



**UNIVERSIDAD DEL AZUAY**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGIA**

**ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRONICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN**  
**ESPIROMETRO DIGITAL**

**Trabajo de Graduación previo a la obtención del título de**

**Ingeniero Electrónico.**

**Autores:**

**Fabián Lata Peralta.**

**Fabrizio Saquicela Ochoa.**

**Director:**

**Ing. Pedro Crespo.**

**Cuenca, Ecuador**

**2007**

## **DEDICATORIA**

Mi dedicatoria va para las personas más importantes en esta etapa de mi vida, mi esposa María Judith y mi hija María Gracia que son la fuerza que me impulsaron a salir adelante. A mis padres que nunca perdieron la fé en mi, hermanos y familia política por el apoyo y cariño que me brindaron en mi vida universitaria.

Fabián.

## **AGRADECIMIENTOS**

Nuestro mas sincero agradecimiento a nuestro director Ing. Pedro Crespo, por su ayuda y apoyo.

Al Dr. Ricardo Ordóñez V. por sus clases Espirométricas y Neumológicas.

A todos nuestros profesores de la Escuela de Ingeniería Electrónica, por compartir con nosotros sus conocimientos con esmero y paciencia.

Fabián.

## **DEDICATORIA**

Quiero dedicar este trabajo a todas aquellas Personas a quienes suelo olvidar en el momento de agradecer, a mi esposa Verónica por el apoyo, fortaleza y amor brindados día a día, a tu paciencia amor.

A Sofía inspiración máxima y fuente inagotable de cariño y felicidad.

Para Manuel, Aída, Fernando, William Marcelo por sus enseñanzas y por hacer de mí un hombre de bien. A todos los demás miembros de nuestras familias, por el apoyo brindado.

A Dios por la oportunidad de vivir.

Fabricio.

## **AGRADECIMIENTOS**

Nuestro mas sincero agradecimiento a nuestro director Ing. Pedro Crespo, por su ayuda y apoyo.

Al Dr. Ricardo Ordóñez V. por sus clases Espirométricas y Neumológicas.

A todos nuestros profesores de la Escuela de Ingeniería Electrónica, por compartir con nosotros sus conocimientos con esmero y paciencia.

Fabricio.

## **PRELIMINARES**

|                             |             |
|-----------------------------|-------------|
| <b>AGRADECIMIENTOS.....</b> | <b>I</b>    |
| <b>DEDICATORIA.....</b>     | <b>II</b>   |
| <b>AGRADECIMIENTOS.....</b> | <b>III</b>  |
| <b>DEDICATORIA.....</b>     | <b>IV</b>   |
| <b>RESUMEN.....</b>         | <b>XI</b>   |
| <b>ABSTRACT.....</b>        | <b>XII</b>  |
| <b>INTRODUCCION.....</b>    | <b>XIII</b> |

## INDICE

### CAPITULO 1: ESPIROMETRÍA1

|                                                       |          |
|-------------------------------------------------------|----------|
| <b>1.1 FUNDAMENTOS BASICOS.....</b>                   | <b>1</b> |
| <b>INTRODUCCION.....</b>                              | <b>1</b> |
| <b>1.1.1 Ventilación.....</b>                         | <b>2</b> |
| 1. Propiedades Estáticas: .....                       | 2        |
| 2. Propiedades Dinámicas. ....                        | 3        |
| <b>1.1.2 Espirometría.....</b>                        | <b>4</b> |
| <b>1.2 Bases teóricas.....</b>                        | <b>5</b> |
| 1.2.1 Parámetros espirométricos.....                  | 6        |
| 1.2.2 Representación gráfica de la espirometría.....  | 7        |
| Curva de volumen – tiempo .....                       | 7        |
| Curva de flujo – volumen.....                         | 7        |
| 1.2.3 Procedimiento.....                              | 8        |
| 1.2.4 Aplicaciones prácticas de la Espirometría. .... | 9        |
| 1.2.5 Principales tipos de espirómetros .....         | 10       |
| Espirómetros de agua o de campana.....                | 10       |
| Espirómetros secos. ....                              | 11       |
| a) Espirómetros de fuelle.....                        | 11       |
| b) Neumotacómetros.....                               | 11       |
| c) Espirómetros de turbina.. ....                     | 12       |

### CAPITULO 2: DISEÑO DEL HARDWARE DEL EQUIPO

|                                                |           |
|------------------------------------------------|-----------|
| <b>DISEÑO DEL HARDWARE DEL EQUIPO .....</b>    | <b>13</b> |
| <b>2.1 Sensores.....</b>                       | <b>13</b> |
| 2.1.1 Características Generales. ....          | 13        |
| Introducción.....                              | 13        |
| Encoders ópticos .....                         | 13        |
| Definición.....                                | 13        |
| Principio de operación.....                    | 13        |
| Tipos de Encoders ópticos.....                 | 14        |
| · Incrementales .....                          | 14        |
| · Absolutos .....                              | 14        |
| · Encoders incrementales.....                  | 14        |
| Atendiendo a su salida se clasifican en: ..... | 14        |

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| Encoder Óptico H22B1 .....                            | 15 |
| Funcionamiento:.....                                  | 15 |
| Dimensiones Físicas:.....                             | 16 |
| 2.1.2 Curvas de Funcionamiento.....                   | 17 |
| 2.1.3 Pruebas.....                                    | 18 |
| Variación de Voltaje en función de la Velocidad ..... | 18 |
| 2.2 INTERFASE ANALOGICA PARA EL SENSOR.....           | 19 |
| 2.2.1 Pruebas de Funcionamiento. ....                 | 20 |
| 2.2.2 Análisis de Resultados.....                     | 21 |
| 2.3 hardware digital.....                             | 22 |
| 2.3.1 Diseño de la placa de Control .....             | 22 |
| 2.3.1.1 Diseño Esquemático.....                       | 22 |
| Fuente de Poder .....                                 | 22 |
| Microcontrolador PIC 16F877.....                      | 23 |
| Transmisión Serial.....                               | 24 |
| 2.3.1.2 Diseño de PCB y Ruteado .....                 | 26 |
| 2.3.1.3 Montaje.....                                  | 27 |

### CAPITULO 3: DISEÑO DEL SOFTWARE DE CONTROL

|                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| DISEÑO DEL SOFTWARE DE CONTROL .....                                 | 29 |
| 3.1 Software de Control.....                                         | 29 |
| 3.1.1 Diseño del Software de Control en Instrumentación Virtual..... | 30 |
| 3.1.1.1 Ingreso de datos. ....                                       | 30 |
| 1.- Condición Sexo.....                                              | 30 |
| 2.- Ingreso de datos.. ....                                          | 31 |
| 3.- Arreglo para presentación de datos. ....                         | 31 |
| 4.- Almacenamiento de datos.. ....                                   | 32 |
| 5.-Datos para Ecuaciones. ....                                       | 32 |
| 3.1.1.2 Adquisición de datos.....                                    | 33 |
| 1.- Control de Viñetas.. ....                                        | 33 |
| 2.- Inicialización del Puerto Serie.. ....                           | 34 |
| 3.- Secuencia para Graficar Adquisición. ....                        | 34 |
| 4.- Lectura y Escritura del Puerto.....                              | 36 |
| 5.- Visualización de Forma de Onda. ....                             | 36 |
| 6.- Visualización Numérica de Datos.....                             | 37 |
| 7.- Paro y Retardo de Adquisición.....                               | 37 |
| 3.1.1.3 Presentación de resultados.....                              | 38 |
| 1.- Recupera Datos desde Archivo.....                                | 38 |
| 2.- Selección de Edad.. ....                                         | 39 |
| 3.- Condición Sexo.....                                              | 39 |
| 4.- Cálculo de Datos Teóricos.....                                   | 40 |
| 5.- Curva Promediada.. ....                                          | 40 |
| 6.-Cálculo de Datos Adquiridos.. ....                                | 41 |
| 3.1.1.4 Impresión de resultados, generación de Reportes.....         | 43 |
| 1.- Escoge Tipo de Impresión.....                                    | 43 |
| 2.- Selección de Gráficos a Imprimir.....                            | 44 |
| 3.- Creación de títulos.....                                         | 44 |
| 4.- Genera espacios.....                                             | 45 |
| 5.- Dibujo de línea de división.....                                 | 45 |
| 6.- Muestra de datos calculados.....                                 | 46 |
| 7.- Muestra datos obtenidos. ....                                    | 46 |
| 8.- Crea pie de página.....                                          | 47 |
| 9.- Genera informe final.....                                        | 47 |
| 3.1.1.5 Interpolación Lineal y suavizado de curvas. ....             | 48 |
| 3.1.1.5.1 Interpolación Lineal.....                                  | 49 |

|                                                                             |           |
|-----------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.1.1.5.2 Suavizado de curvas.....                                          | 50        |
| <b>3.2 Diseño del Firmware .....</b>                                        | <b>52</b> |
| Introducción.....                                                           | 52        |
| 3.2.1 Configuración de puertos.....                                         | 53        |
| 3.2.1.1. Bloque principal.....                                              | 55        |
| 3.2.2 Pruebas de Recepción y Transmisión. ....                              | 55        |
| 3.2.3 Detección de Errores. ....                                            | 57        |
| <br><b>CAPITULO 4: MANUAL DE USUARIO Y PRUEBAS FUNCIONALES</b>              |           |
| <b>MANUAL DE USUARIO Y PRUEBAS FUNCIONALES.....</b>                         | <b>58</b> |
| <b>4.1 Manual de espirometría para su correcto uso. ....</b>                | <b>58</b> |
| Orientación diagnóstica .....                                               | 58        |
| Instrucciones para la correcta realización de una espirometría.....         | 59        |
| Instrucciones previas al paciente: .....                                    | 59        |
| Instrucciones generales .....                                               | 60        |
| Forma de realizar correctamente la maniobra .....                           | 60        |
| Gradación espirométrica de la alteración ventilatoria .....                 | 61        |
| <b>4.2 Recomendaciones para el correcto funcionamiento del equipo. ....</b> | <b>62</b> |
| 4.2.1 Funciones y puertos en la carcasa.....                                | 62        |
| 1.- Botón de encendido. ....                                                | 63        |
| 2.- Entrada de voltaje 12 Vdc. ....                                         | 63        |
| 3.- Display LCD.....                                                        | 64        |
| 4.- Puerto de entrada para el sensor.....                                   | 64        |
| 5.- Entrada puerto serial. ....                                             | 64        |
| 6.- Led de encendido. ....                                                  | 64        |
| 7.- Reset. ....                                                             | 64        |
| 4.2.2 Funciones en el software.....                                         | 64        |
| 1.- Correr el software. ....                                                | 64        |
| 2.- Ingreso de datos del paciente.....                                      | 65        |
| <b>3.- Realización de maniobra. ....</b>                                    | <b>65</b> |
| <b>4.3 Presentación de Resultados. ....</b>                                 | <b>71</b> |
| 4.3.1 Resultados obtenidos del espirómetro patrón.....                      | 71        |
| 4.3.2 Resultados obtenidos del espirómetro digital Espirofacil 3000. ....   | 72        |
| <b>4.3 Análisis de Resultados. ....</b>                                     | <b>75</b> |
| <br><b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>                                   |           |
| <b>CONCLUSIONES.....</b>                                                    | <b>78</b> |
| <b>RECOMENDACIONES.....</b>                                                 | <b>78</b> |
| <b>GLOSARIO DE TERMINOS MÉDICOS.....</b>                                    | <b>80</b> |
| <b>BIBLIOGRAFIA.....</b>                                                    | <b>82</b> |

