
CAPÍTULO 5:**CONSTRUCCIÓN DEL ESPIRÓMETRO DIGITAL**

En los capítulos anteriores se estudiaron los fundamentos teóricos necesarios para la construcción de un espirómetro digital. De acuerdo a los requerimientos y objetivos que se propusieron lograr respecto al costo, exactitud, facilidad de manejo, portabilidad y procesamiento electrónico de datos, se decidió que el espirómetro a implementar se basaría en un neumotacógrafo de flujo con neumotacómetro de resistencia neumática. En esta sección se reporta el procedimiento seguido en el diseño y construcción del espirómetro propuesto, acorde a las exigencias internacionales y a las dogmas físicas analizadas anteriormente.

5.1 Introducción

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 analógica 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.

Se conoce como sistema de adquisición de datos al proceso por el cual se extrae información de un evento y tiene las siguientes etapas:

-
1. Los sensores convierten una magnitud física en una señal eléctrica.
 2. La señal es acondicionada y acoplada por medio de filtrado, amplificación y aplicación de funciones matemáticas.
 3. La señal es convertida a digital para ser procesada computacionalmente.
 4. Se procesa y controla la información para hacerla útil para alguna aplicación o directamente para el usuario.
 5. La información es desplegada, transmitida o registrada en función de las necesidades del usuario.

Para nuestro caso el paso 1 del sistema de adquisición de datos será efectuado por el neumotacógrafo electrónico, que convertirá la señal de flujo en presión diferencial y el transductor diferencial en señal eléctrica. Su construcción es explicada a continuación:

5.2 Construcción mecánica del Neumotacógrafo

Para la construcción del neumotacógrafo 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 un filtro de fibra sintética, haciendo la función de un neumotacómetro de pantalla Lilly (Figura 5.1).

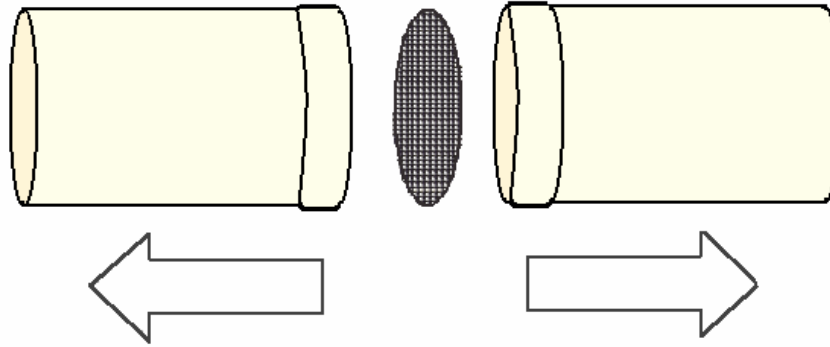


Figura 5.1: Material empleado en la construcción del neumotacógrafo

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 sensada 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.

Con el objetivo de aumentar el valor de la resistencia neumática, este neumotacógrafo fue realizado con dos círculos de fibra gruesa de diferentes porosidades y resistentes a la humedad, de forma que se combinen la sencillez de una pantalla y la sensibilidad de un PTM tipo Fleisch.

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 5.2), evitando reducir el diámetro efectivo del tubo y el empleo de pegamentos que se pudieran deteriorar con el paso del tiempo.

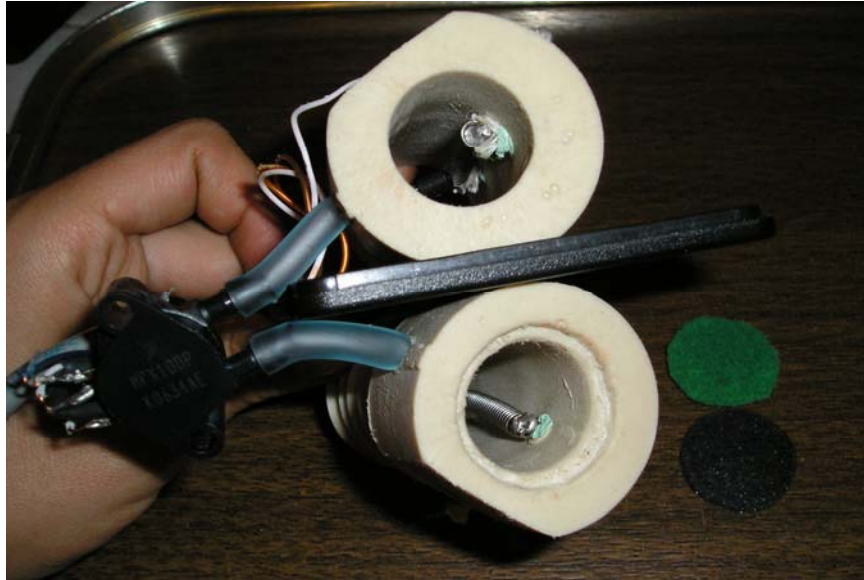


Figura 5.2: colocación de la resistencia neumática en el surco para su fijación

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. El sensor es de la serie MPX10 de Motorola (Figura 5.3), 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, como se muestra en la figura 5.4.

