disminuir la corriente de alimentación por medio de un elemento resistivo, se logra reducir el offset. Si la resistencia es lo suficientemente pequeña, la sensibilidad del transductor no se afecta, de modo que:

$$Vp_{sensor} = Vp_{ideal} + k2$$

donde:

k2 es valor de voltaje de offset ya atenuado.

Al amplificar analógicamente la señal por medio de un amplificador de instrumentación y bloquear las corrientes negativas con el diodo, el voltaje fue:

$$V_{amplificado} = 1000 \cdot (Vp_{ideal} + k2) - V_{diodo} = 1000 \cdot Vp_{ideal} + 1000k2 - V_{diodo}$$

Al sustituir la ecuación 4.1 en la 4.4 y despejar ΔP_{esp} para obtener el diferencial de presión correspondiente al aire espirado se obtiene:

$$V_{amplificado} = 1000 \cdot \left(\frac{35mVolts}{10000} \cdot \Delta P_{esp} \right) + 1000k2 - V_{diodo}$$

$$V_{amplificado} = 3.5mVolts \cdot \Delta P_{esp} + 1000k2 - V_{diodo}$$

$$\Delta P_{esp} = \frac{V_{amplificado} - 1000k2 + V_{diodo}}{3.5mVolts} = \frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} - k3$$

$$\text{donde} \quad k3 = \frac{1000k2}{3.5mVolts} - V_{diodo}$$

Recordando la igualdad de Hagen- Poseuille, en la ecuación 3.2 se expresó el flujo laminar como:

$$\phi = \frac{dv}{dt} = \frac{\pi R^4}{8\mu} \left(\frac{\Delta P}{\Delta x} \right)$$

donde:

V es el volumen de un líquido transferido en el tiempo t expresado en m³

Δx es la diferencia de longitud entre los puntos P₁ y P₂ expresada en m

R el radio interno del tubo dado en m.

$\Delta P = P_1 - P_2$ la diferencia de presión entre las dos terminales expresada en pa,

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

Si se sustituye la expresión 4.5 en la ecuación de Poseuille, se obtendrá la relación entre el voltaje ya libre de ruido y la señal de flujo sensada en el neumatógrafo:

$$\phi = \frac{\pi R^4}{8\mu \Delta x} \cdot \Delta P = \frac{\pi R^4}{8\mu \Delta x} \left(\frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} - k3 \right)$$

$$\phi = \left(\frac{\pi R^4}{8\mu \Delta x} \right) \left(\frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} \right) - k4 \quad (5.6)$$

$$donde \quad k4 = \left(\frac{\pi R^4}{8\mu \Delta x} \right) k3$$

La ecuación 5.6 explica las operaciones restantes aplicadas en el acondicionamiento de la señal mostrado en la figura IV.33, conectadas al bloque etiquetado como Poseuille. Los parámetros de la ecuación 5.6 corresponden a las dimensiones físicas proporcionadas por la tabla IV.5:

Tabla IV.5 Valores físicos de la ecuación de Poiseuille

Δx : diferencia de longitud entre los puntos de sensado (m)	R : radio interno del tubo (m)	μ : viscosidad dinámica del fluido a 37°C ($\frac{\text{kg}}{\text{m}\cdot\text{s}}$)
0.025	Aprox. 0.0107	1.90433E-5

La constante k_4 es obtenida al restar el flujo sensado antes de iniciar la prueba espirométrica. En el bloque identificado por el título "Simulate Signal 4" se pretende eliminar pequeños picos, que pudieran presentarse por ruido inducido de baja frecuencia y consiguiera alterar las gráficas. Si la señal de flujo es menor a 0.01 l/s, entonces se redondea la medición a 0 l/s. Dicho procedimiento no quebranta las normas de la ATS, que demandan precisión en la medición de flujo de ± 0.05 l/s.

Mediciones de Flujo y Volumen

Para las mediciones tanto de flujo como de volumen será necesario guardar la información en una tabla, para saber qué valor es el que se necesita desplegar como medición del primer segundo, flujo máximo, volúmenes pico, etc. Un inconveniente importante de Labview™ es la forma en que se actualizan los datos: al graficar información en tiempo real no es posible mantener todos los valores. Para realizar un proceso por un tiempo determinado dicha operación necesita ser ejecutada dentro de un ciclo y al ser la información adquirida en tiempo real (datos dinámicos), la información de ciclos anteriores se pierde. Si los datos son guardados en un arreglo, será posible manipular toda la información requerida en cada ciclo.

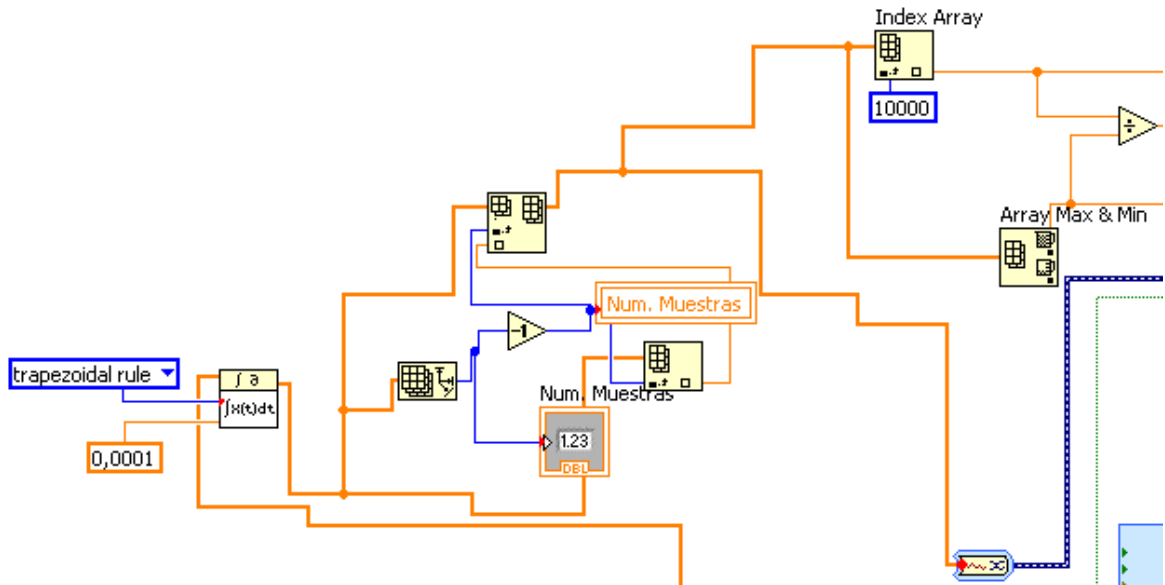


Figura IV.35 Manipulación de los datos procedentes de la medición de flujo

El pseudocódigo para procesar los datos de flujo es el siguiente:

1. Permitir la activación de la prueba a partir de que el sistema es ya estable, es decir, el filtro digital no presenta variaciones drásticas (aproximadamente 10 segundos).
2. Convertir la señal de datos dinámicos en números escalares de 64 bits.
3. Añadir los números a un arreglo de datos.
4. Si el botón de inicio de prueba se ha activado y el dato inmediato del sensor es mayor a 0.015, entonces validar el flujo de información. En caso eliminar la información del arreglo y volver al paso 3.
5. Si el flujo de información es válida, contar el número de muestras, obtener la muestra de mayor tamaño (Flujo Espiratorio Pico) y la muestra tomada en el primer segundo a partir de que la prueba fue válida.
6. Alinear el número de muestras con las provenientes de las mediciones de volumen y graficar.

Para obtener el volumen espiratorio como función del tiempo es necesario integrar la señal de flujo a lo largo de la prueba espirométrica. En Labview™ existen diferentes posibilidades de integración la señal, las cuales se muestran en la figura IV.36:

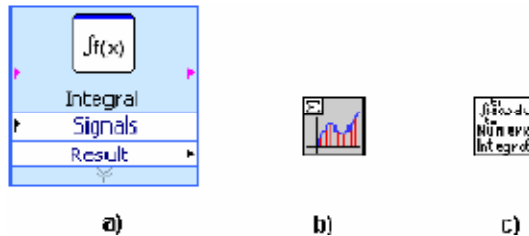


Figura IV.36 Íconos de Integración en Labview a) Integración de una señal, b) Integración por fórmula, c) Integración numérica

Inicialmente se eligió el primer icono de Integración, pues realiza directamente la integración de la señal y no requiere otro procedimiento, sin embargo, dicho icono presenta un inconveniente en nuestro programa, que será ejecutado n número de veces seguidas, en función del número de pruebas que se deseen realizar. Al finalizar una prueba dicha integral almacena el último valor de tiempo t_1 como t_0 para la próxima integración, y no puede ser reinicializado hasta cerrar el programa, o Labview en su caso.

El siguiente icono (figura IV.36 b) requiere que le sean introducidos todos los parámetros de integración (t_0 , t_1 y $F(t)$), y no puede ser usado dado que se desconocen $F(t)$ y sus parámetros temporales.

Por lo tanto, para la integración de la señal de flujo tuvo que emplearse la Integración numérica de la figura IV.36 (c), por ser la que se mejor de adapta a las necesidades de integrar muestra por muestra y poder reinicializarse en cualquier momento deseado.

La integral numérica es una integración de superficie que entrega un solo número al recibir un arreglo numérico. La información de volumen tendrá como consecuencia un tiempo de retraso con respecto a la señal de flujo, pues requiere de la existencia de dicho arreglo para su operación. Por esta razón, para graficar la señal de flujo contra volumen se necesita muestrear nuevamente y alinear ambas señales.