## INDICE DE ILUSTRACIONES Y TABLAS

|                                                                                                         |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig. 1-2: Curva Flujo Volumen <sup>2</sup> .                                                            | 8  |
| Fig. 1-3: Ejemplos de Parámetros espirométricos <sup>3</sup> .                                          | 8  |
| Figura 1-4: Espirómetro de agua.                                                                        | 10 |
| Figura 1-5: Espirómetro de fuelle. <sup>5</sup>                                                         | 11 |
| Figura 1-6: Neumotacómetro.                                                                             | 12 |
| Figura 1-7: Espirómetro de turbina.                                                                     | 12 |
| Fig. 2-1: Rueda dentada y encoder óptico                                                                | 13 |
| Fig. 2-2: Ejemplos de señales de salida en encoders ópticos. <sup>8</sup>                               | 14 |
| Fig. 2-3: Presentación física del encoder óptico H22B1 <sup>9</sup>                                     | 15 |
| Fig. 2-4: Circuito interno del H22B1 <sup>10</sup>                                                      | 16 |
| Fig. 2-5: Dimensiones físicas obtenidas de la hoja de datos del H22B1 <sup>11</sup>                     | 16 |
| Fig. 2-6. Corriente de Salida vs. Corriente de Entrada <sup>12</sup>                                    | 17 |
| Fig2-7. Velocidad de conmutación vs RL <sup>13</sup>                                                    | 17 |
| Fig. 2-8: Corriente de Salida vs. Distancia <sup>14</sup>                                               | 17 |
| Fig. 2-9: Dimensiones físicas del ventilador EC5010H12CA. <sup>15</sup>                                 | 18 |
| Tabla 1                                                                                                 | 19 |
| Fig. 2-10: Diagrama de polarización del sensor.                                                         | 19 |
| Circuito 1: Cálculo de Circuito de Interfase para el sensor                                             | 20 |
| Tabla 2                                                                                                 | 21 |
| Fig. 2-11: Esquemático de la fuente de alimentación.                                                    | 22 |
| Fig. 2-12: Esquemático circuiteria para el microcontrolador                                             | 23 |
| Fig. 2-13: Esquemático circuiteria para el MAX 232                                                      | 24 |
| Circuito 2: Diagrama Esquemático Completo                                                               | 25 |
| Fig. 2-14: Presentación del ruteo de pistas para el circuito de datos.                                  | 26 |
| Fig. 2-15: Presentación 3D del circuito de datos.                                                       | 27 |
| Tabla 3                                                                                                 | 28 |
| Fig. 3-1: Diagrama de bloques de la programación en Lab View.                                           | 29 |
| Tabla 4. Ecuaciones Espirométricas.                                                                     | 30 |
| Fig. 3-2: Diagrama de Bloques obtenido de labview para manejo de la condición sexo                      | 30 |
| Fig. 3-3: Panel frontal y diagrama de bloques para llenado de ficha de paciente.                        | 31 |
| Fig. 3-4: Presentación de datos de ficha del paciente.                                                  | 31 |
| Fig. 3-5: Almacenamiento de datos diagrama del bloque.                                                  | 32 |
| Fig. 3-6: Datos para ecuaciones.                                                                        | 32 |
| Fig. 3-7: Diagrama de bloques del Ingreso de Datos.                                                     | 33 |
| Fig. 3-8: Viñetas                                                                                       | 33 |
| Fig. 3-9: Puerto Serie.                                                                                 | 34 |
| Fig. 3-10: Graficar adquisición, case de inicialización.                                                | 34 |
| Fig. 3-11: Graficar adquisición, puerto serie, demoras, graficadores, botones y presentación de datos.  | 35 |
| Fig. 3-12: Lectura y escritura del puerto serie                                                         | 36 |
| Fig. 3-13: Ejemplo de grafico de una forma de onda aleatoria.                                           | 36 |
| Fig. 3-14: Conversión de datos a array, presentación                                                    | 37 |
| Fig. 3-15: Paro y retardo de adquisición.                                                               | 37 |
| Fig. 3-16: Diagrama completo para la adquisición de datos por el puerto serie.                          | 38 |
| Fig. 3-17: Recuperación de datos del paciente desde archivo plano.                                      | 38 |
| Fig. 3-18: Nodos formula para el cálculo de los valores teóricos normales.                              | 39 |
| Fig. 3-19: Diferencia de valores de ecuaciones cuando se toma en cuenta la condición sexo.              | 39 |
| Fig. 3-20: Realización de cálculos de los valores teóricos                                              | 40 |
| Fig. 3-21 Promedio de curvas obtenidas.                                                                 | 41 |
| Fig. 3-22: Obtención de valores y cálculo de variables espirométricas a partir de los datos adquiridos. | 41 |
| Fig. 3-23: Presentación de datos teóricos y obtenidos.                                                  | 42 |
| Fig. 3-24: Presentación de datos.                                                                       | 42 |
| Fig. 3-25: Presentación de datos.                                                                       | 43 |
| Fig. 3-26: Selección de Gráficos a Imprimir.                                                            | 44 |

|                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fig. 3-27: Presentación de datos. _____                                                                                  | 44 |
| Fig. 3-28: Genera Espacios. _____                                                                                        | 45 |
| Fig. 3-29: Dibujo de Línea de División. _____                                                                            | 45 |
| Fig. 3-30: Dibujo de Línea de División. _____                                                                            | 46 |
| Fig. 3-31: Dibujo de Línea de División. _____                                                                            | 46 |
| Fig. 3-32: Crea pie de página. _____                                                                                     | 47 |
| Fig. 3-33: Genera informe final. _____                                                                                   | 47 |
| Fig. 3-34: Diagrama completo de impresión de informe. _____                                                              | 48 |
| Fig. 3-35 Diagrama de bloques Labview para la Interpolación lineal _____                                                 | 49 |
| Fig. 3-36 Resultado de Interpolacion Lineal _____                                                                        | 50 |
| Fig. 3-36 Filtro Savitzky Golay para suavizado de curvas. _____                                                          | 50 |
| Fig. 3-37. Suavizado de Curvas. _____                                                                                    | 51 |
| Fig. 3-35: Mapa de registro del PIC. _____                                                                               | 52 |
| Fig. 3-36: TXSTA TRANSMIT STATUS AND CONTROL REGISTER (ADDRESS 98h) _____                                                | 53 |
| Fig. 3-37: RCSTA RECEIVE STATUS AND CONTROL REGISTER (ADDRESS 18h) _____                                                 | 54 |
| Fig. 3-38: Segmento de programación en MPLAB _____                                                                       | 55 |
| Fig. 3-39. Esquemático de transmisión RS-232 _____                                                                       | 56 |
| Fig. 3-40: Configuración Cable RS-232 (PIC-PC) _____                                                                     | 56 |
| Fig. 4-2. Representación de la carcasa principal y ubicación de elementos. _____                                         | 63 |
| Fig. 4-3. Barra de herramientas _____                                                                                    | 64 |
| Fig. 4-4. Ingreso de datos panel frontal _____                                                                           | 65 |
| Fig. 4-5. Adquisición de datos. _____                                                                                    | 66 |
| Fig. 4-6. Viñeta para presentación de resultados. _____                                                                  | 67 |
| Fig. 4-7. Adquisición de datos del paciente. _____                                                                       | 67 |
| Fig. 4-8. Presentación de resultados y curva obtenida. _____                                                             | 68 |
| Fig. 4-9. Orientación Diagnostica. _____                                                                                 | 69 |
| Fig. 4-10. Botón de opciones para generación de reporte final. _____                                                     | 69 |
| Fig. 4-11 Datos iniciales obtenidos del espirómetro PB-900. _____                                                        | 71 |
| Fig. 4-12 Curva volumen-tiempo obtenida del espirómetro patrón. _____                                                    | 72 |
| Fig. 4-13 Muestra 1 obtenida del paciente _____                                                                          | 73 |
| Fig. 4-14 Muestra 2 obtenida del paciente _____                                                                          | 73 |
| Fig. 4-15 Muestra 3 obtenida del paciente _____                                                                          | 74 |
| Fig. 4-16. Presentación final de resultados. _____                                                                       | 74 |
| Tabla 5. Diferencias de valores calculados y obtenidos entre el espirómetro patrón y el realizado en este estudio. _____ | 75 |
| Fig. 4-17 Análisis grafico de diferencias entre valores calculados de los dos espirómetros _____                         | 76 |
| Fig. 4-18. Análisis grafico de diferencias entre valores obtenidos por los dos espirómetros. _____                       | 77 |

## **RESUMEN**

La espirometría es una técnica de diagnóstico para patologías respiratorias, un espirómetro es el equipo que permite realizar las mediciones de capacidad pulmonar y acompañado por la valoración médica determinar las acciones posteriores para el tratamiento de la afección pulmonar.

El espirómetro descrito en este trabajo esta basado en electrónica programable y de bajo costo con lo que se espera poder brindar una alternativa funcional y accesible.

El software del equipo esta realizado en Instrumentación virtual gracias a la implementación en Labview un lenguaje de programación orientado a objetos que brinda las facilidades para la obtención de buenos resultados en cuanto a la presentación y el manejo de datos y resultados.

## **ABSTRACT**

Spirometry is a technique to diagnose air tract pathologies. The espirometer is a device that measures the breath capacity. This apparatus, joined by medical evaluation determine the treatment for respiratory diseases.

The espirometer described in this work is based on electronic programming. This main advantage is low cost, presenting an affordable choice to the medical diagnose and treatment.

The device software was designed using Labview. This program allows to handle data and store results, allowing good results in virtual devices modeling.

Lata Peralta Sandro Fabián.

Saquicela Ochoa Gerardo Fabricio.

Ing. Pedro Crespo

Julio 2007.

## **INTRODUCCIÓN**

Los avances en la técnica médica y de la electrónica han permitido que estas dos carreras tan distantes y diferentes encuentren un punto en común, la bioelectrónica: una subdivisión de la electrónica dedicada al estudio de las señales biológicas generadas por el cuerpo humano.

En nuestros tiempos los equipos electrónicos en los que confiamos nuestra información y nuestro trabajo, también están diseñados para que en ellos confiemos algo tan sensible como nuestra salud y en ocasiones hasta nuestras propias vidas.

Esta revolución electrónica y médica nos ha llevado a elegir como tema de tesis el diseño y construcción de un Espirómetro digital, la realización de este equipo nos permitirá demostrar los conocimientos adquiridos en el transcurso de la carrera y adentrarnos además en el mundo de la Electromedicina.

La espirometría, una técnica sencilla de diagnostico primario, nos permite determinar de manera confiable algunas patologías respiratorias, como por ejemplo el asma, bronquitis, síndromes obstructivos, restrictivos, etc. Los espirómetros nuevos basados en técnicas informáticas y electrónicas permiten que el diagnostico se realice automáticamente, con lo que el trabajo del médico tratante disminuye sustancialmente, sin embargo no se recomienda tomar los resultados espirométricos como una única opinión, pues solo el médico tratante esta en capacidad de determinar la existencia real de una patología y recomendar el tratamiento a seguir.

Cabe recalcar que el tema del presente trabajo de tesis es experimental debido a la dificultad de certificar los resultados del equipo y validarlo como espirómetro confiable para la correcta determinación de patologías.

La técnica espirométrica usa valores teóricos que son considerados como normales, para la comparación y posterior determinación de diferencias. Estos valores se obtienen de diferentes ecuaciones en las que se toma en cuenta valores como: el sexo del paciente, la talla, el peso, la edad y otros factores que pueden ser determinantes al momento del diagnóstico. Estos valores son tan variados como la cantidad de estudios sobre esta técnica, por esta razón se decidió tomar los valores para estandarización de espirometría recomendados por la SEPAR, ya que al tratarse de valores estándar nos permiten tener un bajo margen de error con respecto a los valores de otros autores.

El presente trabajo de graduación está dividido de la siguiente forma:

En el Capítulo uno se encuentra una reseña de la técnica Espirométrica, sus bases teóricas, los principales tipos de equipos y sus diferencias.

En el segundo capítulo se podrá encontrar el diseño del hardware electrónico del equipo junto con sus respectivos diseños y algunos cálculos.

El tercer capítulo está dedicado a la parte de programación virtual, en donde se encontrarán los segmentos de cada una de las partes del programa y algunas presentaciones del panel frontal.

El capítulo cuatro exhibe un manual para el correcto uso del equipo, así como para la correcta realización de una espirometría.

El capítulo cinco contiene las conclusiones y recomendaciones que se sacaron al final de la realización de este trabajo.

## **CAPÍTULO 1**

### **ESPIROMETRÍA**

#### **1.1 FUNDAMENTOS BÁSICOS.**

##### **INTRODUCCIÓN.**

El metabolismo oxidativo celular, base de la vida del hombre y de la mayoría de las especies vivientes, requiere de un aporte continuo de sustratos, entre ellos el  $O_2$ , que conlleva la producción de desechos incluyendo el  $CO_2$ .

El mantenimiento de las presiones de estos gases dentro de límites normales es la principal función del aparato respiratorio gracias a la difusión entre la sangre y el espacio alveolar.