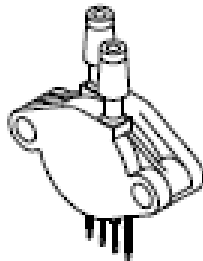


Figura 5.3: Sensor de Presión Diferencial MPX10D de Motorola

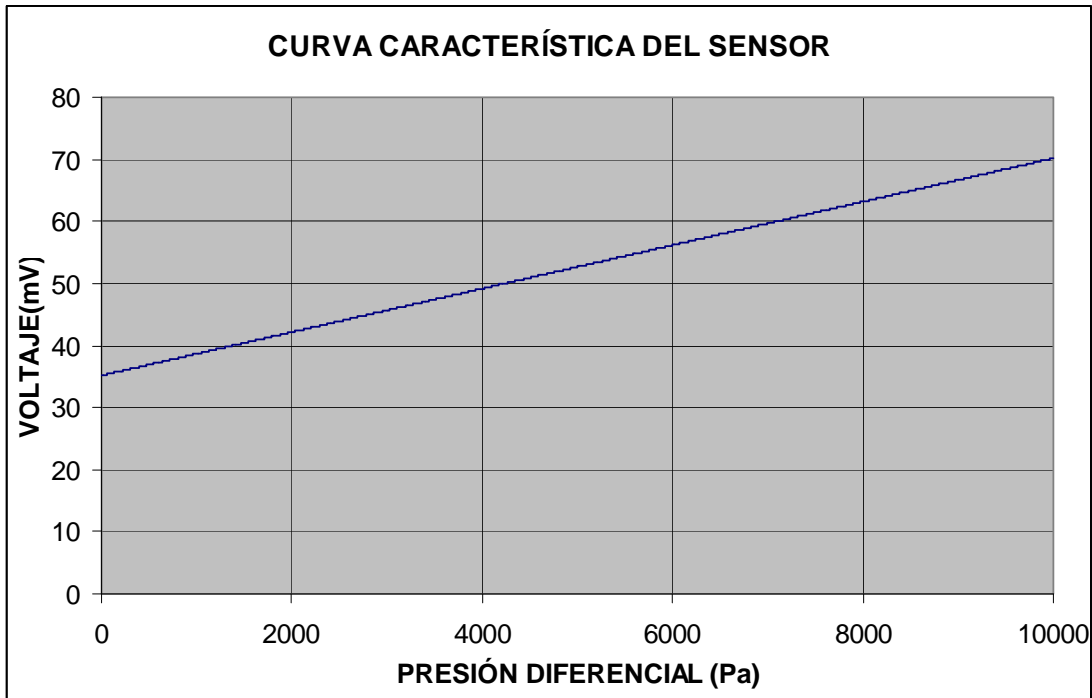


Figura 5.4: Curva característica Presión diferencial- Voltaje para el sensor MPX10D

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 $\pm 196.133 Pa$.
- 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.

Como se explicó en el capítulo 4, 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 (Figura 5.5). La implementación de dicho control de temperatura compensa la probable no linealidad, que específicamente es de $\pm 15\mu V/^{\circ}C$. El sensor está diseñado para operar en el rango de $-40^{\circ}C$ a $120^{\circ}C$ pero en nuestro caso estará operando siempre en condiciones específicas (35 a $38^{\circ}C$).

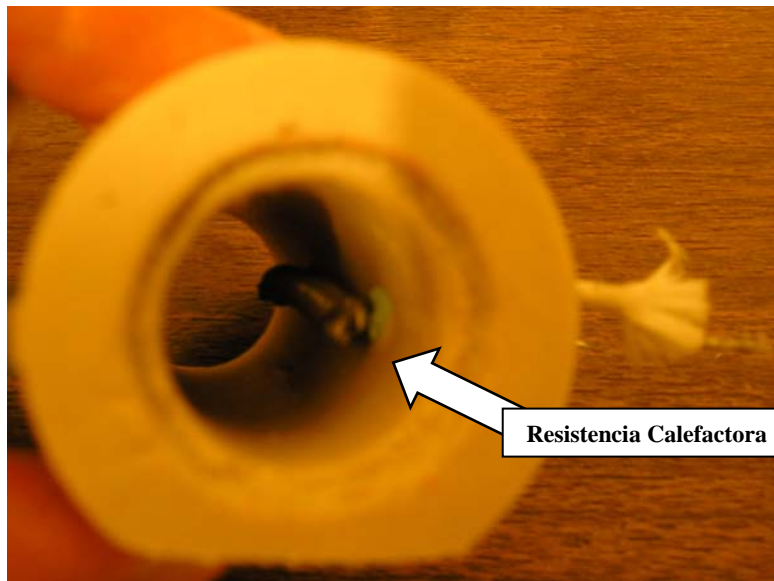


Figura 5.5: Resistencia calefactora insertada a lo largo del neumotacógrafo

5.3 Acondicionamiento de la señal

Para el control de temperatura se fijaron dos resistencias calefactoras en el interior del neumotacógrafo, las cuales en serie miden 6Ω y están interconectadas externamente por un conector caimán- caimán que puede ser removido para la limpieza y mantenimiento del neumotacógrafo. El control de temperatura tiene como referencia un sensor en grados Celsius LM35 colocado internamente en un costado del neumotacógrafo que registra la temperatura actual dentro del neumotacógrafo. El valor entregado por dicho sensor es restado a un voltaje de referencia y acondicionado por 2 amplificadores, y seguidores de voltaje. Si el voltaje resultante es mayor a 1 volt excita al optoacoplador 4N29, activando la resistencia de calentamiento. El diagrama del circuito se muestra en la figura 5.6:

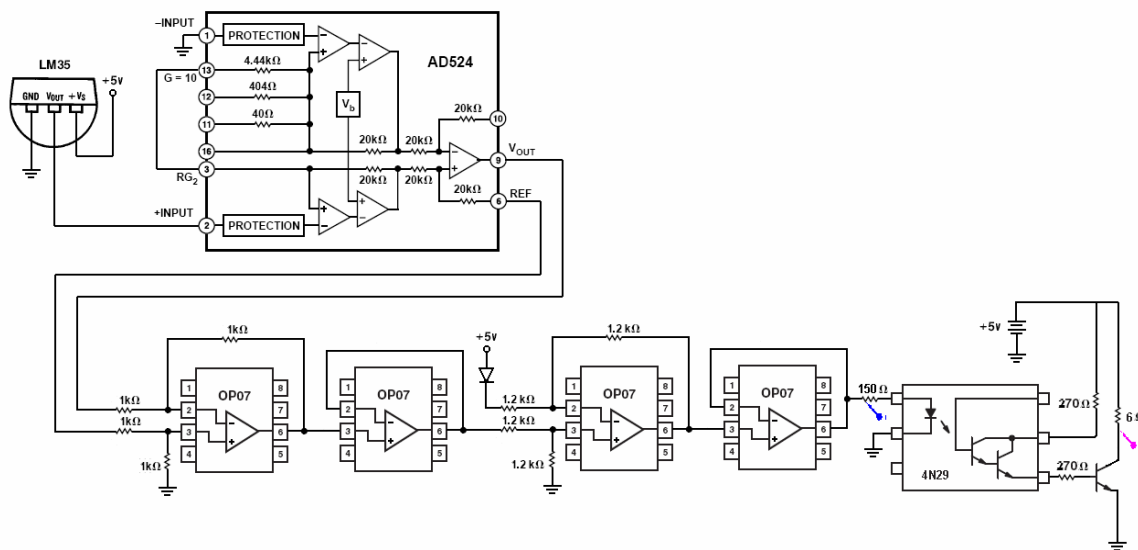


Figura 5.6: Control de Temperatura del neumotacógrafo

El funcionamiento de las resistencias calefactoras optoacopladas se observa en la gráfica de la figura 5.7.