El procesamiento de la señal de volumen se muestra en la figura IV.37 y obedece al siguiente pseudocódigo:

1. Si el botón de inicio de prueba está activado y existen datos en el arreglo de flujo, entonces realizar la integral numérica de los datos existentes en el arreglo de flujo.
2. Crea un arreglo para almacenar los valores de la integral en cada ciclo.
3. Si existiera un valor de datos en el arreglo de volumen pero la señal de flujo no fuera válida, reajustar el tamaño del arreglo de volumen.
4. De acuerdo a los elementos del arreglo elegir: el de mayor volumen, el volumen en el primer segundo y el Índice de Tiffenau ($VEF1/CVF$).
5. Alinear el número de muestras con las provenientes de las mediciones de flujo y graficar.

Posteriormente los datos del arreglo de flujo serán almacenados en un archivo con extensión *.lvm, cuyo nombre y ruta son seleccionadas por el usuario, para poder ser graficados y comparados con otras pruebas. En caso de correr nuevamente la prueba, se reinicializa la información a cero al igual que las gráficas.

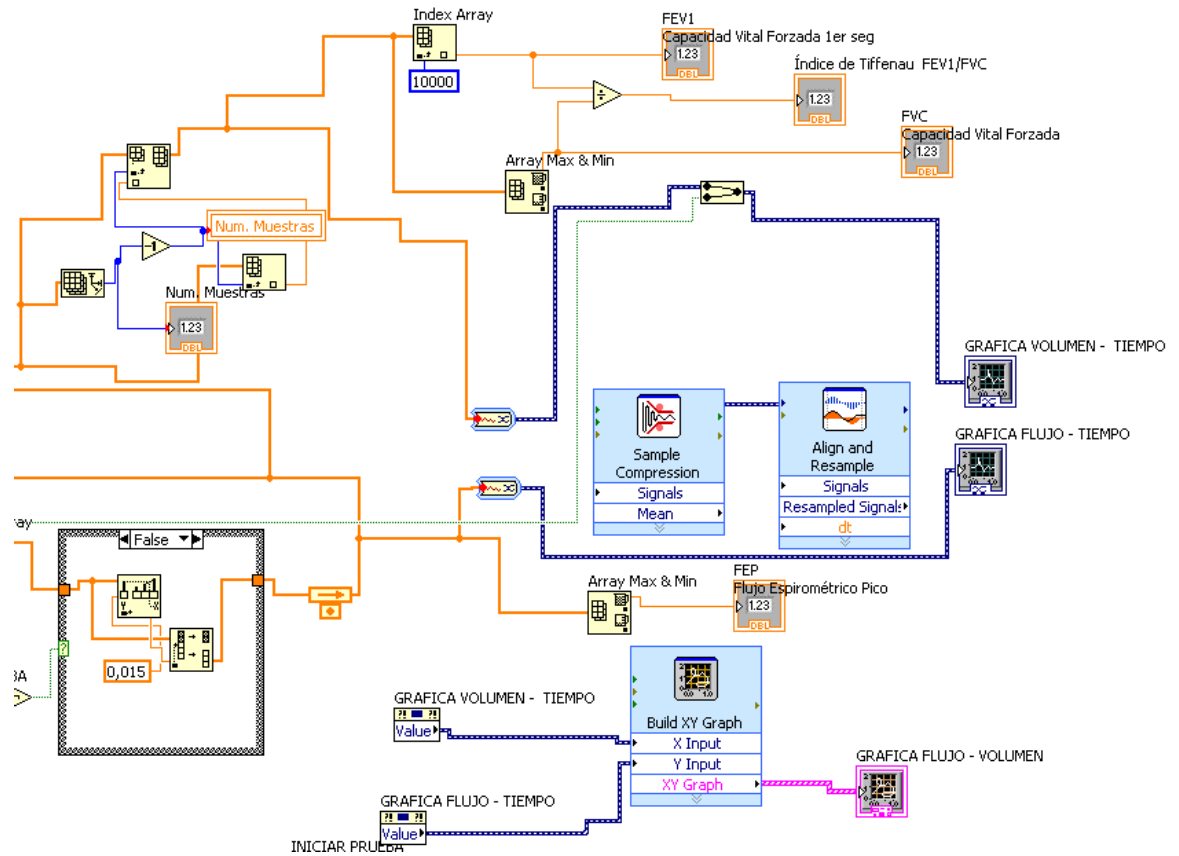


Figura IV.37 Procesamiento de la señal de volumen espirada y método de graficación

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y ANÁLISIS.

5.1. FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA

La adquisición de datos requiere que la tarjeta NI USB-6008 se conecte al circuito electrónico y al puerto USB con la finalidad de habilitar la transmisión de información y la conversión de la señal analógica a digital, proveniente del sensor de presión diferencial. Si la tarjeta de adquisición no estuviera debidamente conectada o no fuera detectada, al ejecutar el programa se presentará un error (Ver figura V.38) que indica que la tarjeta aún no está conectada.



Figura V.38 Error de la tarjeta USB 6008 cuando no esta conectada

Si la tarjeta está debidamente conectada, al ejecutar el programa el sistema se prepara para llevar a cabo la prueba espirométrica. Se requiere un tiempo aproximado de 10 segundos para que el filtro digital esté estable y bloquee la señal de ruido adecuadamente, por lo que se mostrará al usuario una pantalla de espera con el avance del proceso (Ver figura V.39)

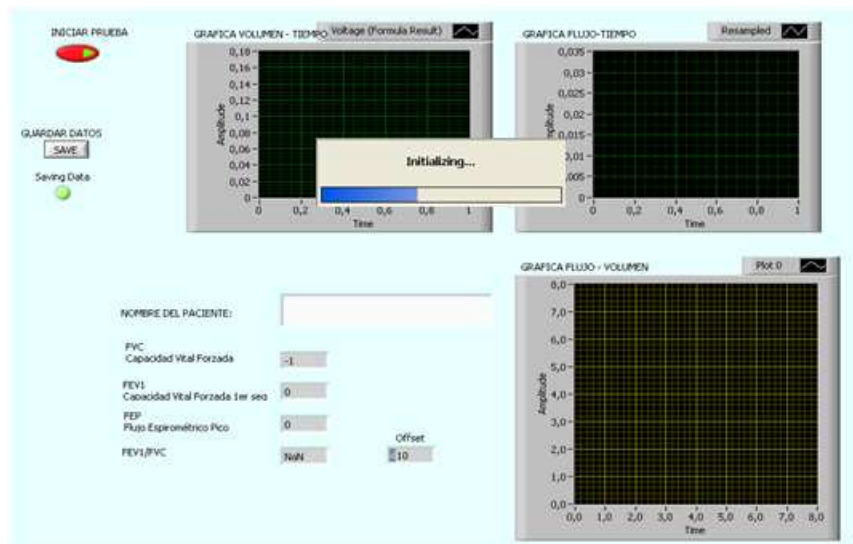


Figura V.39 Iniciación de la tarjeta USB 6008

Al finalizar el tiempo de espera, se habilitará la pantalla del examen espirométrico mostrada en la figura , donde se podrán observar la graficación y las mediciones en tiempo real. En esta pantalla se puede además escribir el nombre del paciente y alguna información específica de éste en el recuadro blanco del centro.

Para dar inicio al examen se presiona el botón de la parte superior izquierda con la leyenda “Iniciar Prueba”. En ese momento, se indica al paciente que espire el aire con la mayor fuerza posible y, que no deje de espirar hasta sentir que el aire en el interior de sus pulmones se ha agotado. En el lado derecho de la pantalla se observan las gráficas Flujo-Tiempo y Volumen-Tiempo, que son las curvas obtenidas de la medición directa de la señal y de la integración de ésta respectivamente. En el centro se aprecian las mediciones espirométricas y la curva de Flujo-Volumen, realizadas también en tiempo real. Para indicar el final de la prueba será necesario cancelar el programa o salvar los datos de la prueba.

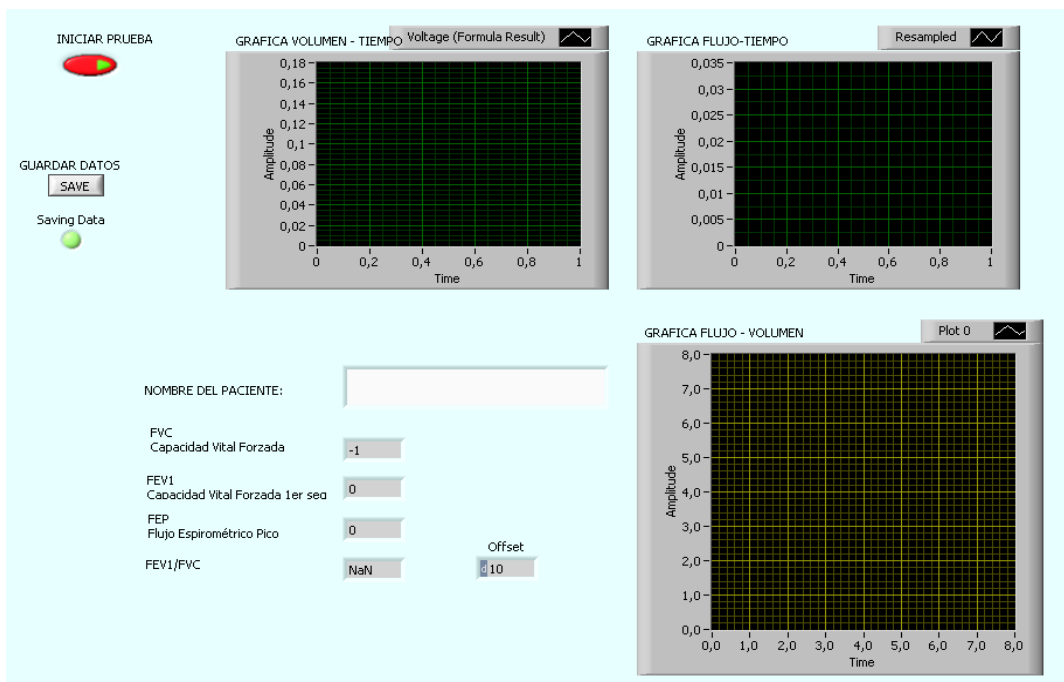


Figura V.40 Pantalla principal del programa

5.2. COMPARACION DE ESPIROGRAMAS

A continuación se muestra la gráfica Flujo-Tiempo (Ver Figura V.41) obtenida por el espirómetro construido y la gráfica Flujo-Tiempo de un patrón Normal (Ver Figura V.42), en la cual se muestra que existe similitud tanto en Amplitud que es en Litros así como el tiempo en segundos.