Uno de los determinantes de la composición del gas alveolar es la ventilación, proceso mediante el que ingresa aire rico en  $O_2$  a través de las vías aéreas hasta los alvéolos y se expulsa gas que contiene  $CO_2$ .

El flujo gaseoso por estos conductos sigue los mismos principios que se aplican a los líquidos, es decir que el radio de las vías aéreas es el factor principal que determina la resistencia al movimiento gaseoso.

A diferencia de los tubos rígidos, los bronquiolos cambian de calibre durante el ciclo respiratorio. Sus paredes son colapsables, se encuentran sostenidas por el parénquima pulmonar y son sometidas a las variaciones de la presión pleural.

Por otro lado el espacio alveolar debe estar capacitado para distenderse y aceptar un volumen adecuado de aire nuevo durante la inspiración. Es entonces claro que las variaciones anatómicas de las vías aéreas, del parénquima pulmonar o de la pared torácica que puedan afectar la resistencia al paso del aire o la distensibilidad, alterarán en diversos niveles la función del pulmón para intercambiar gases.

Además de la ventilación, el aparato respiratorio necesita de otro proceso llamado difusión, para mantener un adecuado aporte de  $O_2$  a los tejidos y eliminar el  $CO_2$ , producto del metabolismo celular.

### 1.1.1 Ventilación.

La ventilación es el movimiento de aire con alto contenido de  $O_2$  desde la atmósfera y su distribución dentro del sistema bronquial hacia las unidades de intercambio gaseoso (alvéolo) y el movimiento inverso de  $CO_2$  desde la circulación pulmonar hacia el exterior.

La fuerza requerida para expandir los pulmones y la caja torácica, que además debe vencer la resistencia y la inercia de las vías aéreas, está dada por los músculos respiratorios (diafragma, escalenos, esternocleidomastoideos y abdominales).

El volumen pulmonar en un momento dado es producto de las propiedades mecánicas, estáticas y dinámicas del tejido pulmonar, la caja torácica y las vías aéreas:

**1. Propiedades Estáticas:** El pulmón y la caja torácica son estructuras distensibles, con propiedades elásticas de que les permiten regresar a su estado inicial una vez que termina la fuerza distensil.

El retroceso elástico está dado por las fibras elásticas (a volúmenes bajos y medios), por las fibras colágenas (a volúmenes altos) y por el surfactante pulmonar intra-alveolar.

La distensibilidad pulmonar corresponde al cambio de volumen por cambio de presión ( $\Delta Vol. / \Delta Presión$ ), siendo mayor a volúmenes menores (volumen de Reserva Espiratoria) y menor a volúmenes mayores (Capacidad Pulmonar Total). La caja torácica, a diferencia del pulmón, tiende a resistir la compresión y a expandirse, pero ambas estructuras normalmente se mantienen adosadas gracias a la presión negativa intrapleurar. Cuando la presión intrapleurar se vuelve positiva como en el caso de una herida penetrante al tórax, aparece la disociación pulmón-caja torácica, (Neumotórax).

Los volúmenes pulmonares varían de acuerdo al sexo (25% menores en las mujeres), talla, peso, raza y posición. Estos volúmenes pulmonares pueden ser cuantificados por métodos sencillos como la espirometría o por otros algo más sofisticados como la pletismografía corporal, dilución de helio, etc. A diferencia de la espirometría, estos últimos métodos permiten medir el volumen residual (VR).

**2. Propiedades Dinámicas.** A diferencia de la distensibilidad (propiedad estática) la fuerza requerida para contrarrestar y vencer la Resistencia (inercia) de las vías aéreas es un proceso dinámico influenciado por la velocidad del flujo de aire.

De acuerdo a la ley de Ohm, la corriente (flujo eléctrico) es directamente proporcional al voltaje e inversamente proporcional a la resistencia al flujo eléctrico ( $I=V/R$ ). En hemodinámica y el movimiento de gases se puede utilizar esta ley y por lo tanto se puede establecer que un flujo (Q) es proporcional al gradiente de presión ( $\Delta P$ ) e inverso a la resistencia(R) o ( $Q=\Delta P/R$ ). Al despejar esa ecuación podemos afirmar sobre la resistencia que ( $R=\Delta P/Q$ ). Los factores que afectan la resistencia incluyen: el número de vías aéreas y su área transversal, la longitud de las vías que depende de la edad y la talla, el diámetro (resistencia  $1/4r$ ), el volumen pulmonar, la geometría de las vías aéreas (tono muscular, compresión externa, secreciones, interacción con tejidos vecinos ) y la viscosidad y densidad del gas.

El flujo gaseoso por estos conductos sigue los mismos principios que se aplican a los líquidos, es decir que el radio de las vías aéreas es el factor principal que determina la resistencia al movimiento gaseoso, razón por la cual se aplica la siguiente ley.

### Ley de Poiseuille

$\Delta$  = Presión.

$r$  = radio.

$n$  = viscosidad.

$l$  = Longitud del vaso.

$$Flujo = \frac{\pi \Delta r^4}{8 n l}$$

### **1.1.2 Espirometría**

Para un médico es muy importante conocer el tipo de alteración ventilatoria que presenta un individuo y cuantificar el grado de afección. Uno de los métodos más empleados para este fin y el primero ha sido la espirometría.

Mediante este examen se obtiene una gráfica cuya interpretación aporta valiosa información sobre el estado ventilatorio del paciente. Las repeticiones sucesivas permiten a su vez establecer la evolución de la enfermedad y/o su respuesta a una terapia determinada. El espirómetro es un aparato relativamente simple.

El volumen movilizado suele ser en un individuo normal de 500 ml y se denomina volumen corriente ( $V_t$ ). La espiro-metría de "spiros" soplar, respirar y "metría" medida. Es la más antigua de las maniobras exploratorias de la función respiratoria. Con ella se registra y mide la cantidad de aire que entra y sale tanto en régimen de respiración normal como cuando ésta es forzada, en la inspiración y espiración.

La espirometría puede ser simple o forzada. En la simple se pide al paciente que, después de una inspiración máxima, expulse todo el volumen de aire que sea capaz utilizando todo el tiempo que necesite. La espirometría forzada consiste en solicitar ala persona que, tras una inspiración máxima, expulse todo el aire que contengan sus pulmones en el menor tiempo posible. Esta técnica proporciona información de mayor relevancia clínica ya que permite establecer una posible alteración ventilatoria y tipificarla. Está indicado realizarla en la detección y evaluación de cualquier disfunción pulmonar, en el control evolutivo de la misma, para monitorizar el tratamiento, como evaluación pre-operatoria, en la valoración de incapacidad laboral, en estudios de hiper reactividad bronquial, en la identificación del fumador de alto riesgo y en la detección y localización de estenosis de vías aéreas superiores. La espirometría aporta valores referidos a los volúmenes de aire que es capaz de inspirar y espirar y de los flujos que genera (Tiempo/Volumen).

Cuando se introduce el tiempo como unidad de referencia se pasa a considerar efectos dinámicos el más clásico es el FEV1 que es el volumen espirado forzado en

un segundo, el cual nos orienta según su valor sobre la patología que el paciente padece y el grado de afección pulmonar

La espirometría es una de las pruebas de función pulmonar más útil y más usada en todo el mundo, debido a que los espirómetros son equipos sencillos y su valor comercial no es alto.

## **1.2 Bases teóricas.**

La Espirometría se ha impuesto como una útil herramienta clínica aplicada ampliamente en la evaluación del estado funcional del sistema respiratorio. Las indicaciones de la Espirometría pueden ser de tipo diagnóstico; de monitoreo, para evaluar grados de incapacidad o de trastorno y también para propósitos de salud pública tales como estudios epidemiológicos y la obtención de valores normales o de referencia. 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.

**El estudio de la función pulmonar permite evaluar las capacidades ventilatorias en el pulmón e identificar la presencia de trastornos ventilatorios tanto de tipo obstructivos como restrictivos o la presencia de ambos (mixtos) en un individuo, con lo cual se pueden lograr diagnósticos más fiables y precisos.**

Un espirómetro es un equipo o dispositivo que mide el volumen y flujo de aire que entra y sale de los pulmones durante la ventilación, permite obtener el trazado o registro volumen-tiempo y el de flujo/volumen de la respiración. El estudio de la función pulmonar basado en la Espirometría también es denominado Prueba Funcional Ventilatoria (PFV).

Para realizar el diagnóstico espirométrico es necesario disponer de valores de referencia, conocidos como valores predichos o normales, que se obtienen de evaluar fórmulas de regresión desarrolladas a partir de muestras de la población que se estudia. Estos datos se comparan con los resultados de la prueba espirométrica y de

ahí surgen los criterios de normalidad para interpretar los resultados y emitir el diagnóstico.

La manipulación de la información resultante de la Espirometría requiere de un personal especializado, consume tiempo y está sujeta a errores sistemáticos y de interpretación. Por estas razones la mayoría de los espirómetros actuales incorporan programas para realizar el cálculo de los valores, realizar la interpretación y emitir el diagnóstico.

### **1.2.1 Parámetros espirométricos**

Los resultados de la Espirometría practicada a un sujeto se expresan a través de parámetros espirométricos, que son valores numéricos correspondientes con el flujo y volumen derivados del espirograma, que registra la función ventilatoria del sujeto sometido a estudio durante una maniobra dirigida por un especialista.

Los parámetros espirométricos fundamentales son:

- Capacidad Vital (CV),
- Capacidad Vital Forzada (FVC),
- Volumen Espiratorio Forzado en 1 segundo ( $FEV_1$ ),
- Flujo Espiratorio Forzado medio durante la mitad central de la Capacidad Vital Forzada ( $FEF_{25-75}$ ),
- Índice de Tiffenau ( $VEF1\%$ ), que es la relación entre  $FEV_1$  y la FVC y
- Flujo Pico Espiratorio Forzado (PEF).

Se utilizan también con fines de diagnóstico el Volumen residual (VR), la Capacidad Inspiratoria (CI) y el Flujo espiratorio forzado en relación con alguna porción de la curva del espirograma, así como otros parámetros inspiratorios.

### 1.2.2 Representación gráfica de la espirometría

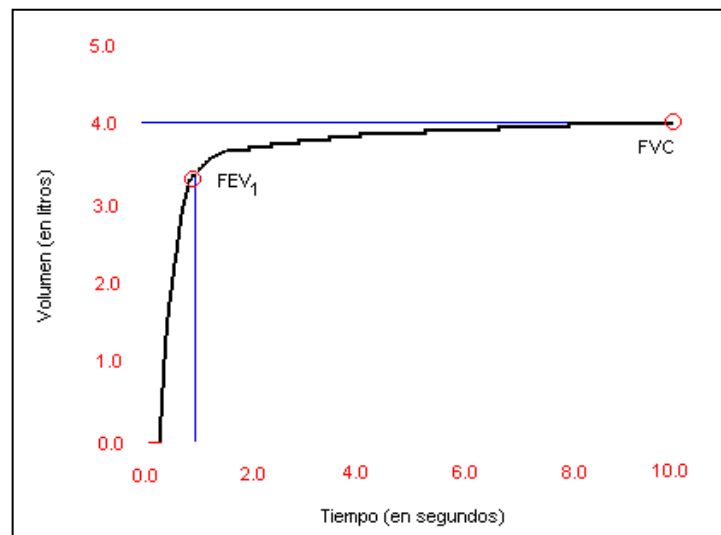
Al realizar una espirometría forzada, obtenemos dos tipos de curvas, según sea el aparato utilizado: las curvas de volumen – tiempo y las curvas de flujo – volumen.

#### Curva de volumen – tiempo

Relaciona el volumen espirado con el tiempo empleado para la espiración. Son las más "intuitivas" y las mas fáciles de interpretar.