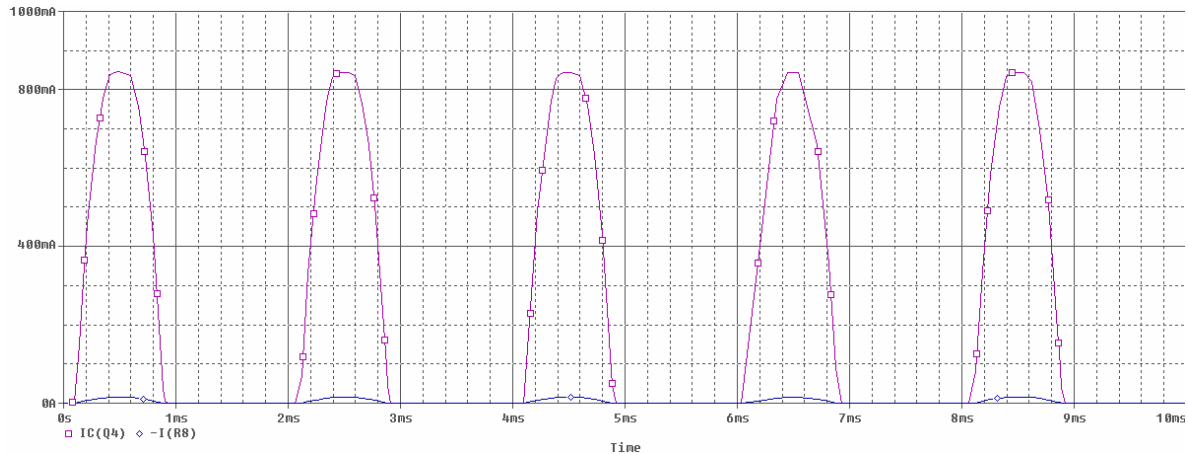


Figura 5. 7: Funcionamiento de la corriente en el circuito calefactor del neumotacógrafo

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 (figura 5.4). La corriente del transductor fue limitada entonces al conectar una resistencia de $11\ \Omega$ al voltaje de polarización del sensor de presión permitiendo reducir el offset (ver figura 5.8).

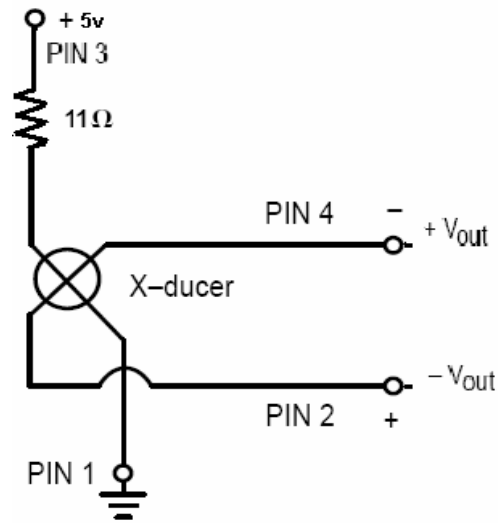


Figura 5.8: Transductor diferencial de Presión limitado en corriente de alimentación

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. La señal del sensor en el rango que se desea emplear se muestra en la figura 5.9 donde se puede apreciar que la señal del sensor, amplificada 1000 veces, ya está lista para ser introducida al convertidor A/D:

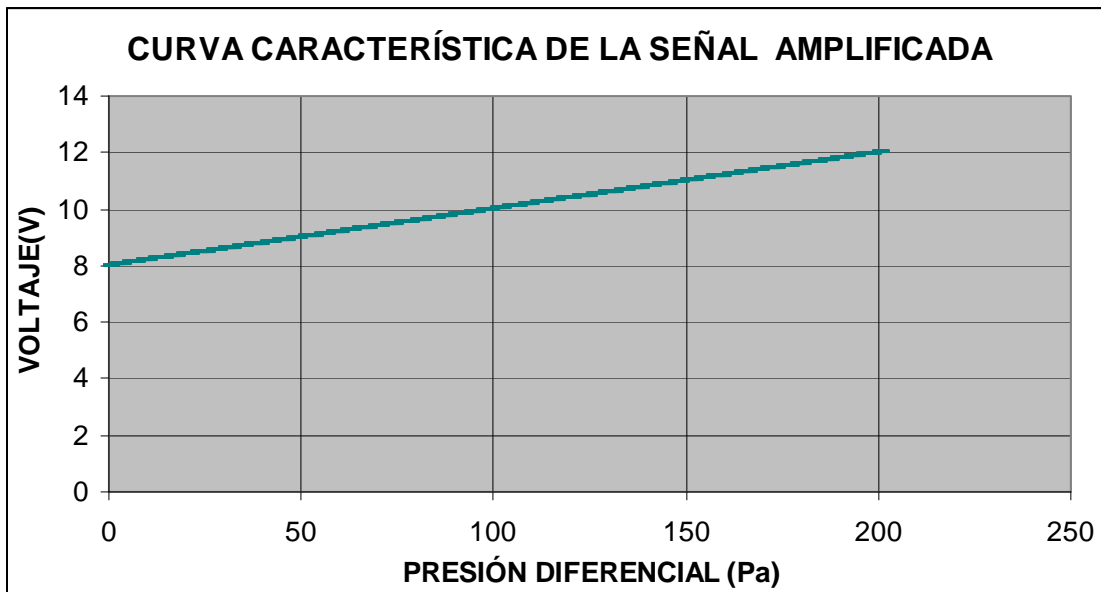


Figura 5.9: Curva característica Presión diferencial- Voltaje de la señal acondicionada

5.4 Conversión de la señal 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. Si se ejecuta este proceso por medio de circuitos integrados, se podría emplear un convertidor A/D de 12 bits ADC12138, un microcontrolador y un circuito MAX3100 para llevar a cabo la transmisión- recepción de datos por protocolo USB. Otra opción más eficiente es utilizar una tarjeta de Adquisición de Datos sencilla como la NI USB-6008 de National Instruments que es fácil de utilizar, reutilizable, didáctica, durable y de bajo costo (figura 5.10).