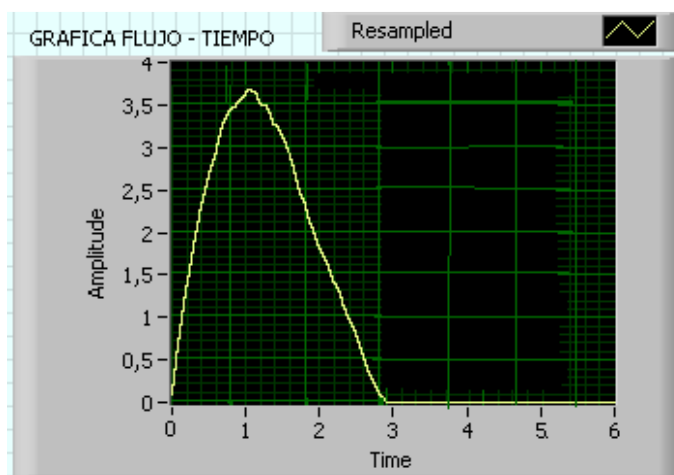


Figura V.41 Grafica Flujo – Tiempo adquirida por el espirómetro

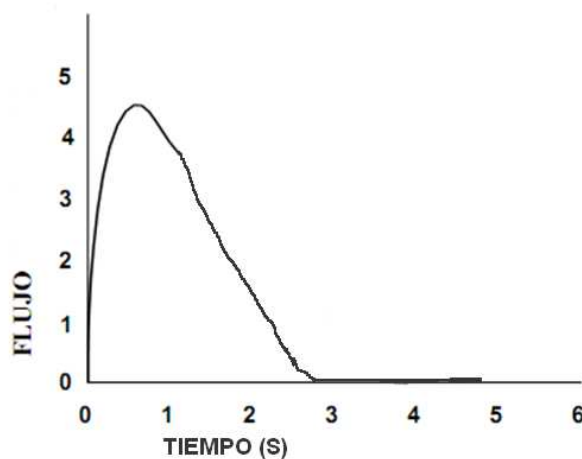


Figura V.42 Grafica Flujo Tiempo de un patrón Normal

La grafica Volumen Tiempo adquirida con el espirómetro así como la grafica del Patrón Normal Volumen-Tiempo también son similares (Ver figura V.43 y figura V.44).

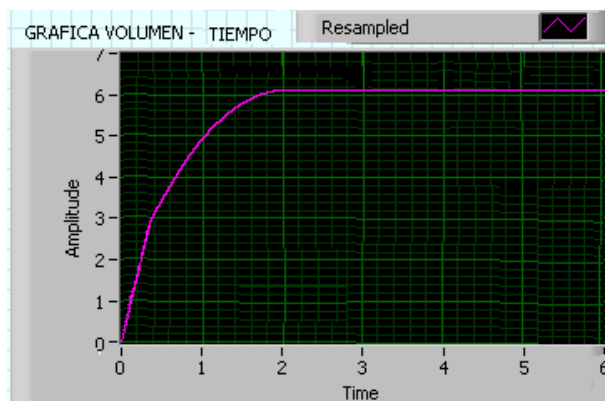


Figura V.43 Grafica Volumen – Tiempo adquirida por el espirómetro

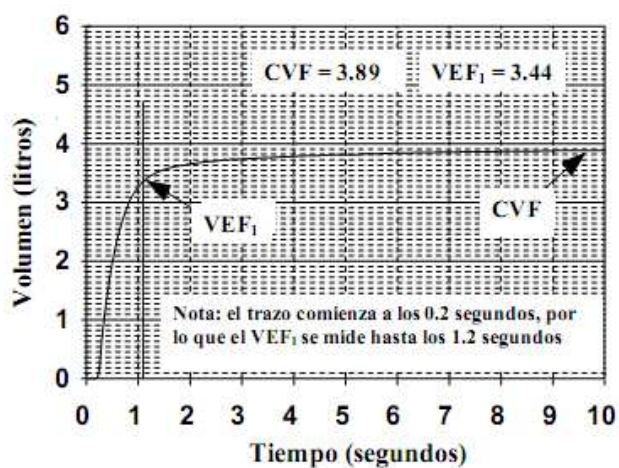


Figura V.44 Patrón de Grafica Volumen - Tiempo

Realización de la prueba espirométrica

La prueba espirométrica se la realizo a una persona de joven de sexo masculino de 28 años y de 180 cm de estatura. La adquisición de los datos tuvo un tiempo aproximado de 6 segundos en los cuales se muestra los siguientes resultados (Ver figura V.45):

Capacidad Vital forzada: 5.44

Capacidad Vital forzada en el primer segundo: 4.09

Índice de Tiffenau VEF_1/VCF : 0.75 que equivale al 75%

Flujo Espiratorio Pico: 4.09

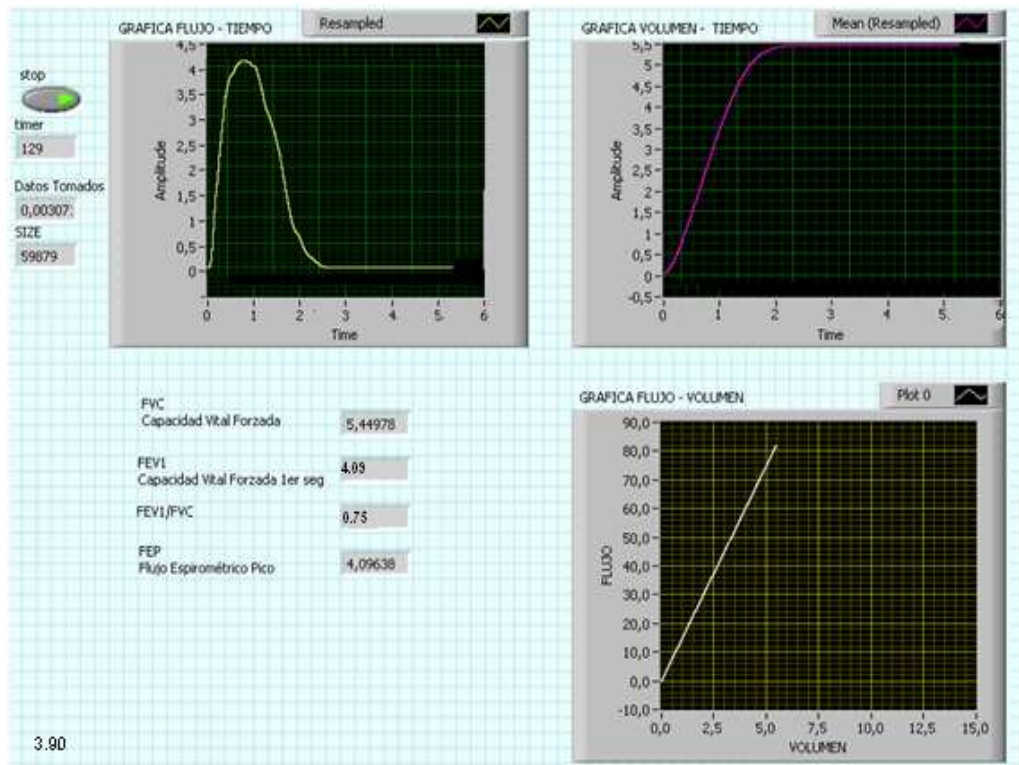


Figura V.45 Prueba Espirométrica

Según los patrones establecidos en las TABLAS DE REFERENCIA DEL NHANES III (Hankinson et al 1999) (Ver Anexo F), Muestra los siguientes valores:

Capacidad Vital forzada: 4-65 a 5.88

Capacidad Vital forzada en el primer segundo: 3.86 a 4.65

Índice de Tiffenau VEF1/VCF: 0.744 a 0.835 que en porcentaje que equivale: 74.4% a 83.5%

Esto quiere decir que el sujeto indica un espirograma con diagnóstico normal

CONCLUSIONES.

1. El presente trabajo muestra una aplicación electrónica en una rama muy específica del área médica, en la evaluación de la salud respiratoria mediante la espirometría. Lo más interesante de un proyecto de este tipo, desde el punto de vista tecnológico, es la realización de un instrumento moderno, exacto y de bajo costo que sea accesible a todas las personas y que utilice las herramientas óptimas para su desarrollo.