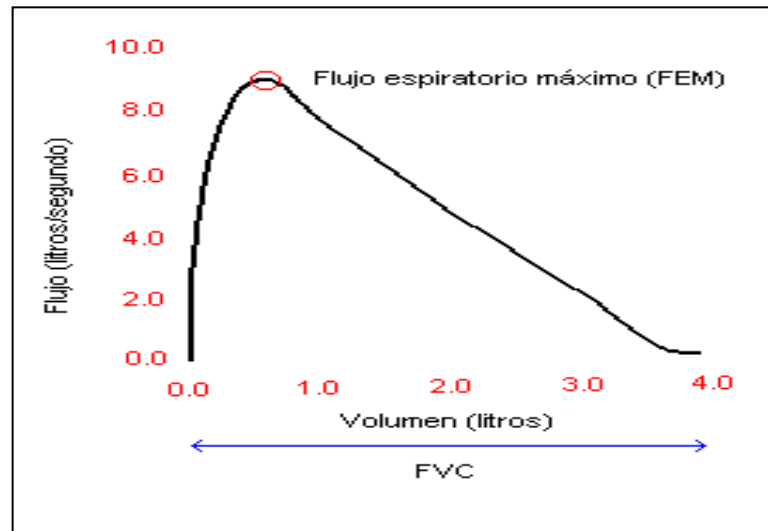
Curva de volumen – tiempo normal. Obsérvese la representación gráfica de cómo se calculan los valores de FEV<sub>1</sub> y FVC.

Fig. 1-1: Curva Volumen Tiempo<sup>1</sup>.



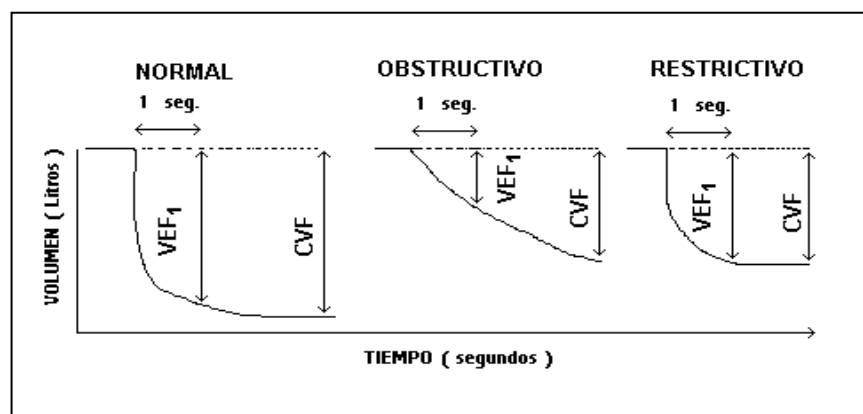
#### Curva de flujo – volumen

Relaciona el flujo espirado en cada instante con el volumen espirado en ese instante. Son más difíciles de interpretar que las curvas de volumen – tiempo, pero a cambio aportan más información clínica y técnica, por lo que son de mayor elección. En la fig. 1-2 (Curva de flujo - volumen normal). Se ve que tiene una fase de ascenso rápido hasta llegar al flujo espiratorio máximo o *Peak-Flow*, y luego un descenso más lento, pero prácticamente en línea recta, hasta que alcanza la línea de base, momento en que señala la FVC. El FEV<sub>1</sub> es calculado por el propio espirómetro y si es normal suele estar en la última parte de la línea descendente.

Fig. 1-2: Curva Flujo Volumen<sup>2</sup>.

### 1.2.3 Procedimiento

El paciente, sentado o de pie frente al espirómetro efectúa una inspiración máxima hasta capacidad pulmonar total (CPT) para luego realizar un esfuerzo espiratorio máximo. El espirómetro registra el cambio de volumen en el tiempo, permitiendo calcular:

Fig. 1-3: Ejemplos de Parámetros espirométricos<sup>3</sup>.

<sup>1-2-3</sup> Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos12/espirom/>

FVC: Capacidad Vital Forzada.

FEV: Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo.

% FVE<sub>1</sub>/FVC: Índice de Tiffenau.

Estos parámetros se comparan con valores de referencia o tablas de normalidad, permitiendo distinguir 2 tipos de alteraciones funcionales:

\*Síndrome obstructivo que compromete los flujos respiratorios.

\* Síndrome restrictivo donde se produce una disminución del volumen.

FEF25-75: Flujo espiratorio forzado entre el 25 y 75 % de la curva y otros parámetros.

Puntos clave

1. El paciente y la familia deben ser informados e instruidos adecuadamente
2. La espirometría debe realizarse en un ambiente tranquilo y sin prisas
3. Deben realizarse entre 3 y 8 maniobras
4. Antes de proceder a interpretar los resultados debe evaluarse si la prueba cumple criterios de aceptabilidad y reproductibilidad
5. La forma de la curva nos aporta una información muy valiosa

#### **1.2.4 Aplicaciones prácticas de la Espirometría.**

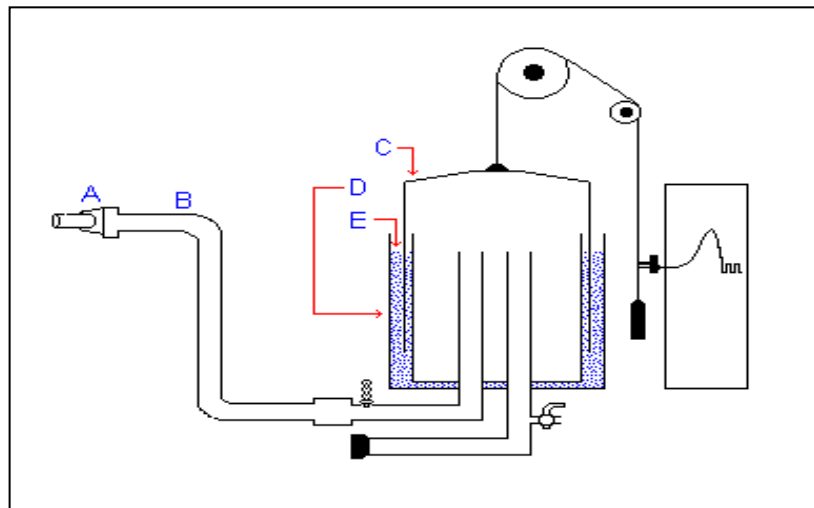
Los espirómetros actuales se basan en las técnicas de la computación electrónica y son ampliamente utilizados como medio de diagnóstico en la mayoría de los hospitales modernos. Las tecnologías modernas hacen posible el uso de este equipamiento en consultas de clínicas privadas, fuera de hospitales, así como en las oficinas personales de especialistas en función pulmonar.

### 1.2.5 Principales tipos de espirómetros

Existen multitud de aparatos diferentes para obtener una espirometría, pero básicamente los podemos agrupar en cuatro grupos, según el método que utilicen para determinar las medidas:

**Espirómetros de agua o de campana.** Fueron los primeros aparatos que se utilizaron, y aún se emplean en laboratorios de función pulmonar. Se trata básicamente de un circuito de aire que empuja una campana móvil (figura 1-4), que transmite su movimiento a una guía que registra el mismo en un papel continuo. La campana va sellada en un depósito de agua (de ahí el nombre del instrumento). Sirve para registrar los volúmenes pulmonares (excepto el volumen residual), y al aumentar la velocidad del papel al doble se puede registrar también la capacidad vital forzada. Es muy útil para realizar estudios completos, pero su tamaño y complejidad limitan su uso exclusivamente a los laboratorios de función pulmonar, por lo que no se recomienda en atención primaria.

Figura 1-4: Espirómetro de agua. *a) Boquilla. b) Tubo del espirómetro. c) Campana. d) Cilindro de doble pared. e) Agua para sellar la campana.*<sup>4</sup>

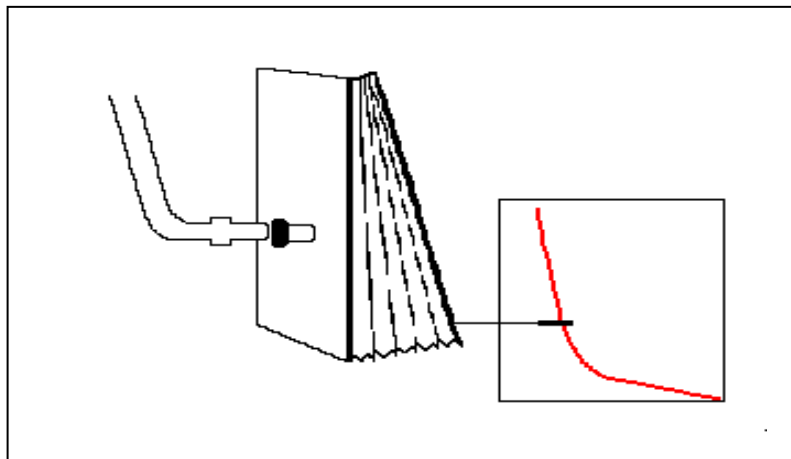


<sup>4</sup> Fuente: <http://www.semm.org/esp.html>

**Espirómetros secos.** Llamados así por contraposición a los de agua. Dentro de este grupo existen a su vez varios tipos:

**a) Espirómetros de fuelle.** El circuito de aire empuja un fuelle, que transmite la variación de volumen a una guía conectada a un registro en papel (figura 1-5). Este último se mueve a una velocidad constante por segundo, lo que permite relacionar el volumen con el tiempo y la obtención de las gráficas denominadas de volumen – tiempo. Los volúmenes teóricos deben calcularse manualmente a partir de unas tablas, lo que hace el uso de este tipo de espirómetro lento y engorroso. Algunas unidades incorporan un microprocesador que evitan tener que hacer los cálculos manualmente.

Figura 1-5: Espirómetro de fuelle.<sup>5</sup>

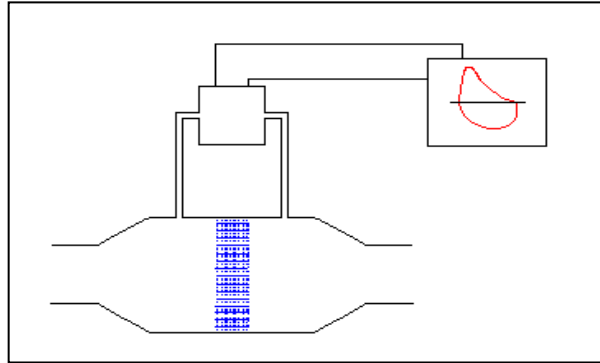


**b) Neumotacómetros.** Se trata de aparatos que incorporan en la boquilla una resistencia que hace que la presión antes y después de la misma sea diferente (figura 1-6). Esta diferencia de presiones es analizada por un microprocesador, que a partir de ella genera una curva de flujo – volumen y/o de volumen – tiempo.

<sup>5</sup> Fuente: <http://www.semm.org/espil.html>

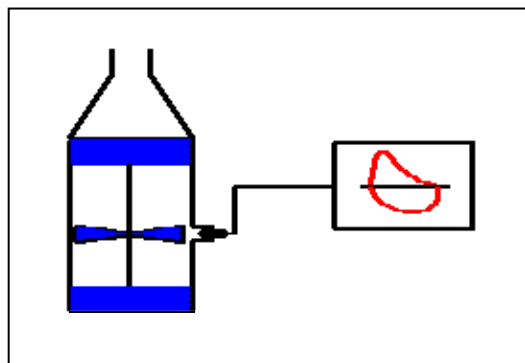
Al estar informatizado, tanto los valores obtenidos como los teóricos nos los da el propio aparato, siempre que hayamos introducido los datos antropométricos del paciente por medio del teclado.

Figura 1-6: Neumotacómetro. El flujo pasa a través de una resistencia conocida. La diferencia de presiones antes y después de la resistencia es recogida por el transductor, que por integración de flujos calcula los volúmenes.<sup>6</sup>



**c) Espirómetros de turbina.** Incorporan en la boquilla del aparato una pequeña hélice, cuyo movimiento es detectado por un sensor de infrarrojos (figura 1-7). Esta información es analizada por un microprocesador, que da como resultado tanto una gráfica de flujo – volumen como de volumen – tiempo. Al igual que en el caso anterior, el propio aparato nos da los resultados y los valores teóricos de cada paciente.