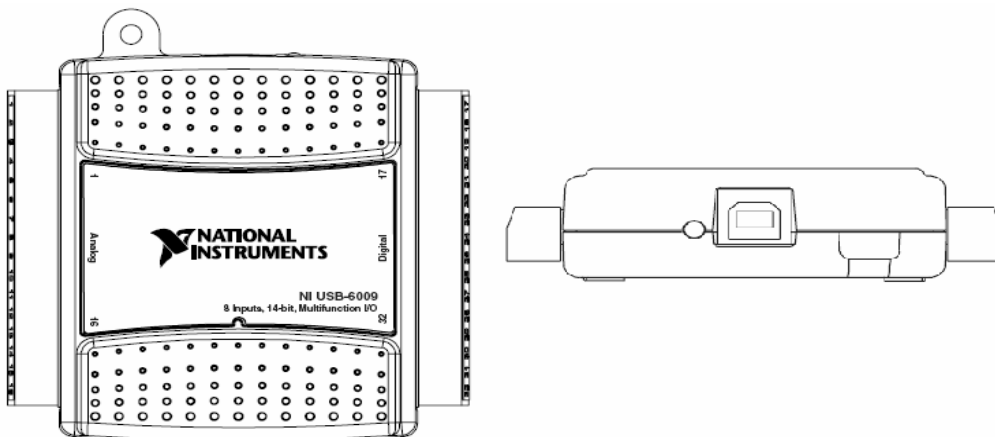


Figura 5.10: Tarjeta de Adquisición NI USB-6008

La tarjeta de adquisición NI USB-6008 posee 8 entradas de $\pm 10\text{v}$ 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. 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 $\pm 10v$ 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.

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

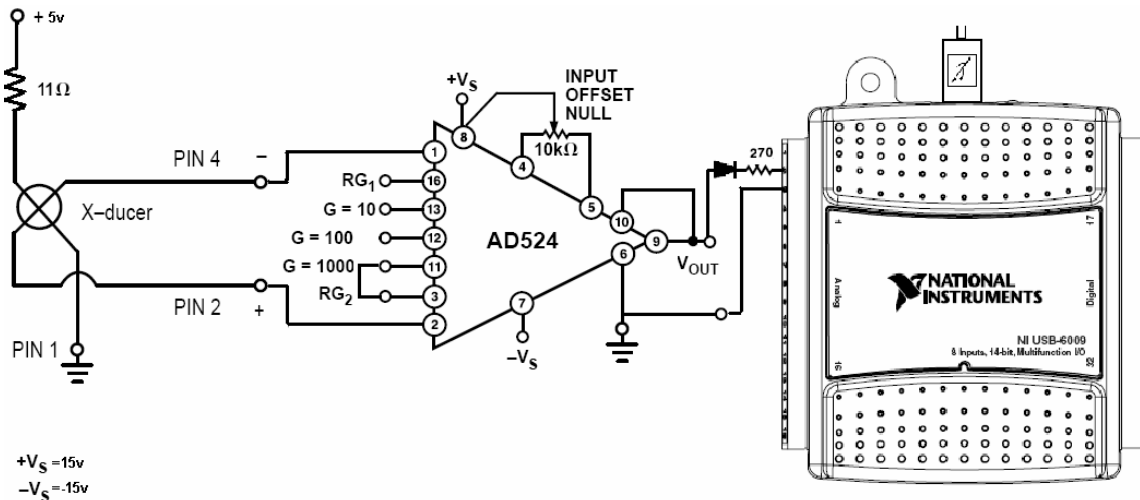


Figura 5.11: Conexión física del sistema electrónico de adquisición de datos

5.5 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 7.1 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.

5.5.1 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 (figura 5.12): 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.

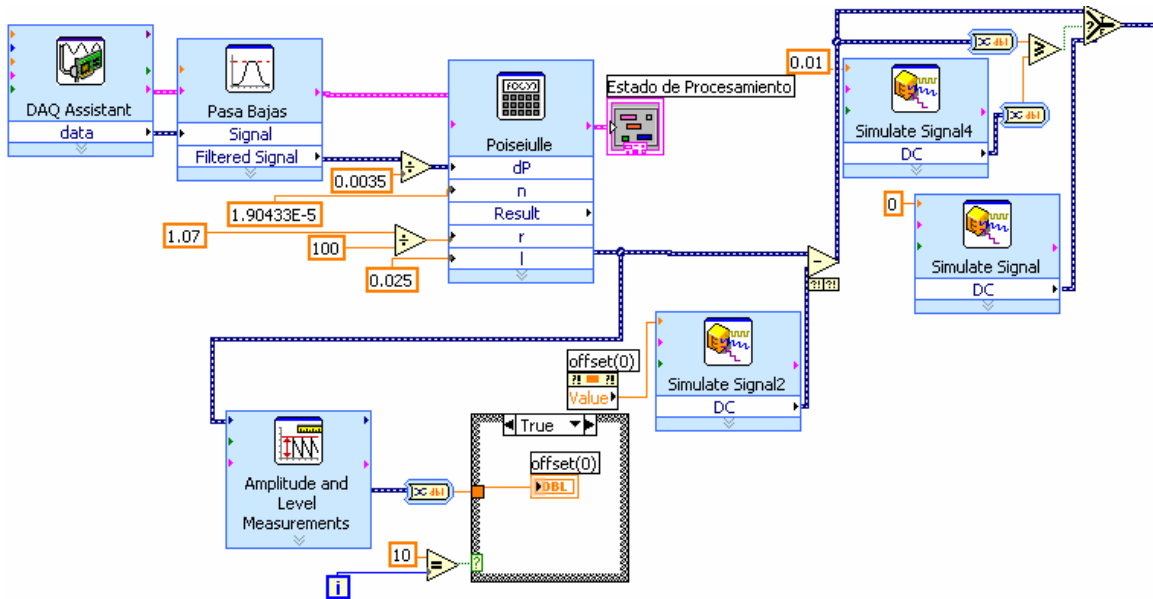


Figura 5.12: Acondicionamiento digital de la Señal utilizando Labview para su implementación

En el primer icono de la figura 5.12, 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 5.13).