2. Los objetivos planteados en esta tesis se consiguieron satisfactoriamente al desarrollar un proyecto compacto que estimuló criterios científicos propios de una tesis práctica, englobando las siguientes habilidades:
 - a. Investigación y Caracterización de un problema en un campo de actuación desconocido
 - b. Observación, Análisis y Descripción
 - c. Determinación de medios y Recursos
 - d. Desarrollo de pensamiento crítico
 - e. Adquisición de señales

3. El espirómetro de flujo realizado puede ser un auxiliar en la conservación de la salud, en la prevención y en el diagnóstico temprano de enfermedades respiratorias. Fue necesario realizar un estudio detallado de la espirometría, con el fin de conocer el proceso e implementar un espirómetro electrónico de flujo que cumpliera con Normas Internacionales.

4. En la construcción del espirómetro se logró conseguir un instrumento electrónico estable, de linealidad y precisión acordes a los estándares establecidos.
5. Se planteó como propósito que el espirómetro fuera portátil, por lo que además de requerir un tamaño reducido, necesitaba ser independiente de la temperatura y la presión atmosféricas. La independencia de la temperatura fue conseguida al implementar un control, que permite mantener permanentemente el interior del neumotacómetro en el rango 35° a 38 °C. El control de temperatura permite además:
 - a. Controlar la humedad interior del espirómetro, al evitar la condensación de vapor de agua propio de la exhalación. Dicha humedad podría alterar las características de la resistencia neumática, además de ser antihigiénico a otros usuarios.
 - b. Compensar la dependencia del transductor de presión diferencial a la temperatura.
6. La independencia a la presión atmosférica se consiguió al implementar un espirómetro de flujo que utiliza como sensor un transductor de presión diferencial. El sensor de presión diferencial utilizado, es un transductor de bajo costo que está diseñado para trabajar a nivel industrial, con presiones en el rango de kilopascales. Dicho sensor, aún funcionando en su escala completa, tiene un rango dinámico de voltaje reducido (milivolts) y, en esta aplicación se emplea en un intervalo de medición menor a 1000 pascales. Otra característica importante del sensor es el offset, que al trabajar con

una señal de voltaje muy pequeño que necesita de gran amplificación resulta un parámetro significativo en la adquisición de la señal.

7. Esta etapa del diseño requirió bastantes pruebas y tiempo, sin embargo fue resuelto de manera satisfactoria. El sensor tuvo la ventaja de ser lineal y se consiguió una caracterización bastante aceptable después del proceso de adquisición de datos.
8. Un instrumento médico económico, se empleó una tarjeta de adquisición de Datos USB-6008 de National Instruments. El software realizado en Labview™ consiste en la adquisición de datos. El programa es amigable y 100% gráfico.
9. Este trabajo podría favorecer el uso de la espirometría en nuestro país al facilitar la adquisición de equipo de bajo costo a hospitales y clínicas con referencia a espirómetros comerciales.

RECOMENDACIONES

1. Se debe establecer el tipo de neumotacógrafo a implementar de acuerdo a los materiales que se posee al alcance a si como también la factibilidad que este posee.
2. Para que la adquisición de datos sea eficiente, se debe hacer tanto un acondicionamiento analógico como digital para obtener nitidez en la señal.
3. Se debe tener presente las características técnicas de cada componente electrónico para usarlos adecuadamente y así evitar daños en los mismos.

RESUMEN.

El objetivo de la investigación es la construcción de un espirómetro electrónico digital que sirva para la medición de la capacidad pulmonar.

La construcción del espirómetro se basa en un sensor de presión diferencial (MPX10D), que mide el flujo de aire espirado por el paciente en un tubo de cerámica de 2 cm de diámetro y 15 cm de largo. En su interior se utilizó una resistencia de potencia de 10 Ω que hace la función de resistencia calefactora, mediante un control de temperatura en un rango de 35° a 38 °C, se colocó a la mitad del mismo, fibra sintética para hacer la función de un neumotacómetro de pantalla Lilly. La señal medida es acondicionada con un amplificador operacional AD524 y un TL082 para posteriormente transformarla a digital a través una tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6008 de 12 bits, para ser procesada en el computador mediante el software de programación de Labview que desplegará datos de: Mediciones gráficas de curvas volumen-tiempo, flujo-volumen y FVC (capacidad vital forzada) y FEV1(Volumen espiratorio forzado en el primer segundo). Para el funcionamiento del espirómetro se necesita de una fuente simétrica de 15 V y de dos fuentes independientes de 5 V.

Se obtuvo un instrumento electrónico digital estable, portátil, de tamaño y costo reducido, e independiente de la temperatura y la presión atmosférica, puede ser utilizado como un instrumento auxiliar en la conservación de la salud, en la prevención y en el diagnóstico de enfermedades respiratorias.

Se recomienda que este instrumento sea utilizado en hospitales, clínicas y consultorios médicos referentes al área de espirometría.

SUMMARY

The Construction a digital Electronic Spirometer was investigated, that is good for the measurement from lung capacity.

This was based on a sensor pressure of differential (MPX10D) that measures the flow of air exhaled a lot of time for the patient in a tube of ceramic of 2 centimeter diameter and 15 centimeter larger. In their interior, a resistance power 10 was used that makes the function of calefactory, by means of a control of temperature in an rank about 35 a 38 centigrade, it located in the middle of the same, synthetic fiber in order to function of neumotacómetro screen Lilly. The moderate sign is conditioned with an operational amplifier AD524 and a TL082 that stops later transforming it to digital inclination a data acquisition card NIUSB 6008 of 12 bits, to be processed in the computer by means of the software of programming Labview that it will deploy the data: The graphic mensurations of curved volume-time, flow-volume and forced vital FVC(capability) and the espiratory FEV1 (Volumen forced in the first second). For operation about spirometer it was needed of a symmetrical source 15 V and two independent sources 5V.

An instrument electronic digital laptop was obtained, size and the reduced, and independent cost the temperature and the atmospheric pressure, it can be used as an auxiliary instrument in the conservation of the health in the prevention and in the diagnosis of breathing the illnesses.

It is recommended that this orchestrates it is used in hospitals, clinical and relating medical clinics to the area of the spirometry

ANEXOS

ANEXO A. Datasheet del AD524



Precision Instrumentation Amplifier

AD524

FEATURES

- Low noise: 0.3 μV p-p at 0.1 Hz to 10 Hz
- Low nonlinearity: 0.003% ($G = 1$)
- High CMRR: 120 dB ($G = 1000$)
- Low offset voltage: 50 μV
- Low offset voltage drift: 0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
- Gain bandwidth product: 25 MHz
- Pin programmable gains of 1, 10, 100, 1000
- Input protection, power-on/power-off
- No external components required
- Internally compensated
- MIL-STD-883B and chips available
- 16-lead ceramic DIP and SOIC packages and 20-terminal leadless chip carrier available
- Available in tape and reel in accordance with EIA-481A standard
- Standard military drawing also available

GENERAL DESCRIPTION

The AD524 is a precision monolithic instrumentation amplifier designed for data acquisition applications requiring high accuracy under worst-case operating conditions. An outstanding combination of high linearity, high common-mode rejection, low offset voltage drift, and low noise makes the AD524 suitable for use in many data acquisition systems.

The AD524 has an output offset voltage drift of less than 25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, input offset voltage drift of less than 0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, CMR above 90 dB at unity gain (120 dB at $G = 1000$), and maximum nonlinearity of 0.003% at $G = 1$. In addition to the outstanding dc specifications, the AD524 also has a 25 kHz bandwidth ($G = 1000$). To make it suitable for high speed data acquisition systems, the AD524 has an output slew rate of 5 V/ μs and settles in 15 μs to 0.01% for gains of 1 to 100.

As a complete amplifier, the AD524 does not require any external components for fixed gains of 1, 10, 100 and 1000. For other gain settings between 1 and 1000, only a single resistor is required. The AD524 input is fully protected for both power-on and power-off fault conditions.

The AD524 IC instrumentation amplifier is available in four different versions of accuracy and operating temperature range. The economical A grade, the low drift B grade, and lower drift,

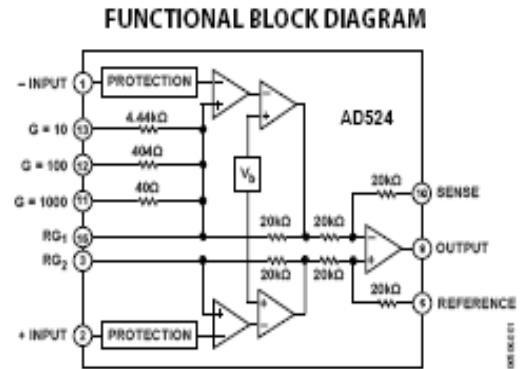


Figure 1.

higher linearity C grade are specified from -25°C to $+85^\circ\text{C}$. The S grade guarantees performance to specification over the extended temperature range -55°C to $+125^\circ\text{C}$. The AD524 is available in a 16-lead ceramic DIP, 16-lead SBDIP, 16-lead SOIC wide packages, and 20-terminal leadless chip carrier.

PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD524 has guaranteed low offset voltage, offset voltage drift, and low noise for precision high gain applications.
2. The AD524 is functionally complete with pin programmable gains of 1, 10, 100, and 1000, and single resistor programmable for any gain.
3. Input and output offset nulling terminals are provided for very high precision applications and to minimize offset voltage changes in gain ranging applications.
4. The AD524 is input protected for both power-on and power-off fault conditions.
5. The AD524 offers superior dynamic performance with a gain bandwidth product of 25 MHz, full power response of 75 kHz and a settling time of 15 μs to 0.01% of a 20 V step ($G = 100$).

AD524

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 3.