Figura 1-7: Espirómetro de turbina. El sensor de infrarrojos detecta el movimiento de la turbina y lo transmite al microprocesador, que calcula los flujos y volúmenes. En atención primaria deben utilizarse los espirómetros secos, y preferentemente los informatizados (neumotacómetros y espirómetros de turbina), por su pequeño tamaño y facilidad de uso. El aparato escogido debe tener una pantalla en la que aparezca, en tiempo real, la curva que esté realizando el paciente, para poder asegurarnos de que la maniobra es correcta.<sup>7</sup>



<sup>6-7</sup> Fuente: <http://www.semm.org/esp.html>

## CAPÍTULO 2

### DISEÑO DEL HARDWARE DEL EQUIPO

#### 2.1 Sensores.

##### 2.1.1 Características Generales.

##### Introducción.

##### Encoders ópticos

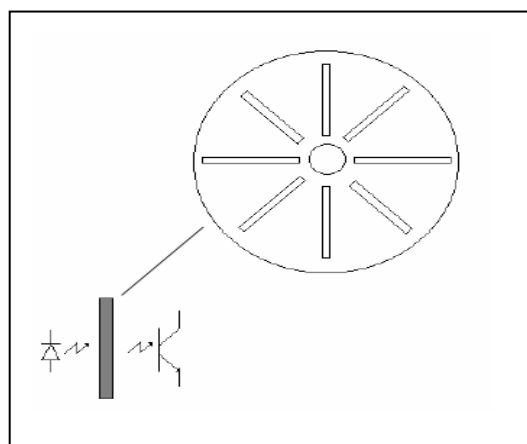
##### Definición.

- El encoder óptico es un sensor que permite detectar el movimiento de rotación de un eje.
- Es en definitiva un transductor que convierte una magnitud (posición lineal y angular) en una señal digital.
- El encoder opera solidario al eje del ventilador cuya velocidad se desea determinar. Utiliza luz para obtener la medida.

##### Principio de operación

- Se basan en opto acopladores.
- Un diodo foto emisor y un transistor fotorreceptor.
- Detectan la presencia / ausencia de luz a través de un disco solidario al eje, con ranuras radiales.

Fig. 2-1: Rueda dentada y encoder óptico



## **Tipos de Encoders ópticos.**

### **· Incrementales**

- Dan salidas serie de acuerdo con el ángulo del eje de rotación, mientras éste gira.
- No dan salida si el eje está parado.
- Es necesario un contador para conocer la posición del eje.

### **· Absolutos**

- Dan una salida paralelo (codificada), indicando la posición angular del eje.

### **· Encoders incrementales**

#### **Atendiendo a su salida se clasifican en:**

- Unidireccionales.

Dan una sola salida A.

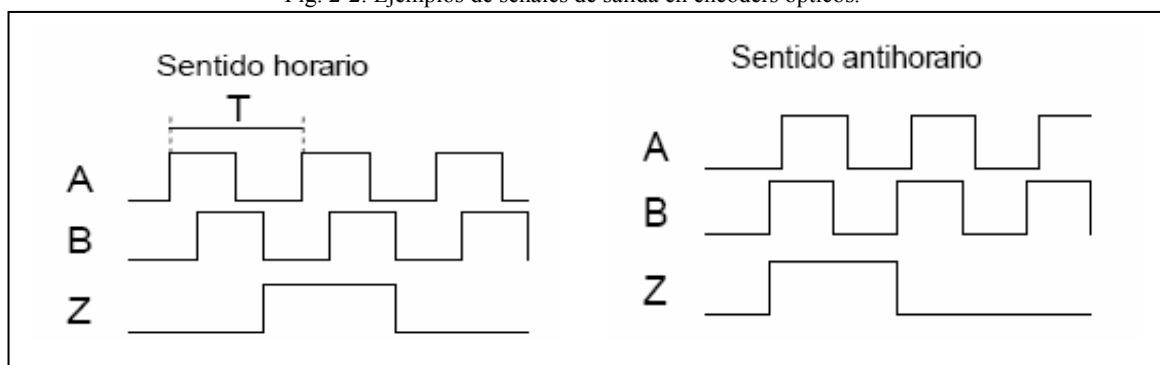
No se puede determinar el sentido de giro.

- Bi-direccionales.

Dan dos salidas serie A y B.

Se distingue el sentido de giro por la diferencia de fase.

Fig. 2-2: Ejemplos de señales de salida en encoders ópticos.<sup>8</sup>



<sup>8</sup> Fuente: <http://www.semm.org/esp.html>

- Salida de paso por cero

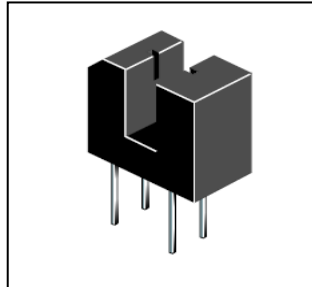
Un pulso por vuelta Z.

- La resolución se mide por el número de pulsos de la salida por cada revolución del eje.
- Cuantas más ranuras tenga el disco, mayor será la resolución del encoder.
- Las ranuras de la salida A están desplazadas  $(1/4 + 1/8)$  de periodo T respecto de las de la salida B.
- Diferencia de Fase (sentido de giro): Si gira en sentido horario la fase A está adelantada y si gira en sentido anti-horario, retrasada respecto de la fase B.

### Encoder Óptico H22B1

El encoder óptico H22B1, que se utilizara para nuestro equipo presenta las siguientes especificaciones físicas y curvas de funcionamiento.

Fig. 2-3: Presentación física del encoder óptico H22B1<sup>9</sup>



#### Funcionamiento:

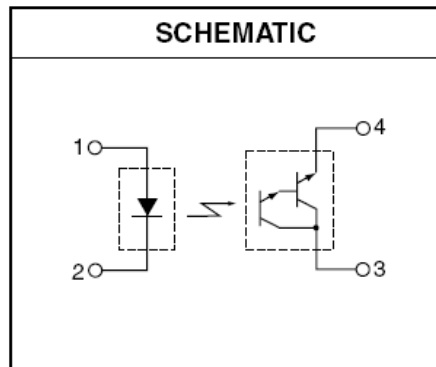
El diodo emisor de este encoder óptico esta basado en una aleación de Galio y Arsénico, junto a un foto transistor *darlington* de silicón, los dos empaquetados en una carcasa plástica la que optimiza el acople mecánico, así como disminuye la influencia de la luz ambiente en el foto transistor. La ranura de entrada de luz esta diseñada para interrumpir el haz de luz de una manera eficaz y controlada.

La interrupción del haz de luz puede ser total, en cuyo caso el sensor funciona en dos estados (On/Off), o parcial variando en distintos niveles el haz de luz y

<sup>9</sup> Fuente: <http://www.farichild.com>

obteniendo una salida variable analógica cuyo valor depende de la polarización del sensor.

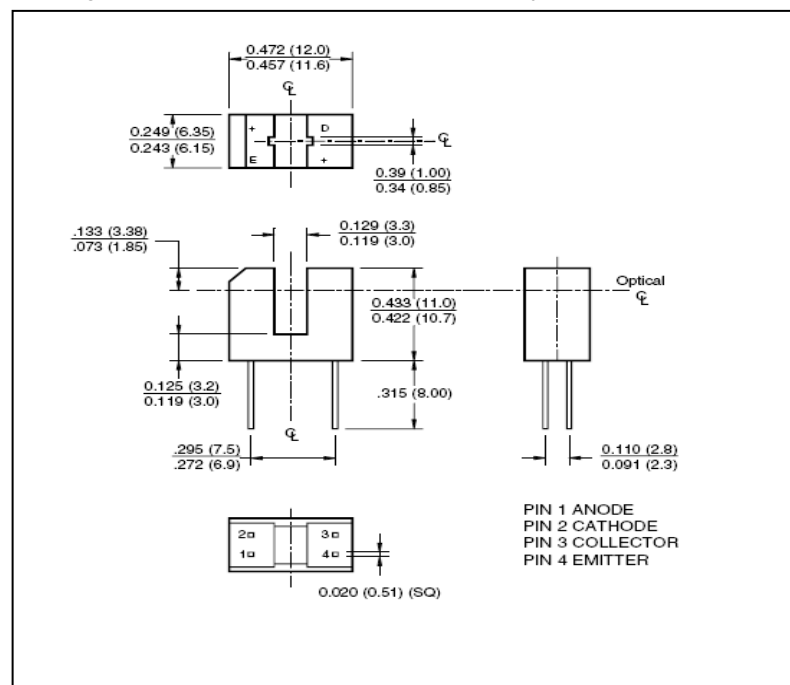
Fig. 2-4: Circuito interno del H22B1<sup>10</sup>



### Dimensiones Físicas:

A continuación se presentan las dimensiones físicas del sensor obtenidas de la hoja de datos para efectos de construcción del acople mecánico del sensor al equipo.

Fig. 2-5: Dimensiones físicas obtenidas de la hoja de datos del H22B1<sup>11</sup>



<sup>10-11</sup> Fuente: <http://www.farichild.com>

### 2.1.2 Curvas de Funcionamiento.

Las curvas de funcionamiento detalladas a continuación fueron obtenidas de la hoja de datos del sensor.

Fig. 2-6. Corriente de Salida vs. Corriente de Entrada<sup>12</sup>

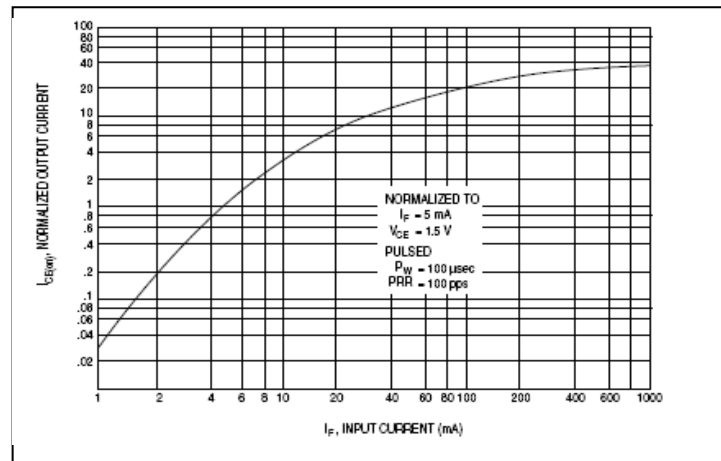


Fig2-7. Velocidad de conmutación vs  $R_L$ <sup>13</sup>

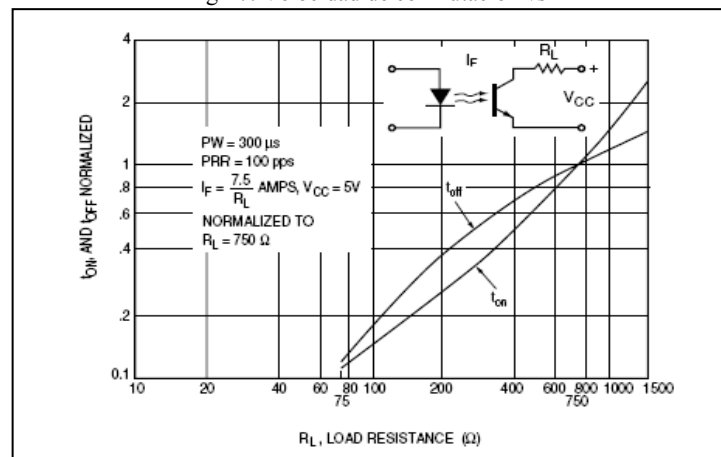
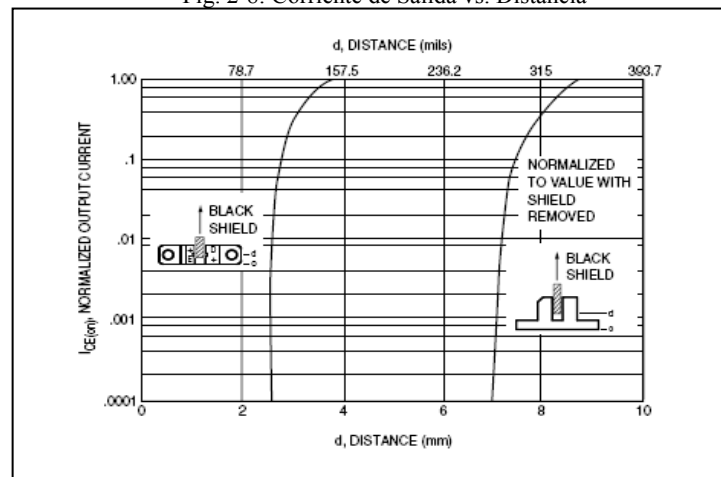


Fig. 2-8: Corriente de Salida vs. Distancia<sup>14</sup>



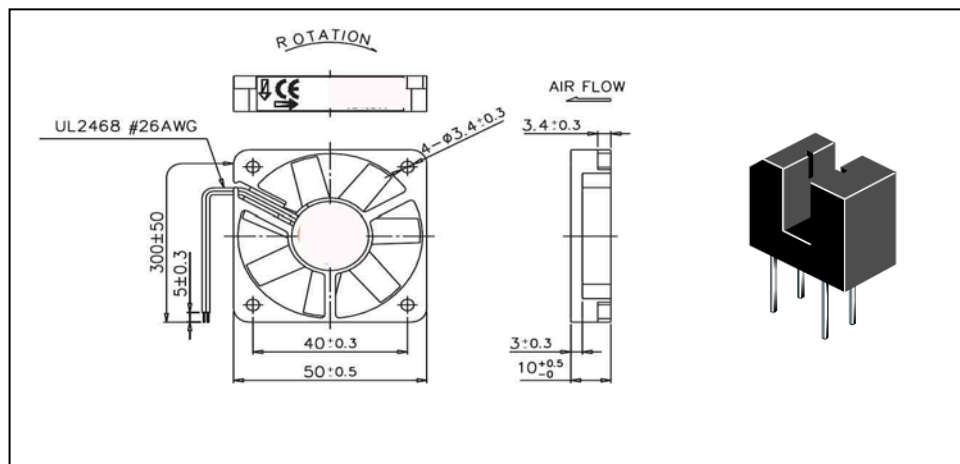
<sup>12-13-14</sup> Fuente: <http://www.fairchild.com>

### 2.1.3 Pruebas.

Para la realización de las pruebas del sensor, se acoplo una rueda dentada al centro de la carcasa de la parte móvil del ventilador EC5010H12CA, este ventilador será el que reciba el flujo de aire en el momento de la espiración transmitiendo movimiento mecánico a la rueda dentada.