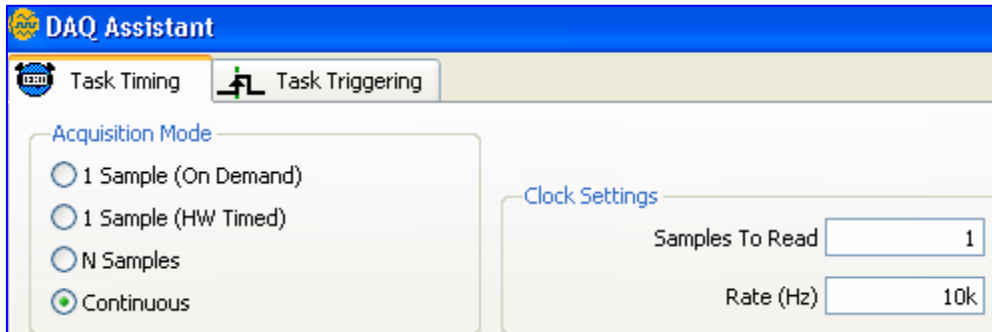


Figura 5.13: Configuración de tiempo de adquisición de la Tarjeta NI USB-6008

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 Butterwoth.

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 sensar hasta 10KPa se tiene que:

$$V_{p_{ideal}} = \frac{35mVolts}{10000} \cdot \Delta P_{esp} \quad (5.1)$$

Como el voltaje que entrega el transductor en la realidad presenta un offset representado por una constante k_1 , el voltaje real proporcionado por el sensor es:

$$V_{p_{real}} = V_{p_{ideal}} + k_1 \quad (5.2)$$

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:

$$V_{sensor} = V_{P_{ideal}} + k_2 \quad (5.3)$$

donde:

k_2 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:

$$V_{amplificado} = 1000 \cdot (V_{P_{ideal}} + k_2) - V_{diodo} = 1000V_{P_{ideal}} + 1000k_2 - V_{diodo} \quad (5.4)$$

Al sustituir la ecuación 5.1 en la 5.4 y despejar ΔP_{esp} para obtener el diferencial de presión correspondiente al aire espirado se obtiene:

$$V_{amplificado} = 1000 \left(\frac{35mVolts}{10000} \cdot \Delta P_{esp} \right) + 1000k_2 - V_{diodo}$$

$$V_{amplificado} = 3.5mVolts \cdot \Delta P_{esp} + 1000k_2 - V_{diodo}$$

$$\Delta P_{esp} = \frac{V_{amplificado} - 1000k_2 + V_{diodo}}{3.5mVolts} = \frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} - k_3 \quad (5.5)$$

donde $k_3 = \frac{1000k_2}{3.5mVolts} - V_{diodo}$

Recordando la igualdad de Hagen- Poseuille, en la ecuación 4.2 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 m^3 ,
 Δx es la diferencia de longitud entre los puntos P_1 y P_2 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 $\left(\frac{kg}{m \cdot s}\right) \times 10^{-5}$

Si se sustituye la expresión 5.5 en la ecuación de Poseuille, se obtendrá la relación entre el voltaje ya libre de ruido y la señal de flujo sensada en el neumotacógrafo:

$$\phi = \frac{\pi R^4}{8\eta\Delta x} \cdot \Delta P = \frac{\pi R^4}{8\mu\Delta x} \cdot \left(\frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} - k_3 \right)$$

$$\phi = \left(\frac{\pi R^4}{8\mu\Delta x} \right) \left(\frac{V_{amplificado}}{3.5mVolts} \right) - k_4 \tag{5.6}$$

donde $k_4 = \left(\frac{\pi R^4}{8\mu\Delta x} \right) k_3$

La ecuación 5.6 explica las operaciones restantes aplicadas en el acondicionamiento de la señal mostrado en la figura 5.12, conectadas al bloque etiquetado como Poseuille. Los parámetros de la ecuación 5.6 corresponden a las dimensiones físicas proporcionadas por la tabla 5.1:

Tabla 5.1: Valores físicos de la Ecuación de Poseuille

Δx :diferencia de longitud entre los puntos de sensado (m)	R : radio interno del tubo (m)	μ : viscosidad dinámica del fluido a 37°C $\left(\frac{kg}{m \cdot s}\right)$
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.

Al terminar esta etapa fue necesario verificar la curva característica del flujo. Mediante inyección de aire con una compresora y la medición del flujo de aire por medio de un flujómetro como parámetro de referencia, se obtuvieron los valores de la prueba. Fueron obtenidos 11 valores distintos y para lograr una mayor aproximación a los valores reales, se consideró en el cálculo de la forma de Poseuille el radio del tubo como 0.0107m, en lugar del medido originalmente de 0.01 m. Este cambio es bastante significativo en la fórmula al estar el radio a la cuarta potencia en dicha función.

En la gráfica de la figura 5.14 se muestran los valores de flujo obtenidos de la fórmula de Poseuille, ya ajustados con el nuevo radio, que son graficados contra las mediciones del flujómetro.