Parameter	Rating
Supply Voltage	± 18 V
Internal Power Dissipation	450 mW
Input Voltage ¹ (Either Input Simultaneously) $ V_{IN} + V_S $	< 36 V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range (R)	-65°C to $+125^{\circ}\text{C}$
(D, E)	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature Range AD524A/AD524B/AD524C	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$
AD524S	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature (Soldering, 60 sec)	$+300^{\circ}\text{C}$

¹Maximum input voltage specification refers to maximum voltage to which either input terminal may be raised with or without device power applied. For example, with ± 18 volt supplies maximum, V_{IN} is ± 18 V; with zero supply voltage maximum, V_{IN} is ± 36 V.

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

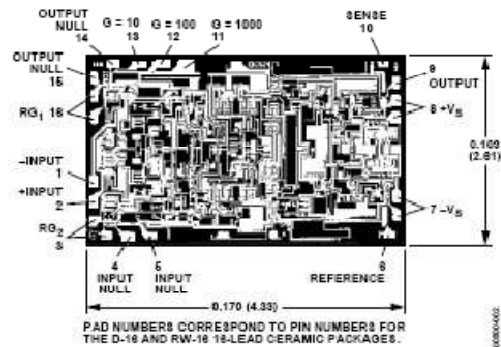


Figure 2. Metallization Photograph
Contact factory for latest dimensions;
Dimensions shown in inches and (mm)

CONNECTION DIAGRAMS

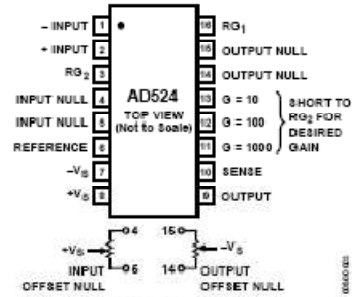


Figure 3. Ceramic (D) and
SOIC (RW-16 and D-16) Packages

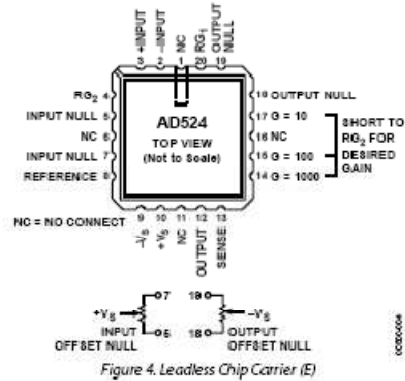


Figure 4. Leadless Chip Carrier (E)

ESD CAUTION



ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

SPECIFICATIONS

@ $V_S = \pm 15\text{ V}$, $R_I = 2\text{ k}\Omega$ and $T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.

All min and max specifications are guaranteed. Specifications shown in **boldface** are tested on all production units at the final electrical test. Results from those tests are used to calculate outgoing quality levels.

Table 1.

Parameter	AD524A			AD524B			Unit
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN							
Gain Equation (External Resistor Gain Programming)	$\left[\frac{40,000}{R_G} + 1 \right] \pm 20\%$			$\left[\frac{40,000}{R_G} + 1 \right] \pm 20\%$			
Gain Range (Pin Programmable)	1 to 1000			1 to 1000			
Gain Error ¹							
G = 1			±0.05			±0.03	%
G = 10			±0.25			±0.15	%
G = 100			±0.5			±0.35	%
G = 1000			±2.0			±1.0	%
Nonlinearity							
G = 1			±0.01			±0.005	%
G = 10 , G = 100			±0.01			±0.005	%
G = 1000			±0.01			±0.01	%
Gain vs. Temperature							
G = 1			5			5	ppm/°C
G = 10			15			10	ppm/°C
G = 100			35			25	ppm/°C
G = 1000			100			50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET (May be Nulled)							
Input Offset Voltage			250			100	μV
vs. Temperature			2			0.75	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Output Offset Voltage			5			3	mV
vs. Temperature			100			50	μV
Offset Referred to the Input vs. Supply							
G = 1	70			75			dB
G = 10	85			95			dB
G = 100	95			105			dB
G = 1000	100			110			dB
INPUT CURRENT							
Input Bias Current			±50			±25	nA
vs. Temperature			±100			±100	pA/°C
Input Offset Current			±35			±15	nA
vs. Temperature			±100			±100	pA/°C

ANEXO B. Datasheet del sensor de temperatura LM35



November 2000

LM35

Precision Centigrade Temperature Sensors

General Description

The LM35 series are precision integrated-circuit temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (Centigrade) temperature. The LM35 thus has an advantage over linear temperature sensors calibrated in ° Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from its output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of $\pm 1/4^\circ\text{C}$ at room temperature and $\pm 3/4^\circ\text{C}$ over a full -55 to $+150^\circ\text{C}$ temperature range. Low cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The LM35's low output impedance, linear output, and precise inherent calibration make interfacing to readout or control circuitry especially easy. It can be used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As it draws only $60\ \mu\text{A}$ from its supply, it has very low self-heating, less than 0.1°C in still air. The LM35 is rated to operate over a -55° to $+150^\circ\text{C}$ temperature range, while the LM35C is rated for a -40° to $+110^\circ\text{C}$ range (-10° with improved accuracy). The LM35 series is available pack-

aged in hermetic TO-46 transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D are also available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D is also available in an 8-lead surface mount small outline package and a plastic TO-220 package.

Features

- Calibrated directly in ° Celsius (Centigrade)
- Linear + 10.0 mV/°C scale factor
- 0.5°C accuracy guaranteeable (at +25°C)
- Rated for full -55° to $+150^\circ\text{C}$ range
- Suitable for remote applications
- Low cost due to wafer-level trimming
- Operates from 4 to 30 volts
- Less than $60\ \mu\text{A}$ current drain
- Low self-heating, 0.08°C in still air
- Nonlinearity only $\pm 1/4^\circ\text{C}$ typical
- Low impedance output, $0.1\ \Omega$ for 1 mA load

Typical Applications

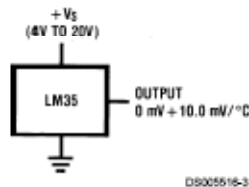
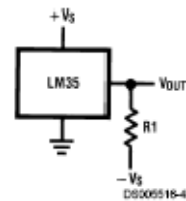


FIGURE 1. Basic Centigrade Temperature Sensor
($+2^\circ\text{C}$ to $+150^\circ\text{C}$)

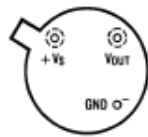


Choose $R_1 = -V_S/50\ \mu\text{A}$
 $V_{OUT} = +1,500\ \text{mV}$ at $+150^\circ\text{C}$
= $+250\ \text{mV}$ at $+25^\circ\text{C}$
= $-550\ \text{mV}$ at -55°C

FIGURE 2. Full-Range Centigrade Temperature Sensor

Connection Diagrams

TO-46
Metal Can Package*



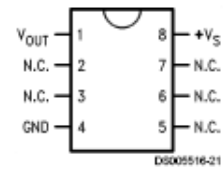
BOTTOM VIEW
DS000516-1

*Case is connected to negative pin (GND)

Order Number LM35H, LM35AH, LM35CH, LM35CAH or LM35DH

See NS Package Number H03H

SO-8
Small Outline Molded Package

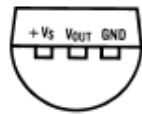


DS000516-21

N.C. = No Connection

Top View
Order Number LM35DM
See NS Package Number M08A

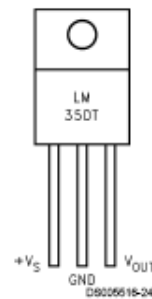
TO-92
Plastic Package



BOTTOM VIEW
DS000516-2

Order Number LM35CZ,
LM35CAZ or LM35DZ
See NS Package Number Z03A

TO-220
Plastic Package*



DS000516-24

*Tab is connected to the negative pin (GND).

Note: The LM35DT pinout is different than the discontinued LM35DP.

Order Number LM35DT
See NS Package Number TA03F

Absolute Maximum Ratings (Note 10)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	+35V to -0.2V
Output Voltage	+8V to -1.0V
Output Current	10 mA
Storage Temp.:	
TO-40 Package,	-00°C to +180°C
TO-92 Package,	-80°C to +150°C
SO-8 Package,	85°C to +150°C
TO-220 Package,	-85°C to +150°C
Lead Temp.:	
TO-46 Package,	
(Soldering, 10 seconds)	300°C

TO-92 and TO-220 Package, (Soldering, 10 seconds)	280°C
SO Package (Note 12)	
Vapor Phase (80 seconds)	215°C
Infrared (15 seconds)	220°C
ESD Susceptibility (Note 11)	2500V
Specified Operating Temperature Range: T_{MIN} to T_{MAX} (Note 2)	
LM35, LM35A	-55°C to +150°C
LM35C, LM35CA	-40°C to +10°C
LM35D	0°C to +100°C

Electrical Characteristics

(Notes 1, 8)

Parameter	Conditions	LM35A			LM35CA			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.2	± 0.5		± 0.2	± 0.5		°C
	$T_A = -10^\circ\text{C}$	± 0.3			± 0.3		± 1.0	°C
	$T_A = T_{MAX}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		°C
	$T_A = T_{MIN}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4		± 1.5	°C
Nonlinearity (Note 8)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	+0.18		+0.35	+0.15		+0.3	°C
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	+10.0	+9.9, +10.1		+10.0		+9.9, +10.1	mV/°C
Load Regulation (Note 3) $0 \leq I_L \leq 1$ mA	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		mV/mA
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	± 0.5		± 3.0	± 0.5		± 3.0	mV/mA
Line Regulation (Note 3)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.01	± 0.05		± 0.01	± 0.05		mV/V
	$4V \leq V_S \leq 30V$	± 0.02		± 0.1	± 0.02		± 0.1	mV/V
Quiescent Current (Note 9)	$V_S = +5V, +25^\circ\text{C}$	58	67		58	67		μA
	$V_S = +5V$	105		131	91		114	μA
	$V_S = +30V, +25^\circ\text{C}$	56.2	66		56.2	68		μA
	$V_S = +30V$	105.5		133	91.5		116	μA
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4V \leq V_S \leq 30V, +25^\circ\text{C}$	0.2	1.0		0.2	1.0		μA
	$4V \leq V_S \leq 30V$	0.5		2.0	0.5		2.0	μA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		+0.39		+0.5	+0.39		+0.5	μA/°C
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of Figure 1, $I_L = 0$	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	°C
Long Term Stability	$T_J = T_{MAX}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			°C

ANEXO C. Datasheet del sensor de presión diferencial MPX10D



10 kPa Uncompensated Silicon Pressure Sensors

The MPX10 series device is a silicon piezoresistive pressure sensor providing a very accurate and linear voltage output — directly proportional to the applied pressure. This standard, low cost, uncompensated sensor permits manufacturers to design and add their own external temperature compensating and signal conditioning networks. Compensation techniques are simplified because of the predictability of Motorola's single element strain gauge design.