La rueda dentada interrumpe el haz de luz del encoder, dependiendo del número de revoluciones a las que gire el ventilador y la rueda se obtienen valores de voltaje en la salida del sensor.

Fig. 2-9: Dimensiones físicas del ventilador EC5010H12CA.<sup>15</sup>



### Variación de Voltaje en función de la Velocidad

Al variar cierta cantidad  $X$  de flujo de aire se produce una velocidad  $Y$  en la rueda dentada, y esta a su vez genera una  $Z$  cantidad de pulsos en la salida del sensor. Este valor (frecuencia de pulsos) será utilizado para la realización de los cálculos, ya que es el valor que varía en función del tiempo y es análogo a la cantidad de flujo de aire a la entrada del sensor.

Según las pruebas realizadas, variando el voltaje de entrada en el ventilador se varía también su velocidad, los valores de revoluciones obtenidos a la salida del sensor con diferentes valores de voltaje en el ventilador son los siguientes:

<sup>15</sup> Fuente: <http://cgi.ebay.co.uk/Evercool-50-x-50-x-10-mm-Fan-Low-Noise-HIGH-airflow>

Tabla 1

| Valor en Voltios | Nº de Revoluciones (RPM) |
|------------------|--------------------------|
| 12               | 5000,00                  |
| 9                | 3750,00                  |
| 7                | 2916,67                  |
| 5                | 2083,33                  |
| 4                | 1666,67                  |
| 3                | 1250,00                  |
| 2                | 833,33                   |
| 1                | 416,67                   |

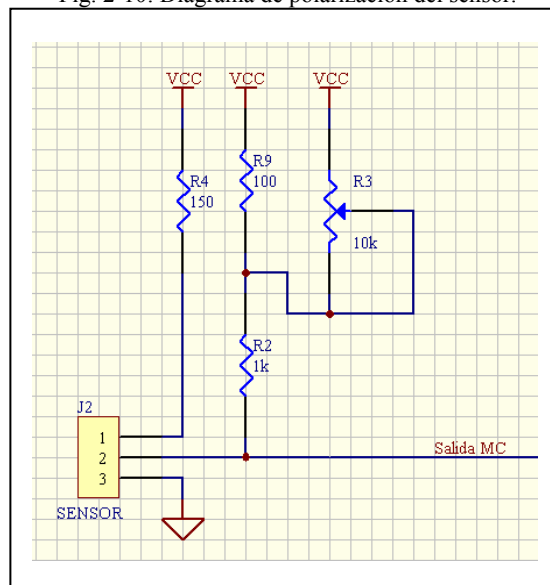
## 2.2 INTERFASE ANALÓGICA PARA EL SENSOR.

### Polarización del sensor.

El encoder óptico H22B1, en el lado del emisor necesita polarización directa la cual conseguimos con una resistencia de  $150\Omega$  conectada a Vcc, en el lado del receptor (foto transistor) la polarización se consigue con un partidor de tensión, colocando una resistencia de  $100\Omega$  en paralelo con un potenciómetro de  $10K\Omega$ , estas dos a la vez están en serie con una resistencia de  $1K\Omega$ , esta configuración nos permite variar la sensibilidad de la salida de 0 a 5 voltios.

Los pines que restan están conectados directamente a tierra, la unión del receptor con las resistencias del partidor forman la entrada analógica para el microcontrolador.

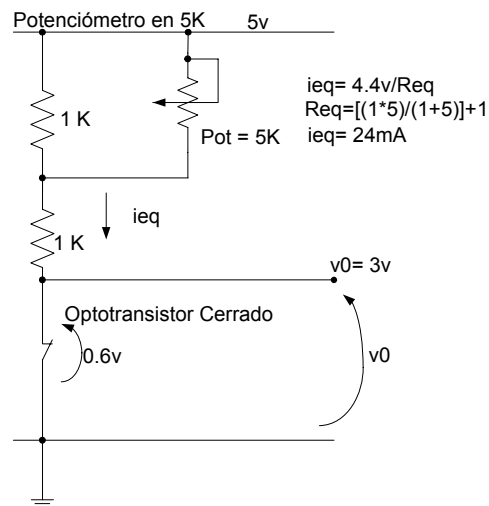
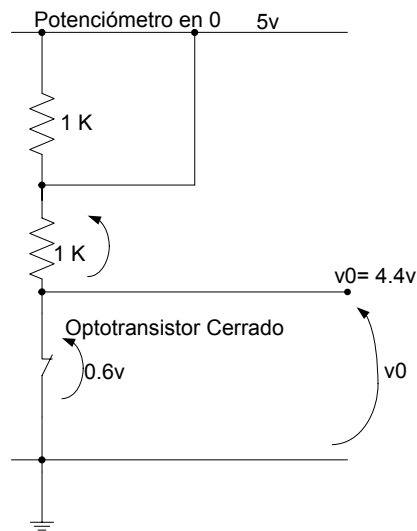
Fig. 2-10: Diagrama de polarización del sensor.

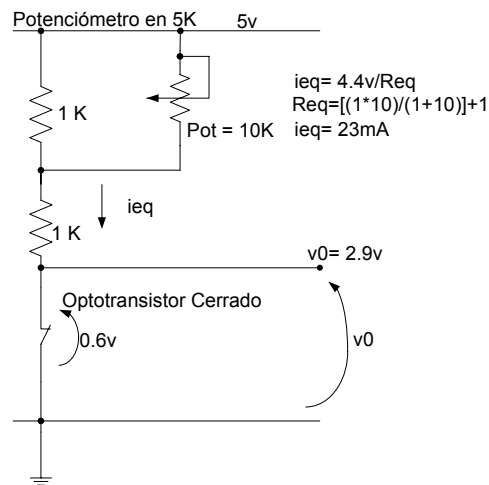


### 2.2.1 Pruebas de Funcionamiento.

Para las pruebas de funcionamiento debe tomarse en cuenta el cálculo de las resistencias que intervienen en la polarización del sensor ya que la configuración del partidor de tensión determinará la variación de voltaje a la salida del sensor.

Circuito 1: Cálculo de Circuito de Interfase para el sensor





Analizando el cálculo de las resistencias para la polarización del sensor concluimos que al variar el potenciómetro la sensibilidad del voltaje a la salida del sensor no se ve afectada después de los  $5k\Omega$ . El voltaje a la salida del sensor varía de acuerdo al grado de interrupción del haz de luz.

### 2.2.2 Análisis de Resultados.

Como se observa en la tabla a continuación, la cantidad de revoluciones a la salida del sensor varía según la velocidad del ventilador, con lo que el sistema funciona y es adecuado para nuestra aplicación.

Tabla 2

| Valor en Voltios (Ventilador) | Nº de Revoluciones (RPM) | Voltaje de Salida (Sensor) |
|-------------------------------|--------------------------|----------------------------|
| 5                             | 2083,33                  | 4,8                        |
| 4,5                           | 1874,99                  | 4,32                       |
| 4                             | 1666,67                  | 3,84                       |
| 3,5                           | 1458,33                  | 3,35                       |
| 3                             | 1249,99                  | 2,87                       |
| 2,5                           | 1041,66                  | 2,39                       |
| 2                             | 833,33                   | 1,91                       |
| 1                             | 416,67                   | 0,96                       |

## 2.3 hardware digital.

Para el diseño del hardware digital del equipo utilizamos el CAD electrónico Protel 99 ya que las herramientas que este nos brinda, nos permite obtener un diseño con márgenes de calidad profesionales y acorde a los avances tecnológicos del diseño y construcción de placas electrónicas.

### 2.3.1 Diseño de la placa de Control.

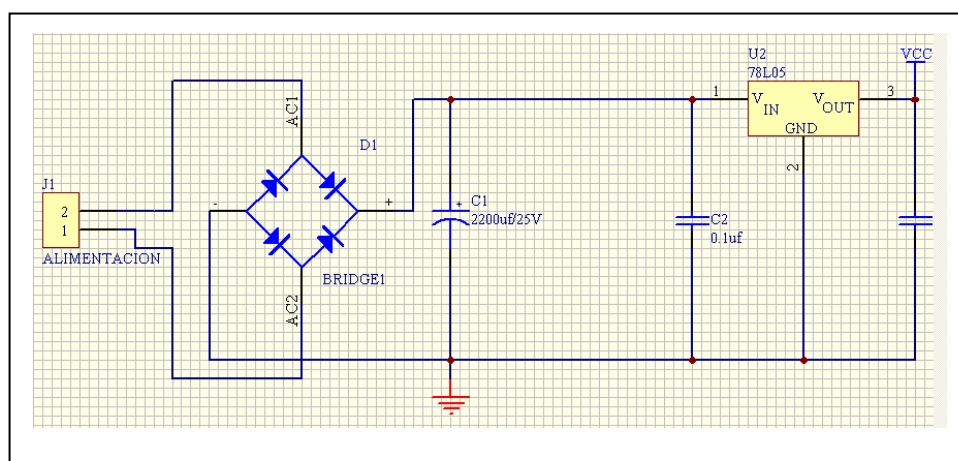
Para el diseño de la placa de control, se tomo en cuenta los elementos a utilizar, el tipo de conexión necesaria para su funcionamiento, la existencia de hardware adicional (conectores).

#### 2.3.1.1 Diseño Esquemático.

##### Fuente de Poder

La fuente de poder del circuito, esta diseñada con un Puente rectificador de *Graetz*, este elemento permite proteger al integrado 78L05 de los cambios de polaridad, el integrado 78L05 es el encargado de proporcionar un voltaje constante de 5v para la alimentación de todo el circuito, además consta de dos condensadores que filtran la señal de entrada y uno a la salida, como ilustramos en el siguiente grafico.

Fig. 2-11: Esquemático de la fuente de alimentación.