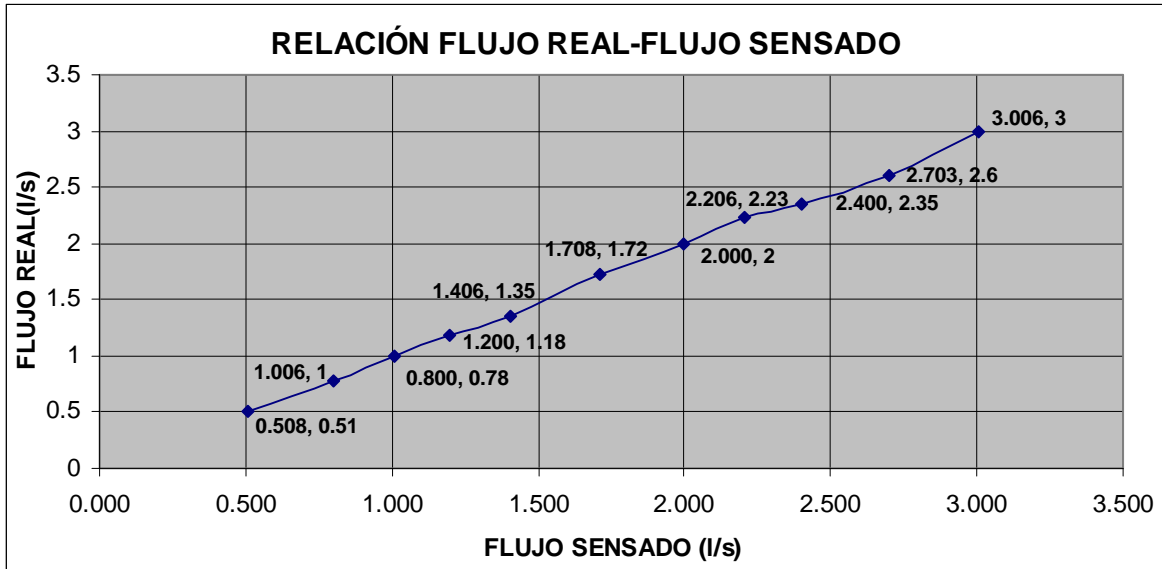


Figura 5.14: Relación del flujo sentido por el neumotacógrafo contra el flujo valorado por el flujómetro mecánico

La tabla 5.2 muestra el error relativo en las mediciones efectuadas donde se puede apreciar que el instrumento diseñado es lo suficientemente confiable de acuerdo a los requerimientos ATS.

Tabla 5.2: Error relativo en las mediciones de flujo realizadas

FLUJO DE REFERENCIA	FLUJO MEDIDO	ERROR RELATIVO
0.508	0.510	-0.002
0.800	0.780	0.020
1.006	1.000	0.006
1.200	1.180	0.020
1.406	1.350	0.056
1.708	1.720	-0.012
2.000	2.000	0.000
2.206	2.230	-0.024
2.400	2.350	0.050
2.703	2.600	0.103
3.006	3.000	0.006

En el siguiente punto se explica como son procesados los valores provenientes de una prueba espiratoria, para obtener las mediciones espirométricas deseadas.

5.5.2 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.

La figura 5.15 muestra los bloques concernientes a la información de flujo:

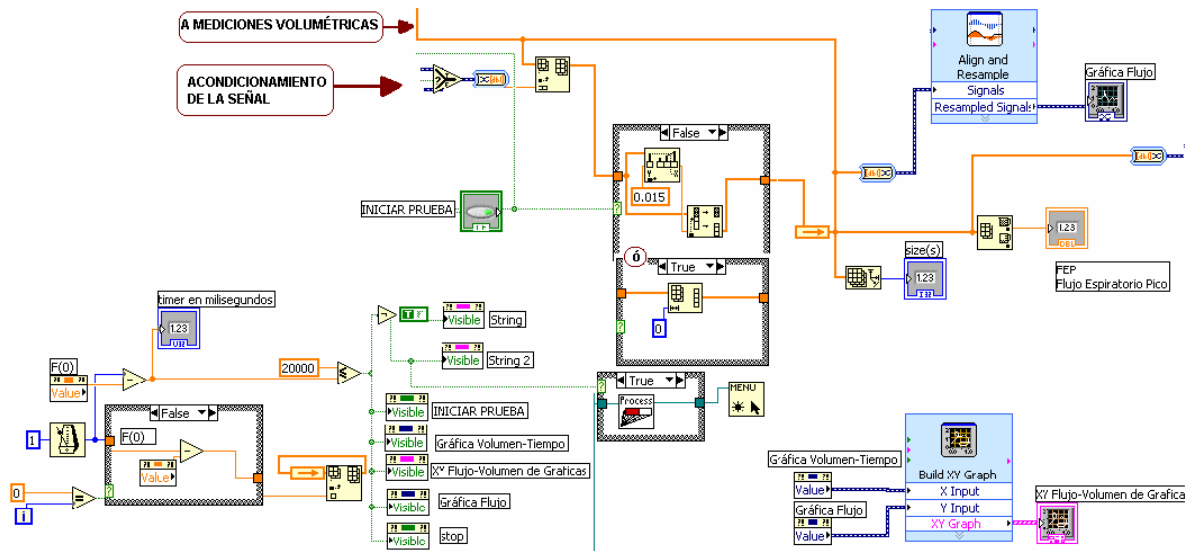


Figura 5.15: Manipulación de los datos procedentes de la medición de flujo

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 5.16:

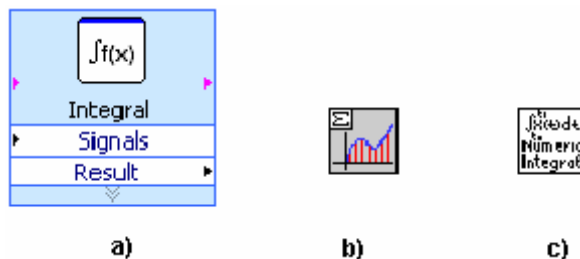


Figura 5.16: Íconos de Integración en Labview a) Integración de una señal, b) Integración por fórmula, c) Integración numérica

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 5.16 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 5.16 (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.