Features

- Low Cost
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge Design
- Ratiometric to Supply Voltage
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Differential and Gauge Options

Application Examples

- Air Movement Control
- Environmental Control Systems
- Level Indicators
- Leak Detection
- Medical Instrumentation
- Industrial Controls
- Pneumatic Control Systems
- Robotics

Figure 1 shows a schematic of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

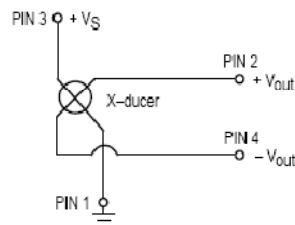


Figure 1. Uncompensated Pressure Sensor Schematic

VOLTAGE OUTPUT versus APPLIED DIFFERENTIAL PRESSURE

The differential voltage output of the X-ducer is directly proportional to the differential pressure applied.

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

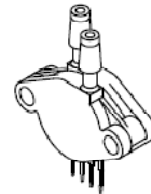
Senseon and X-ducer are trademarks of Motorola, Inc.

MPX10 SERIES

0 to 10 kPa (0–1.45 psi)
35 mV FULL SCALE SPAN
(TYPICAL)



BASIC CHIP
CARRIER ELEMENT
CASE 344-15, STYLE 1



DIFFERENTIAL
PORT OPTION
CASE 344C-01, STYLE 1

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	Gnd	3	V_S
2	$+V_{out}$	4	$-V_{out}$

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Overpressure ⁽⁸⁾ (P1 > P2)	P _{max}	75	kPa
Burst Pressure ⁽⁸⁾ (P1 > P2)	P _{burst}	100	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _A	-40 to +125	°C

OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 3.0 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Differential Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	—	3.0	6.0	Vdc
Supply Current	I _o	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span ⁽³⁾	V _{FSS}	20	35	50	mV
Offset ⁽⁴⁾	V _{off}	0	20	35	mV
Sensitivity	ΔV/ΔP	—	3.5	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	—	-1.0	—	1.0	%V _{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 10 kPa)	—	—	±0.1	—	%V _{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}
Temperature Coefficient of Full Scale Span ⁽⁵⁾	TCV _{FSS}	-0.22	—	-0.16	%V _{FSS} /°C
Temperature Coefficient of Offset ⁽⁵⁾	TCV _{off}	—	±15	—	μV/°C
Temperature Coefficient of Resistance ⁽⁵⁾	TCR	0.21	—	0.27	%Z _{in} /°C
Input Impedance	Z _{in}	400	—	550	Ω
Output Impedance	Z _{out}	750	—	1250	Ω
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)	t _R	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Weight (Basic Element, Case 344-15)	—	—	2.0	—	Grams
Common Mode Line Pressure ⁽⁷⁾	—	—	—	690	kPa

NOTES:

- 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
 - TCR: Z_{in} deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of -40°C to +125°C, relative to 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Common mode pressures beyond specified may result in leakage at the case-to-lead interface.
- Exposure beyond these limits may cause permanent damage or degradation to the device.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

ANEXO D. Datasheet de la NI-USB 6008

Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB – 12- or 14-Bit, up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs

NI USB-6008, NI USB-6009

- 8 analog inputs at 12 or 14 bits, up to 48 kS/s
- 2 analog outputs at 12 bits, software-timed
- 12 TTL/CMOS digital I/O lines
- 32-bit, 5 MHz counter
- Digital triggering
- Bus-powered
- 1-year warranty

Operating Systems

- Windows Vista (32- and 64-bit)/XP/2000
- Mac OS X¹
- Linux^{*1}
- Windows Mobile¹
- Windows CE¹

Recommended Software

- LabVIEW
- LabVIEW SignalExpress
- LabWindows/CVI
- Measurement Studio

Other Compatible Software

- C#, Visual Basic .NET
- ANSI C/C++

Measurement Services Software (included)

- NI-DAQmx driver software
- Measurement & Automation Explorer configuration utility
- LabVIEW SignalExpress LE

¹You need to download NI-DAQmx Base for these operating systems.



Product	Bus	Analog Inputs ¹	Input Resolution (bits)	Max Sampling Rate (kS/s)	Input Range (V)	Analog Outputs	Output Resolution (bits)	Output Rate (Hz)	Output Range (V)	Digital I/O Lines	32-Bit Counter	Trigger
USB-6009	USB	6 SE/4 DI	14	48	±1 to ±20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital
USB-6008	USB	8 SE/4 DI	12	10	±1 to ±20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital

¹SE = single ended, DI = differential ²Software-timed

Overview and Applications

With recent bandwidth improvements and new innovations from National Instruments, USB has evolved into a core bus of choice for measurement applications. The NI USB-6008 and USB-6009 are low-cost entry points to NI flagship data acquisition (DAQ) devices. With plug-and-play USB connectivity, these modules are simple enough for quick measurements but versatile enough for more complex measurement applications.

The USB-6008 and USB-6009 are ideal for a number of applications where low cost, small form factor, and simplicity are essential.

Examples include:

- Data logging – quick and easy environmental or voltage data logging
- Academic lab use – student ownership of DAQ hardware for completely interactive lab-based courses (Academic pricing available. Visit ni.com/academic for details.)
- OEM applications as I/O for embedded systems

Recommended Software

National Instruments measurement services software, built around NI-DAQmx driver software, includes intuitive application programming interfaces, configuration tools, I/O assistants, and other tools designed to reduce system setup, configuration, and development time. National Instruments recommends using the latest version of NI-DAQmx

driver software for application development in NI LabVIEW, LabVIEW SignalExpress, LabWindows/CVI, and Measurement Studio software.

To obtain the latest version of NI-DAQmx, visit

ni.com/support/daq/versions.

NI measurement services software speeds up your development with features including:

- A guide to create fast and accurate measurements with no programming using the DAQ Assistant.
- Automatic code generation to create your application in LabVIEW.
- LabWindows/CVI; LabVIEW SignalExpress; and C#, Visual Studio .NET, ANSI C/C++, or Visual Basic using Measurement Studio.
- Multithreaded streaming technology for 1,000 times performance improvements.
- Automatic timing, triggering, and synchronization routing to make advanced applications easy.
- More than 3,000 free software downloads available at ni.com/zone to jump-start your project.
- Software configuration of all digital I/O features without hardware switches/jumpers.
- Single programming interface for analog input, analog output, digital I/O, and counters on hundreds of multifunction DAQ hardware devices. M Series devices are compatible with the following versions (or later) of NI application software – LabVIEW, LabWindows/CVI, or Measurement Studio versions 7.x; and LabVIEW SignalExpress 2.x.



Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB – 12- or 14-Bit, up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs

Specifications

Typical at 25 °C unless otherwise noted.

Analog Input

Absolute accuracy, single-ended

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±10	14.7	138

Absolute accuracy at full scale, differential¹

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±20	14.7	138
±10	7.73	84.8
±5	4.28	58.4
±4	3.59	53.1
±2.5	2.56	45.1
±2	2.21	42.5
±1.25	1.70	39.9
±1	1.53	37.5

Number of channels..... 8 single-ended/4 differential
Type of ADC Successive approximation

ADC resolution (bits)

Module	Differential	Single-Ended
USB-6008	12	11
USB-6009	14	13

Maximum sampling rate (system dependent)

Module	Maximum Sampling Rate (kS/s)
USB-6008	10
USB-6009	48

Input range, single-ended..... ±10 V
Input range, differential..... ±20, ±10, ±5, ±4, ±2.5, ±2, ±1.25, ±1 V
Maximum working voltage ±10 V
Overvoltage protection ±35 V
FIFO buffer size 512 B
Timing resolution 41.67 ns (24 MHz timebase)
Timing accuracy 100 ppm of actual sample rate
Input impedance 144 kΩ
Trigger source Software or external digital trigger
System noise..... 5 m V_{rms} (±10 V range)

Analog Output

Absolute accuracy (no load) 7 mV typical, 36.4 mV maximum at full scale
Number of channels..... 2
Type of DAC Successive approximation
DAC resolution 12 bits
Maximum update rate 150 Hz, software-timed

Output range 0 to +5 V
Output impedance 50 Ω
Output current drive 5 mA
Power-on state 0 V
Slew rate 1 V/μs
Short-circuit current 50 mA

Digital I/O

Number of channels..... 12 total
8 (P0.<0..7>)
4 (P1.<0..3>)
Direction control Each channel individually programmable as input or output
Output driver type
USB-6008 Open-drain
USB-6009 Each channel individually programmable as push-pull or open-drain
Compatibility CMOS, TTL, LVTTL
Internal pull-up resistor 4.7 kΩ to +5 V
Power-on state Input (high impedance)
Absolute maximum voltage range -0.5 to +5.8 V

Digital logic levels

Level	Min	Max	Units
Input low voltage	-0.3	0.8	V
Input high voltage	2.0	5.8	V
Input leakage current	-	50	μA
Output low voltage (I _L = 8.5 mA)	-	0.8	V
Output high voltage (push-pull, I _L = -8.5 mA)	2.0	3.5	V
Output high voltage (open-drain, I _L = -0.6 mA, nominal)	2.0	5.0	V
Output high voltage (open-drain, I _L = -8.5 mA, with external pull-up resistor)	2.0	-	V

Counter

Number of counters 1
Resolution 32 bits
Counter measurements Edge counting (falling edge)
Pull-up resistor 4.7 kΩ to 5 V
Maximum input frequency 5 MHz
Minimum high pulse width 100 ns
Minimum low pulse width 100 ns
Input high voltage 2.0 V
Input low voltage 0.8 V

Power available at I/O connector

+5 V output (200 mA maximum) +5 V typical
+4.85 V minimum
+2.5 V output (1 mA maximum) +2.5 V typical
+2.5 V output accuracy 0.25% max
Voltage reference temperature drift... 50 ppm/°C max

¹Input voltages may not exceed the working voltage range.