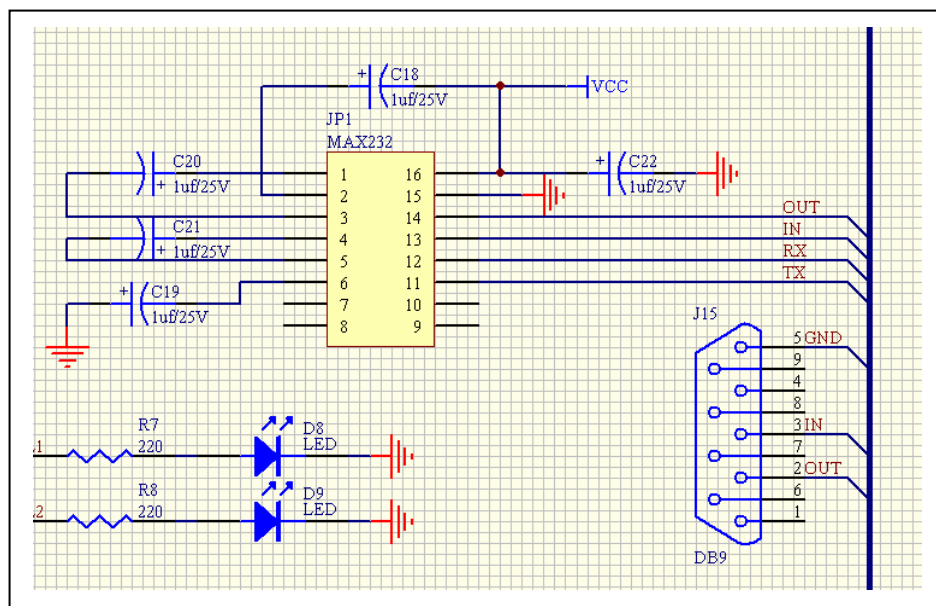


## Transmisión Serial.

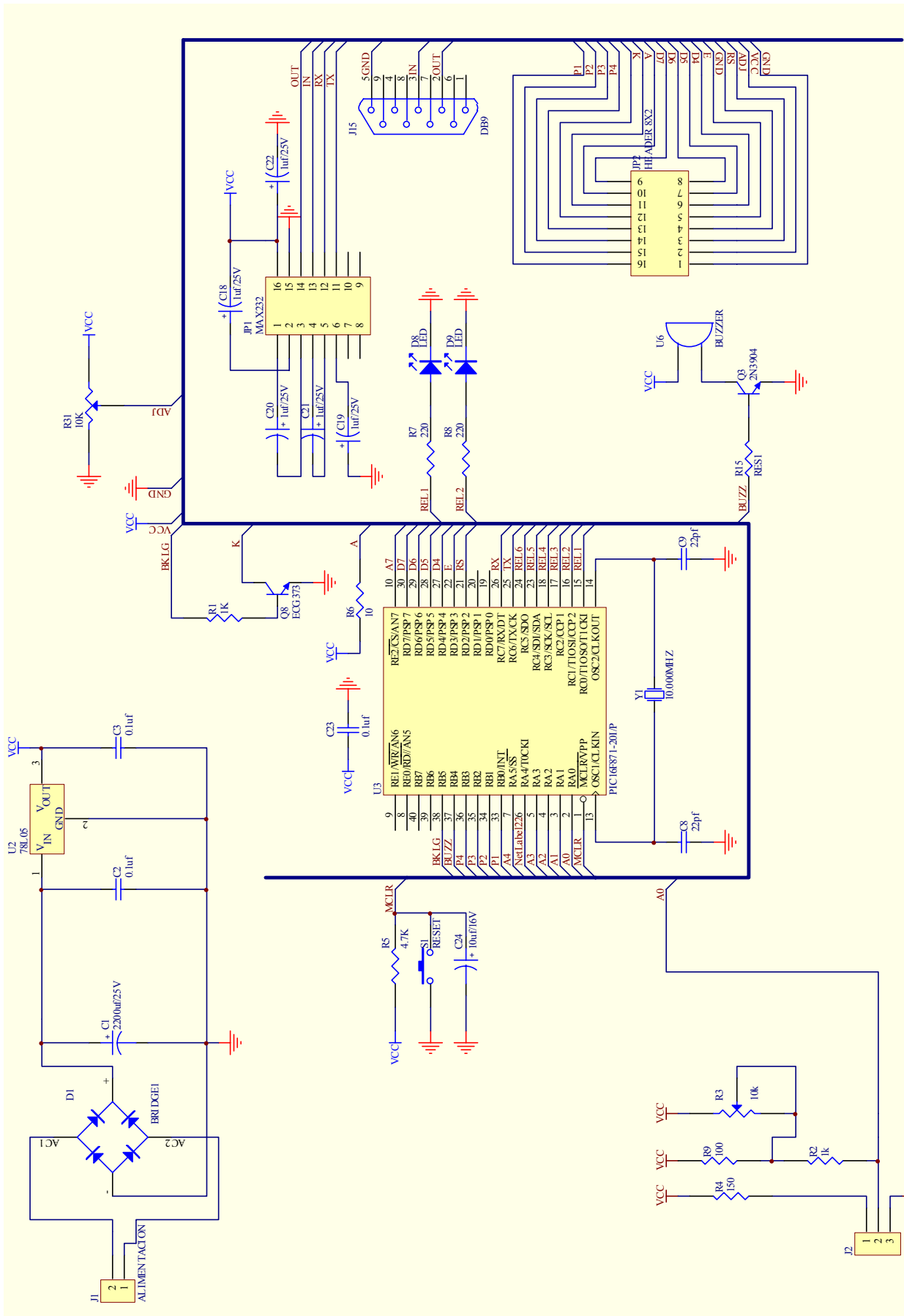
La transmisión serial (MAX232) tiene en su configuración cinco condensadores de 1uf a 25v, transmisión y recepción (TX, RX) en los pines once y doce, una entrada y una salida en los pines trece, catorce que envían los datos al conector DB9.

Para el protocolo de comunicación PIC-PC se configura el puerto del computador y el microcontrolador para una velocidad de transferencia de 9600 Baudios, 8 bits de datos, sin paridad, 1 bit de parada y control de flujo por hardware.

Fig. 2-13: Esquemático circuiteria para el MAX 232



A continuación se muestra el diagrama esquemático completo del circuito de control del equipo, así como la conexión entre sus elementos y conectores adicionales.



Circuito 2: Diagrama Esquemático Completo

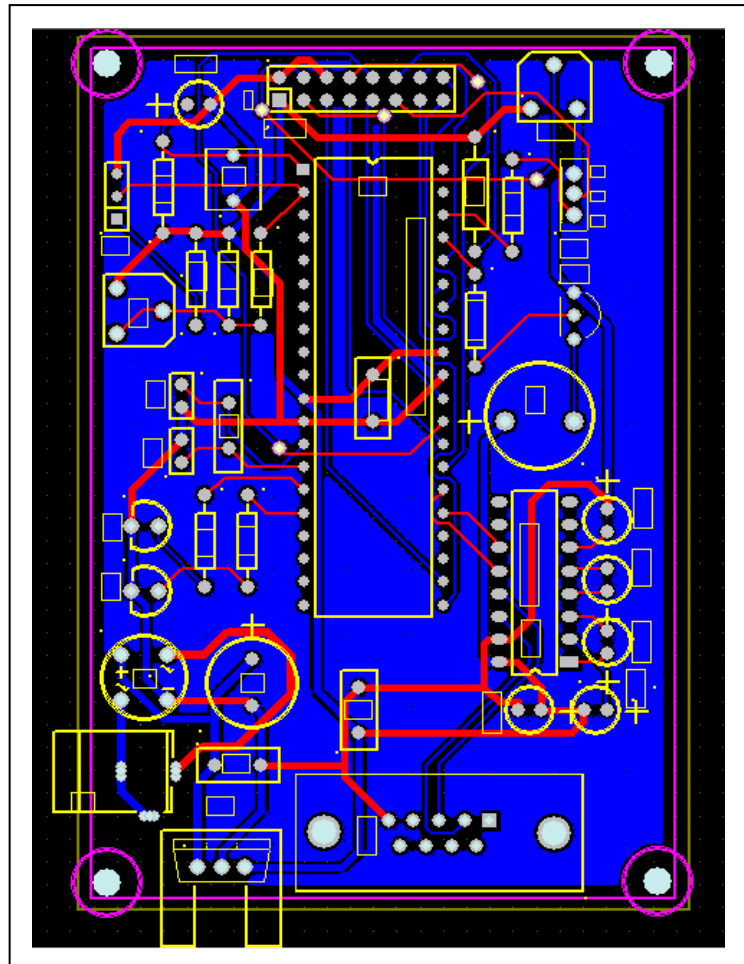
### 2.3.1.2 Diseño de PCB y Ruteado.

Una vez realizado el diseño esquemático del circuito, se procede a cargar los *foot prints* (huellas) de los componentes a utilizar en el circuito, se realiza el posicionamiento de los componentes tomando en cuenta que para el ruteo no deberán existir cruces innecesarios y que por seguridad las líneas de datos deben estar separadas de las líneas de alimentación, se deberá también tomar en cuenta que componentes como el cristal deben estar lo más cercano posible a los pines de conexión para evitar interferencias.

Luego de realizado el posicionado de los componentes se procede a cargar las reglas de ruteo, en las que se toma en cuenta diámetro de las donas (agujeros) para la suelda, espesor de líneas de datos y alimentación, malla de tierra, especificar si el ruteo se realizará a simple o doble cara, tamaño de la placa de acuerdo al posicionado, se colocará también el dibujo del componente con su identificación respectiva que servirá de guía para el montaje de los componentes sobre la placa.

A continuación se presenta el ruteo y PCB que irá impreso en la placa del equipo.

Fig. 2-14: Presentación del ruteo de pistas para el circuito de datos.



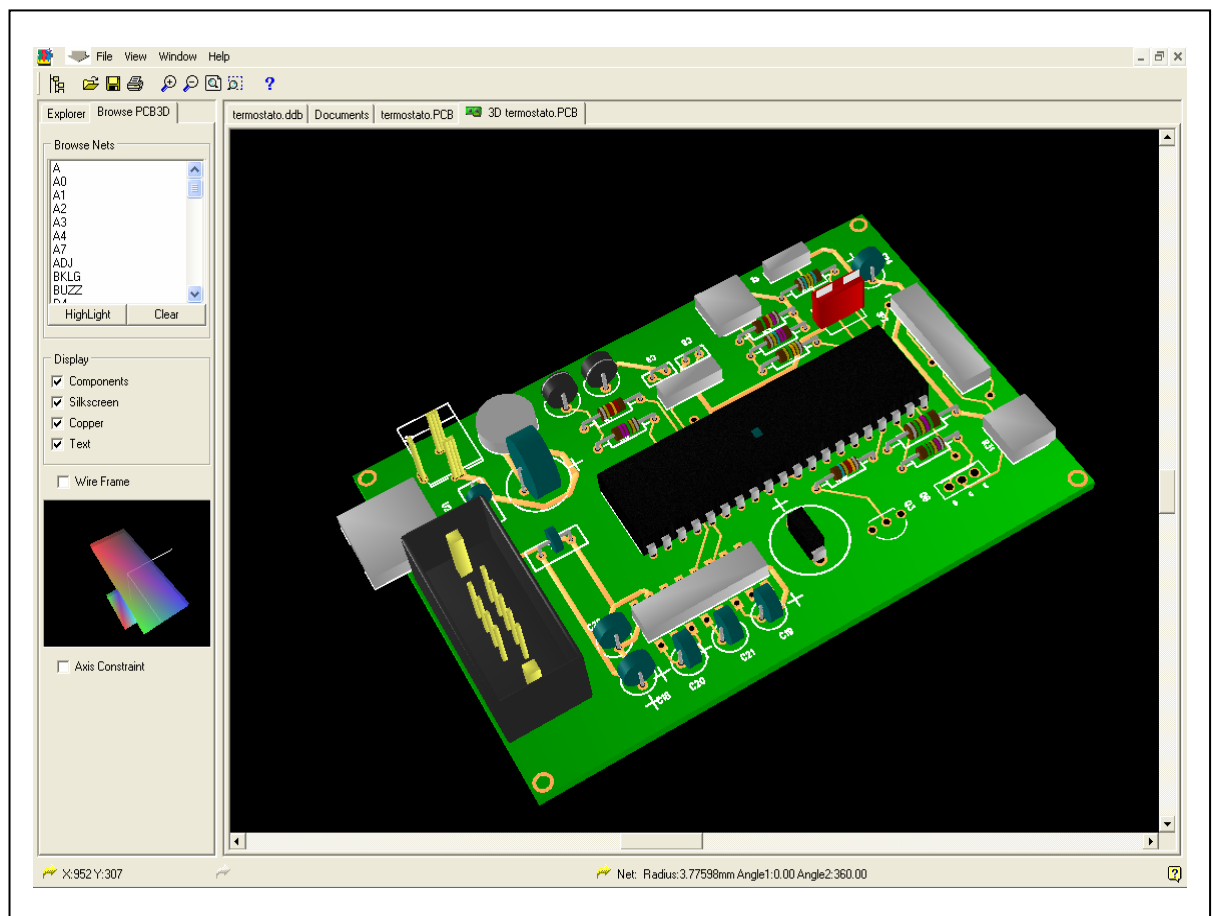
En el gráfica anterior del ruteo y PCB, se puede observar que la capa azul corresponde a las conexiones en la parte posterior de la placa y también a la alimentación y malla de tierra. Las líneas rojas corresponden a las conexiones en la parte superior de la placa, y las líneas amarillas corresponden a los gráficos de los elementos y su respectiva identificación. Los puntos blancos son las donas (agujeros) para el soldado de los componentes.