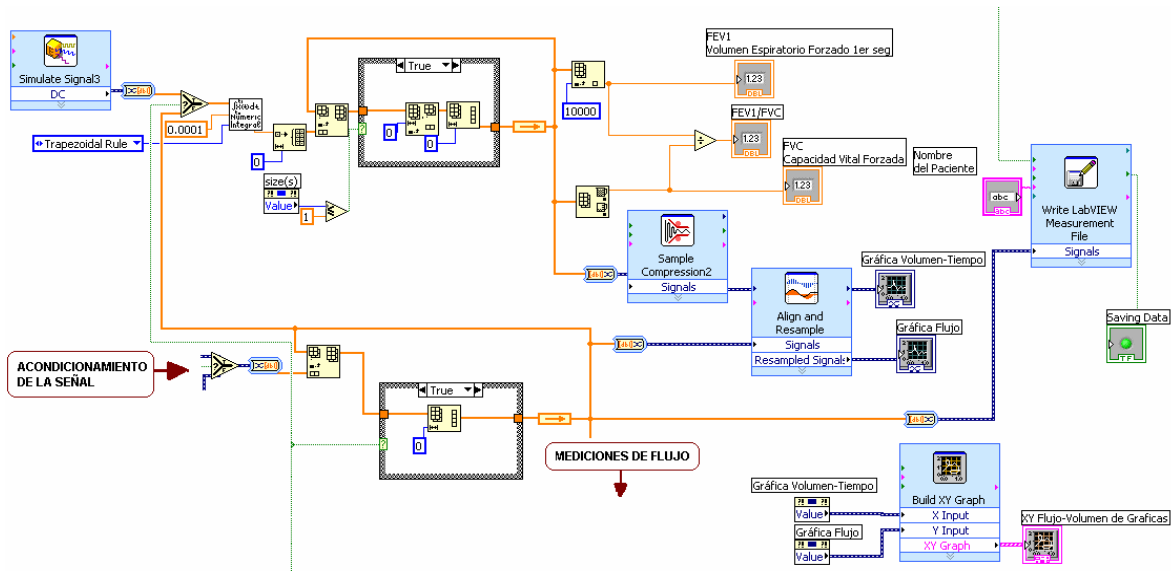


Figura 5.17: Procesamiento de la señal de volumen espirada y método de graficación

El procesamiento de la señal de volumen se muestra en la figura 5.17 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.

5.6 Graficación de Datos Previamente Almacenados

Es posible el análisis y la comparación de pruebas espirométricas anteriores a través de un programa de lectura de archivos. Dicho programa lee la información proveniente de 1 a 5 archivos de extensión *.lvm seleccionados optativamente. Por medio de un Asistente de Lectura de Datos se especifica el número de columnas que tiene dicho archivo, tipo de información y el modo en que están delimitados los datos (tabulaciones, comas, puntos, etc.). Si todos los archivos son válidos, se adquiere de cada archivo una señal de datos dinámicos, equivalentes a la medición de flujo. Se obtiene además el nombre del archivo y el orden en que fueron seleccionados para reportar al usuario la procedencia de la señal. Para la graficación de flujo y de volumen las señales serán fusionadas en una sola gráfica y la integral de volumen puede realizarse directamente de la señal, al configurarla como integral por segmento, ya que todos los datos del archivo son leídos en un solo ciclo. El cuerpo del programa se muestra a continuación (fig. 5.18):

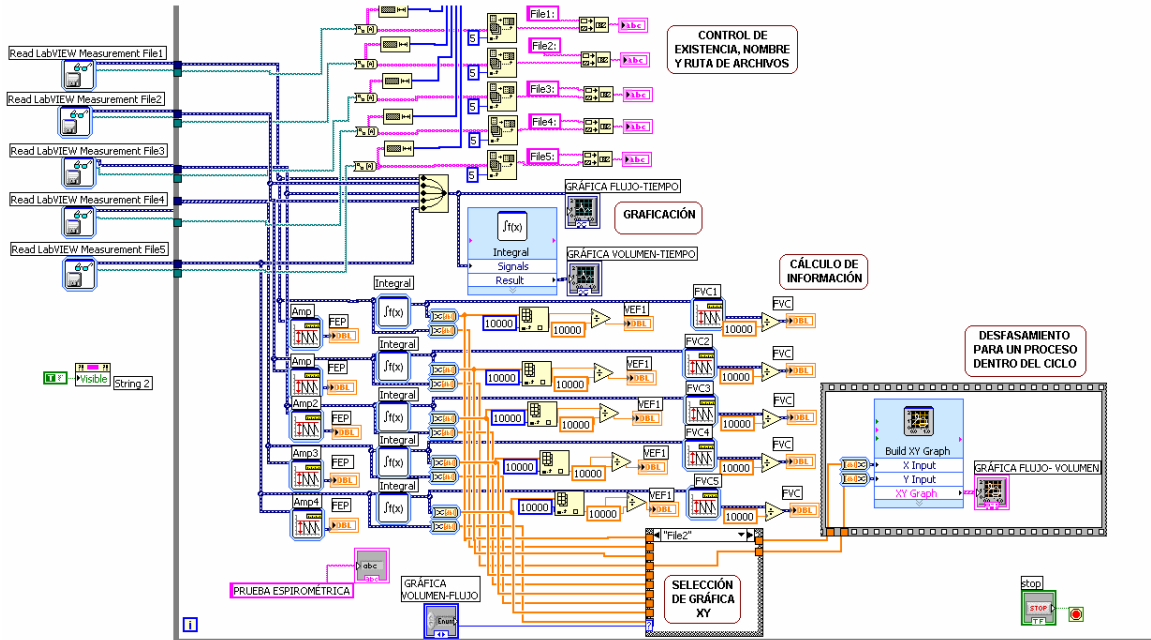


Figura 5.18: Parte principal del programa de lectura de datos provenientes de Pruebas Espirométricas

El cálculo de la información referente a flujo y volumen de las señales se realiza de manera independiente para cada una, existiendo 5 conjuntos de bloques idénticos, correspondientes a cada uno de los archivos.