Low-Cost, Bus-Powered Multifunction DAQ for USB – 12- or 14-Bit, up to 48 kS/s, 8 Analog Inputs

Physical Characteristics

If you need to clean the module, wipe it with a dry towel.

Dimensions (without connectors).....	6.35 by 8.51 by 2.31 cm (2.50 by 3.35 by 0.91 in.)
Dimensions (with connectors).....	8.18 by 8.51 by 2.31 cm (3.22 by 3.35 by 0.91 in.)
Weight (without connectors).....	59 g (2.1 oz)
Weight (with connectors).....	84 g (3 oz)
I/O connectors.....	USB series B receptacle (2) 16-position (screw-terminal) plug headers
Screw-terminal wiring.....	16 to 28 AWG
Screw-terminal torque.....	0.22 to 0.25 N•m (2.0 to 2.2 lb•in.)

Power Requirement

USB (4.10 to 5.25 VDC).....	80 mA typical 500 mA maximum
USB suspend.....	300 μ A typical 500 μ A maximum

Environmental

The USB-6008 and USB-6009 are intended for indoor use only.

Operating environment	
Ambient temperature range.....	0 to 55 °C (tested in accordance with IEC-60068-2-1 and IEC-60068-2-2)
Relative humidity range.....	10 to 90%, noncondensing (tested in accordance with IEC-60068-2-56)
Storage environment	
Ambient temperature range.....	-40 to 85 °C (tested in accordance with IEC-60068-2-1 and IEC-60068-2-2)
Relative humidity range.....	5 to 90%, noncondensing (tested in accordance with IEC-60068-2-56)
Maximum altitude.....	2,000 m (at 25 °C ambient temperature)
Pollution degree.....	2

Safety and Compliance

Safety

This product is designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- IEC 61010-1, EN 61010-1
- UL 61010-1, CSA 61010-1

Note: For UL and other safety certifications, refer to the product label or visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Electromagnetic Compatibility

This product is designed to meet the requirements of the following standards of EMC for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- EN 61326 EMC requirements; Minimum Immunity
- EN 55011 Emissions; Group 1, Class A
- CE, C-Tick, ICES, and FCC Part 15 Emissions; Class A

Note: For EMC compliance, operate this device according to product documentation.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European Directives, as amended for CE marking, as follows:

- 2006/95/EC; Low-Voltage Directive (safety)
- 2004/108/EC; Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)

Note: Refer to the Declaration of Conformity (DoC) for this product for any additional regulatory compliance information. To obtain the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE)

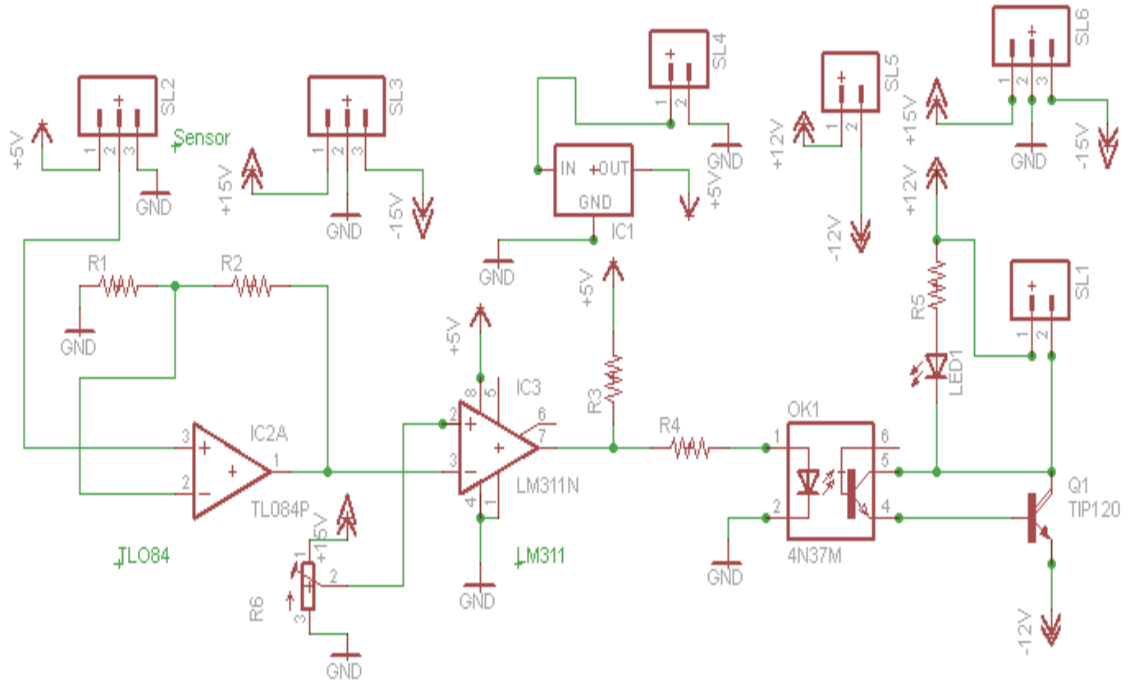
EU Customers: At the end of their life cycle, all products must be sent to a WEEE recycling center. For more information about WEEE recycling centers and National Instruments WEEE initiatives, visit ni.com/environment/weee.htm.

电子产品污染控制管理办法 (中国 RoHS)

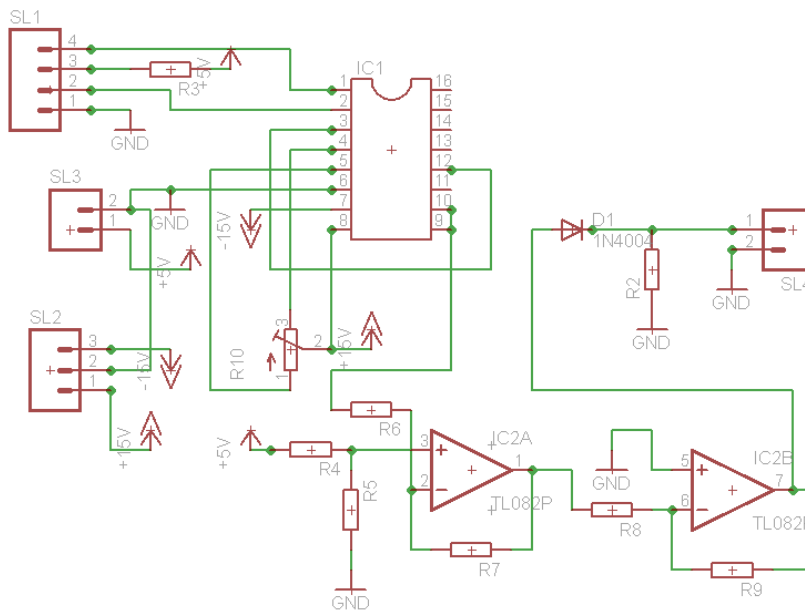
中国客户 National Instruments 符合中国电子污染产品控制法规国家强制性标准 (RoHS), 关于 National Instruments 中国 RoHS 合格性信息, 请联系 tsi_rohs@ni.com 或 ni.com/certification。 (For information about China RoHS compliance, go to ni.com/environment/weee/weee.htm.)