Para desplegar la gráfica Flujo-Volumen, es necesario que la información procedente de los archivos ya haya sido leída y el volumen obtenido, por lo que dicha función de graficación está ubicada dentro de una estructura secuencial como se puede apreciar en la figura 5.18. Como es de suponerse, en una gráfica XY solo pueden existir 2 series de entrada correspondientes a los datos de las abscisas y a los de las ordenadas. Con el fin de evitar colocar 5 pantallas diferentes para cada uno de los archivos, la misma gráfica será utilizada para el despliegue de los diferentes datos de acuerdo a la indicación del usuario; teniendo como punto de referencia las gráficas Flujo-Tiempo y Volumen-Tiempo.

Por último se presenta el control de los señalamientos de los colores en la graficación. Los indicadores permiten conocer la relación entre el archivo y la curva procedente de éste. Si los 5 archivos opcionales a graficar son elegidos por el usuario, como se aprecia en la figura 5.19, los 5 colores elegidos por Labview para la graficación de datos serán: Blanco, rojo, verde, azul y amarillo.

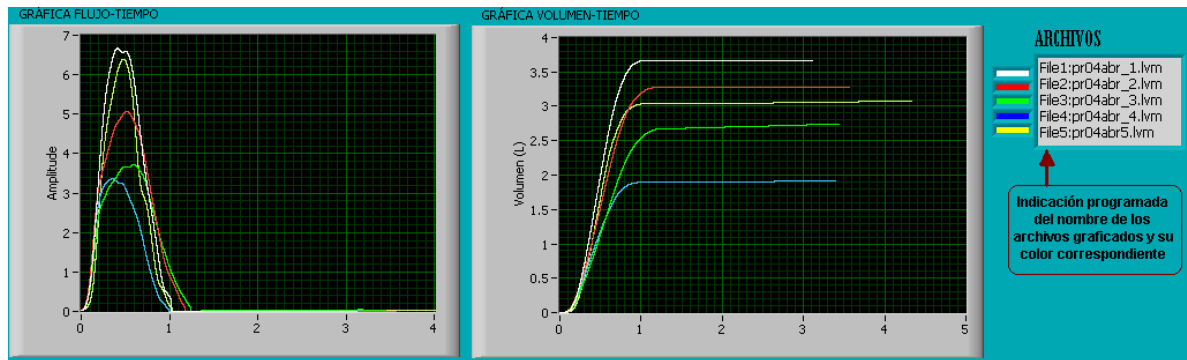


Figura 5.19: Gráficas de Flujo y Volumen de múltiples señales donde se muestra el orden seguido por Labview en la selección de colores

La selección de colores por Labview™ sigue siempre el mismo orden, pero, si en una de las posibles selecciones no se elige ningún archivo, el color que le hubiera correspondido se recorre hasta una selección válida y el indicador del archivo nulo deberá mostrar la carencia de información al estar “apagado” o negro. Esta característica ocasiona que el archivo 5 (File 5) pueda presentar 6 colores distintos. Las combinaciones RGB para cada uno de los colores, expresadas en hexadecimal y enlistadas de acuerdo a su orden de aparición en las gráficas, se resume en la tabla 5.3:

Tabla 5. 3: Notación Hexadecimal de Colores Básicos expresados en RGB

	COLOR	R	G	B
0	Negro	00	00	00
1	Blanco	FF	FF	FF
2	Rojo	FF	00	00
3	Verde	00	FF	00
4	Azul	00	00	FF
5	Amarillo	FF	FF	00

Cada indicador fue configurado por medio de los bloques de la figura 5.20, de acuerdo al número de casos que puede presentar conforme a su jerarquía. A grosso modo, la operación consiste en leer la ruta del archivo seleccionado y la longitud del nombre. La existencia o carencia de cada archivo dará un valor lógico, formando los dígitos de un número hexadecimal. Dicho número hexadecimal permitirá evaluar el color correspondiente a cada archivo, permitiendo relacionar mejor la información con las gráficas.

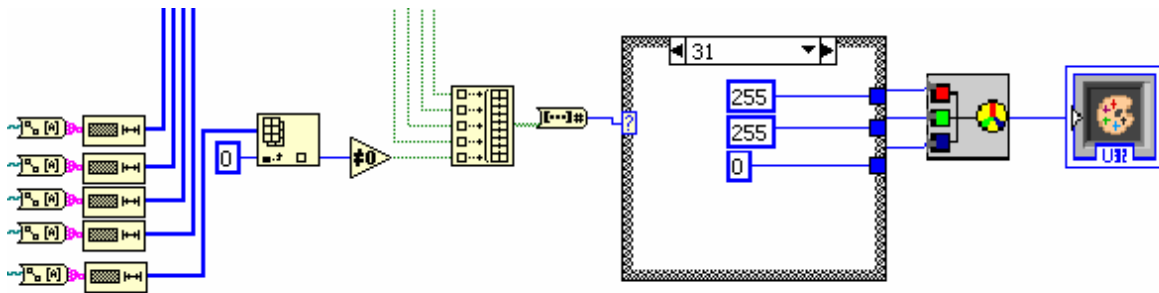


Figura 5.20: Configuración del indicador menos significativo, donde su valor depende de los 4 indicadores anteriores.

5.7 Resumen

En este capítulo se reportó la construcción del espirómetro de flujo y la implementación del sistema de acondicionamiento analógico, así como del instrumento virtual de Labview™ y la interfaz de usuario.

En el proceso de adquisición de la señal de flujo, se logró incrementar la sensibilidad del neumotacógrafo al emplear una resistencia neumática basada en el modelo de Pantalla de Lilly; pero construida con algunas variaciones en el material y el espesor de la resistencia, con la finalidad de incrementar la diferencia de presión. El acondicionamiento analógico y digital permitió interpretar la señal y adaptarla a los requerimientos internacionales. Se reportó el proceso y control realizado mediante Labview™, mostrando las bondades de la aplicación y explicando como se resolvieron algunos inconvenientes presentados en la programación así como el manejo de gráficas y del búffer de datos. Finalmente, se explicaron los métodos de despliegue de datos que se pueden realizar en tiempo real o por lectura de la información de flujo espiratorio realizado en pruebas anteriores.

En el próximo capítulo se presentará el resultado de las pruebas realizadas a diferentes personas como evidencia del buen funcionamiento del espirómetro construido.