ANEXO E. Circuitos Electrónicos

Circuito de Temperatura



Circuito de Adquisición de Datos



ANEXO F. Tablas de valores de Referencia del Nhanes III (Hankinson et al.-1999)

Tabla 1. Varones caucásicos

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
170cm	20	5.10	4.25	4.30	3.58	83.9%	74.3%
	30	4.97	4.12	4.08	3.36	81.9%	72.2%
	40	4.79	3.94	3.83	3.11	79.8%	70.1%
	50	4.55	3.70	3.55	2.83	77.7%	68.1%
	60	4.26	3.41	3.23	2.51	75.7%	66.0%
180cm	20	5.75	4.80	4.79	3.98	83.9%	74.3%
	30	5.62	4.67	4.58	3.77	81.9%	72.2%
	40	5.44	4.49	4.32	3.52	79.8%	70.1%
	50	5.21	4.25	4.04	3.23	77.7%	68.1%
	60	4.92	3.96	3.72	2.91	75.7%	66.0%
190cm	20	6.44	5.38	5.31	4.41	83.9%	74.3%
	30	6.31	5.25	5.10	4.20	81.9%	72.2%
	40	6.13	5.07	4.85	3.95	79.8%	70.1%
	50	5.90	4.83	4.56	3.66	77.7%	68.1%
	60	5.61	4.54	4.24	3.34	75.7%	66.0%

Tabla 2. Varones afro-americanos

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
170cm	20	4.29	3.43	3.69	2.93	85.6%	75.2%
	30	4.11	3.25	3.46	2.70	83.8%	73.3%
	40	3.93	3.07	3.23	2.47	81.9%	71.5%
	50	3.75	2.89	3.00	2.24	80.1%	69.7%
	60	3.57	2.71	2.77	2.01	78.3%	67.9%
180cm	20	4.88	3.91	4.15	3.30	85.6%	75.2%
	30	4.69	3.73	3.92	3.07	83.8%	73.3%
	40	4.51	3.55	3.69	2.84	81.9%	71.5%
	50	4.33	3.37	3.46	2.61	80.1%	69.7%
	60	4.15	3.18	3.23	2.38	78.3%	67.9%
190cm	20	5.49	4.42	4.64	3.69	85.6%	75.2%
	30	5.31	4.24	4.41	3.46	83.8%	73.3%
	40	5.13	4.05	4.18	3.23	81.9%	71.5%
	50	4.95	3.87	3.95	3.00	80.1%	69.7%
	60	4.76	3.69	3.72	2.77	78.3%	67.9%

Tabla 3. Varones México-americanos

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
170cm	20	5.14	4.31	4.41	3.71	85.7%	76.6%
	30	4.96	4.13	4.12	3.41	83.5%	74.4%
	40	4.74	3.91	3.82	3.12	81.3%	72.2%
	50	4.49	3.66	3.53	2.83	79.1%	70.0%
	60	4.20	3.37	3.24	2.54	76.9%	67.8%
180cm	20	5.76	4.83	4.94	4.15	85.7%	76.6%
	30	5.58	4.65	4.65	3.86	83.5%	74.4%
	40	5.36	4.43	4.35	3.56	81.3%	72.2%
	50	5.11	4.18	4.06	3.27	79.1%	70.0%
	60	4.82	3.89	3.77	2.98	76.9%	67.8%
190cm	20	6.42	5.38	5.50	4.62	85.7%	76.6%
	30	6.24	5.20	5.20	4.33	83.5%	74.4%
	40	6.02	4.99	4.91	4.03	81.3%	72.2%
	50	5.77	4.73	4.62	3.74	79.1%	70.0%
	60	5.48	4.44	4.33	3.45	76.9%	67.8%

Tabla 4. Mujeres caucásicas

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
150cm	20	3.20	2.61	2.87	2.37	86.6%	76.8%
	30	3.19	2.61	2.74	2.24	84.4%	74.6%
	40	3.11	2.53	2.57	2.07	82.3%	72.5%
	50	2.96	2.37	2.35	1.86	80.2%	70.4%
	60	2.72	2.14	2.10	1.61	78.1%	68.3%
160cm	20	3.66	2.99	3.23	2.66	86.6%	76.8%
	30	3.65	2.98	3.09	2.53	84.4%	74.6%
	40	3.57	2.90	2.92	2.35	82.3%	72.5%
	50	3.42	2.75	2.71	2.14	80.2%	70.4%
	60	3.18	2.51	2.46	1.89	78.1%	68.3%
170cm	20	4.15	3.39	3.61	2.97	86.6%	76.8%
	30	4.14	3.39	3.47	2.83	84.4%	74.6%
	40	4.06	3.31	3.30	2.66	82.3%	72.5%
	50	3.91	3.15	3.09	2.45	80.2%	70.4%
	60	3.67	2.92	2.84	2.20	78.1%	68.3%

Tabla 5. Mujeres afro-americanas

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
150cm	20	2.76	2.15	2.49	1.97	87.6%	76.9%
	30	2.68	2.07	2.31	1.79	85.5%	74.9%
	40	2.55	1.94	2.12	1.60	83.5%	72.8%
	50	2.36	1.76	1.90	1.38	81.5%	70.8%
	60	2.13	1.52	1.66	1.15	79.4%	68.7%
160cm	20	3.18	2.49	2.82	2.24	87.6%	76.9%
	30	3.10	2.41	2.65	2.06	85.5%	74.9%
	40	2.97	2.28	2.45	1.86	83.5%	72.8%
	50	2.78	2.10	2.24	1.65	81.5%	70.8%
	60	2.55	1.86	2.00	1.41	79.4%	68.7%
170cm	20	3.63	2.85	3.18	2.52	87.6%	76.9%
	30	3.55	2.77	3.01	2.34	85.5%	74.9%
	40	3.42	2.64	2.81	2.14	83.5%	72.8%
	50	3.23	2.46	2.59	1.93	81.5%	70.8%
	60	3.00	2.22	2.36	1.69	79.4%	68.7%

Tabla 6. Mujeres México-americanas

Talla	Edad	CVF		VEF1		VEF1/CVF%	
		Pred	LLN	Pred	LLN	Pred	LLN
150cm	20	3.29	2.69	2.91	2.40	87.9%	78.5%
	30	3.21	2.60	2.73	2.22	85.6%	76.3%
	40	3.07	2.47	2.54	2.03	83.4%	74.1%
	50	2.89	2.29	2.32	1.81	81.1%	71.8%
	60	2.66	2.06	2.07	1.56	78.9%	69.6%
160cm	20	3.73	3.05	3.28	2.70	87.9%	78.5%
	30	3.65	2.96	3.11	2.53	85.6%	76.3%
	40	3.51	2.83	2.91	2.33	83.4%	74.1%
	50	3.33	2.64	2.69	2.11	81.1%	71.8%
	60	3.10	2.41	2.45	1.87	78.9%	69.6%
170cm	20	4.20	3.43	3.68	3.03	87.9%	78.5%
	30	4.12	3.34	3.51	2.86	85.6%	76.3%
	40	3.98	3.21	3.31	2.66	83.4%	74.1%
	50	3.80	3.03	3.09	2.44	81.1%	71.8%
	60	3.57	2.80	2.85	2.20	78.9%	69.6%

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS

- CDC/ CENTROS PARA EL CONTROL Y LA PREVENCIÓN DE ENFERMEDADES, Guía de Niosh sobre entrenamiento de Espirometría. 2 ed. México: Manual Pfizer. 2007. 150 P.
- CORY L. CLARK, LabVIEW Digital Signal Processing and Communications. 3 ed. México: Mc Graw Hill. 2005. 1500 P.
- GANONG W. Fisiología Médica: El manual moderno. 14 ed. México: Noriega. 1994. PP 80-90
- INSTITUTO CENTRAL DE INVESTIGACIONES DIGITALES. Bioingeniería y Física Médica Cubana. Vol2, No.1. Cuba: Instituto Central de Investigaciones. s.f. 80 P.
- JOHNSON ARTHUR T. The Biomedical Engineering Handbook. 2 ed. EUA: CRC Press. 2000. 150 P.
- LEVITZKY MICHAEL G. Fisiología Pulmonar. México: Noriega. 1993. 250 P.
- LINARES MARCELA. Revista chilena de enfermedades respiratoria. Vol18, No.2s. Chile: SCIELO, 2002. 80 P.
- NATIONAL INSTRUMENTS, MALAN SHIRALKAR, Labview Graphical Programming Course. 2 ed. México: Mc Graw Hill. 2007. 360 P.
- PÉREZ PADILLA JOSÉ ROGELIO. Reproducibilidad de Espirometrías. México: Noriega. 2001. 150P.
- RODRÍGUEZ M. JORGE IVÁN. Manual de Espirometría. 2 ed. México: Manual Pfizer. 2002. 68 P.
- RUBÉN DARÍO CÁRDENAS ESPINOSA, Diseño Electrónico Análogo. Colombia: SECS. 2009. 80 P.
- STREETER. VICTOR. Mecánica de los Fluidos. México: Mc Graw Hill. 1975. PP 250-300.
- TOLEDO NATIVIDAD. La espirometría como Herramienta de Diagnóstico. Cuba: Instituto central de Investigaciones Digitales. 2001. PP 130-156.

INTERNET

Espirometría

<http://www.alergiaspanama.com/>

2009/07/10

<http://www.bvs.sld.cu/>

2009/06/20

<http://www.es.wikipedia.org/>

2009/06/20

<http://www.kidshealth.org/>

2009/06/21

<http://www.liberacion.press.se/>

2009/07/20

<http://www.multifev.com/>

2009/07/20

<http://www.portal.revistas.bvs.br>

2009/07/12

<http://www.scielo.org/>

2009/06/15

[http:// www.watlow.com](http://www.watlow.com)

2009/06/15

<http://www.vivirmejor.es/>

2009/07/20

Diseño Electrónico Análogo

<http://www.apuntes.rincondelvago.com/>

2009/11/10

<http://www.micropik.com/>

2009/11/12

<http://www.olx.com.mx/>

2009/08/15

<http://www.resistencias.com/>

2009/10/15

<http://www.resistencia.anunciosgratis.com.ar/>

2009/11/12

<http://www.technician.com/>

2009/11/12

<http://www.webelectronica.com.ar/>

2009/11/20

[http:// www.watlow.com](http://www.watlow.com)

2009/08/15

Programación en Labview

<http://www.creativecommons.org/>

2009/12/10

<http://www.cnx.org/>

2010/01/20

<http://www.forums.ni.com/>

2010/03/10

<http://www.mhengineeringresources.com/>

2010/01/20

<http://www.mitecnologico.com/>

2010/02/20

<http://www.ni.com/>

2009/12/11

<http://www.zone.ni.com/>

2010/02/20