### 2.3.1.3 Montaje.

Para realizar el montaje de los componentes en la placa, nos referimos a la lista de materiales y a los gráficos impresos en la placa para la correcta ubicación de los mismos.

Utilizando la opción tridimensional de Protel, se muestra a continuación un boceto del montaje final de la placa.

Fig. 2-15: Presentación 3D del circuito de datos.



Se adjunta a continuación la lista de materiales obtenida del reporte de Protel.

Tabla 3

| Part Type       | Designator | Footprint | Description                                   |
|-----------------|------------|-----------|-----------------------------------------------|
| 0.1uf           | C2         | RAD0.2    | Capacitor                                     |
| 0.1uf           | C23        | RAD0.2    | Capacitor                                     |
| 0.1uf           | C3         | RAD0.2    | Capacitor                                     |
| 1K              | R1         | AXIAL0.4  |                                               |
| 1k              | R2         | AXIAL0.4  |                                               |
| 1uf/25V         | C20        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 1uf/25V         | C22        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 1uf/25V         | C18        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 1uf/25V         | C19        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 1uf/25V         | C21        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 2N3904          | Q3         | TO92C     | NPN BJT                                       |
| 4.7K            | R5         | AXIAL0.4  |                                               |
| 10              | R6         | AXIAL0.5  |                                               |
| 10.000MHZ       | Y1         | XTAL1     | Crystal Oscillator                            |
| 10K             | R31        | TRIM1     | Potentiometer                                 |
| 10k             | R3         | TRIM1     | Potentiometer                                 |
| 10uf/16V        | C24        | RB.2/.8   | Capacitor                                     |
| 22pf            | C8         | RAD0.1    | Capacitor                                     |
| 22pf            | C9         | RAD0.1    | Capacitor                                     |
| 78L05           | U2         | TO220V    | 3-Terminal Positive Voltage Regulator         |
| 100             | R9         | AXIAL0.4  |                                               |
| 150             | R4         | AXIAL0.4  |                                               |
| 220             | R7         | AXIAL0.4  |                                               |
| 220             | R8         | AXIAL0.4  |                                               |
| 2200uf/25V      | C1         | RB.2/.4   | Capacitor                                     |
| ALIMENTACION    | J1         | JAKDC     | Connector                                     |
| BRIDGE1         | D1         | BRIDGE    | Diode Bridge                                  |
| BUZZER          | U6         | BUZZ      | Buzzer                                        |
| DB9             | J15        | DB9/F     |                                               |
| ECG373          | Q8         | TO126V    | NPN BJT                                       |
| HEADER 8X2      | JP2        | IDC16     |                                               |
| LED             | D8         | LED       |                                               |
| LED             | D9         | LED       |                                               |
| MAX232          | JP1        | DIP16     |                                               |
| PIC16F871-20I/P | U3         | DIP40     | 40-Pin EPROM-Based 8-Bit CMOS Microcontroller |
| RES1            | R15        | AXIAL0.4  |                                               |
| RESET           | S1         | PULS1     |                                               |
| SENSOR          | J2         | SIP3      | Connector                                     |

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO DEL SOFTWARE DE CONTROL

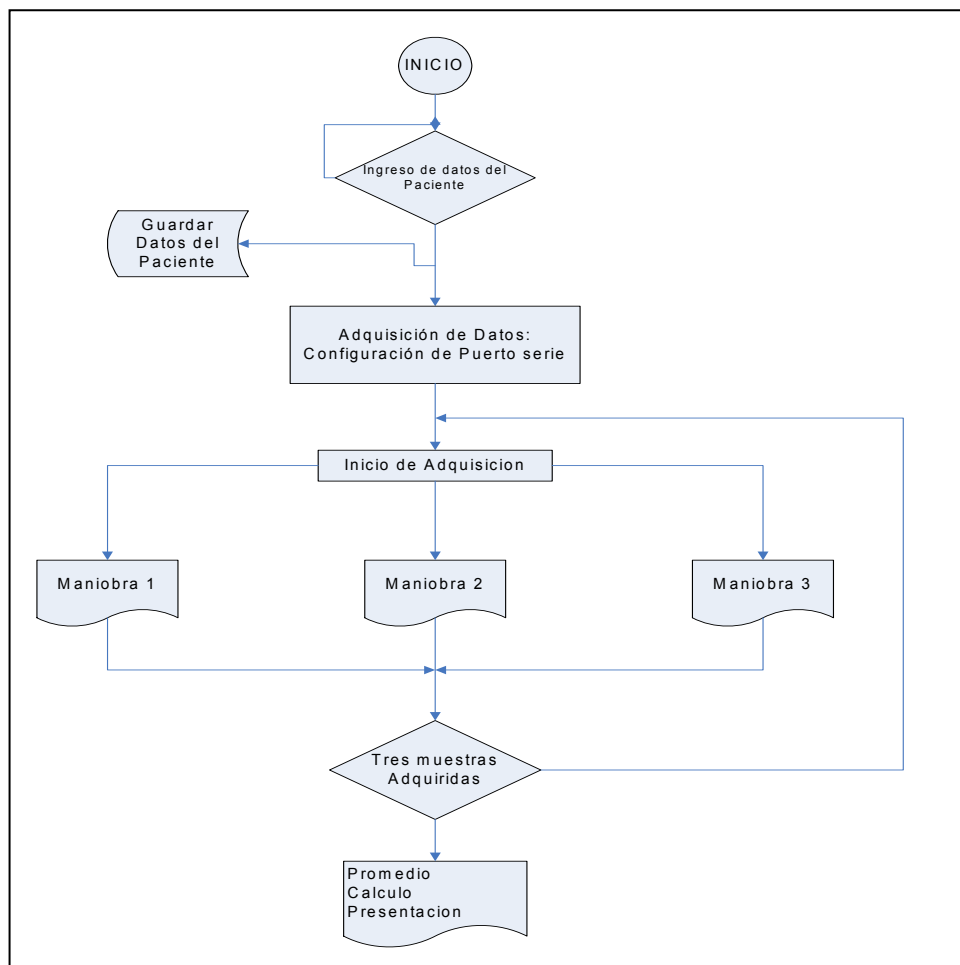
#### 3.1 Software de Control

##### Introducción.

Para el diseño del software de control se utilizó la versión 7.1 Estudiantil de Labview, por las facilidades para la programación orientada a objetos y manejo de puertos, además nos permite realizar una interfase visual sencilla de interpretar y manejar.

Labview brinda la posibilidad de utilizar módulos de adquisición propios de la *National Instruments*, que en este caso han sido reemplazados por el hardware de adquisición diseñado por nosotros específicamente para esta aplicación, a continuación se presenta el diagrama de flujo mostrando los pasos a seguir en la programación.

Fig. 3-1: Diagrama de bloques de la programación en Lab View.



### 3.1.1 Diseño del Software de Control en Instrumentación Virtual.

#### 3.1.1.1 Ingreso de datos.

El ingreso de datos tiene por objeto la creación de la ficha médica del paciente, la programación para obtener esta ficha médica esta constituida de la siguiente manera:

**1.- Condición Sexo.** Esta opción esta dentro de una estructura case (caja), nos permite seleccionar el sexo del paciente y genera un valor 0= masculino; 1=femenino, estos valores nos permiten diferenciar las ecuaciones a utilizar para efectos de cálculo

Tabla 4. Ecuaciones Espirométricas.

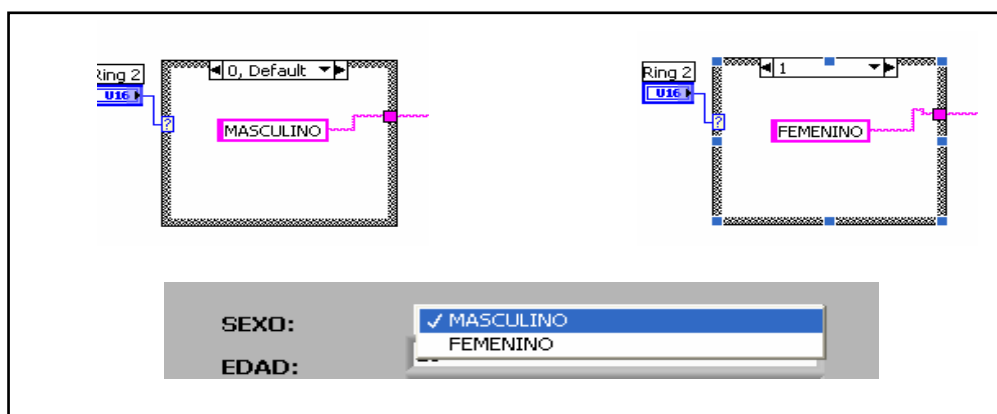
| Variable sexo Ecuaciones SEPAR (6-20años) |                                   |                                            |
|-------------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------------|
| Variable<br>Espirometrica                 | Sexo<br>M=Masculino<br>F=Femenino | Ecuación.                                  |
| FVC                                       | M                                 | $0,02800 T + 0,03451 P + 0,05728 E - 3,21$ |
|                                           | F                                 | $0,03049 T + 0,02220 P + 0,03550 E - 3,04$ |
| FEV1                                      | M                                 | $0,02483 T + 0,02266 P + 0,07148 E - 2,91$ |
|                                           | F                                 | $0,02866 T + 0,01713 P + 0,02955 E - 2,87$ |
| FEV1/FVC                                  | M, F                              | $(FEV1/FVC)*100$                           |

| Variable sexo Ecuaciones SEPAR (21-70años) |                                   |                              |
|--------------------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|
| Variable<br>Espirometrica                  | Sexo<br>M=Masculino<br>F=Femenino | Ecuación.                    |
| FVC                                        | M                                 | $0,0678 T - 0,0147 E - 6,05$ |
|                                            | F                                 | $0,0454 T - 0,0211 E - 2,83$ |
| FEV1                                       | M                                 | $0,0499 T - 0,0211 E - 3,84$ |
|                                            | F                                 | $0,0317 T - 0,0250 E - 1,23$ |
| FEV1/FVC                                   | M, F                              | $(FEV1/FVC)*100$             |

*T: Talla en cm.; P: Peso en Kg.; E: Edad en años.*

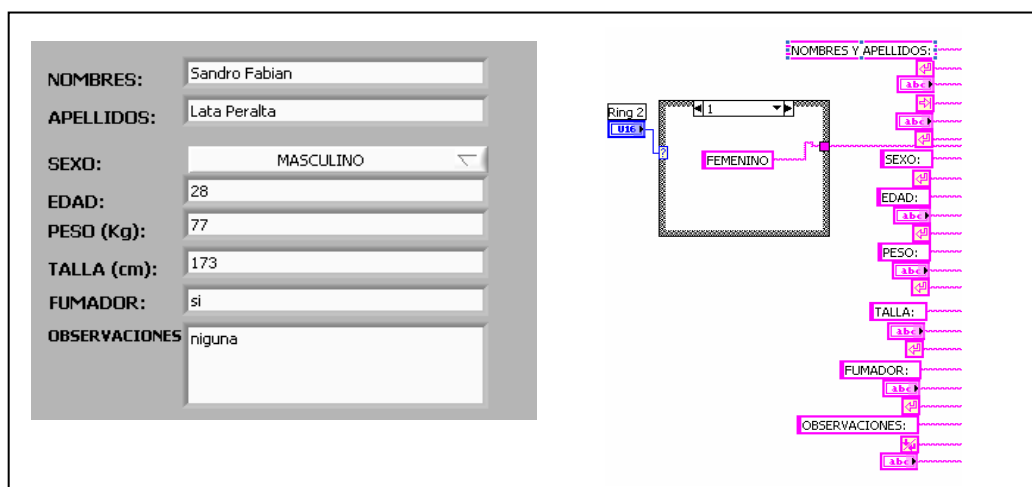
Fig. 3-2: Diagrama de Bloques obtenido de labview para manejo de la condición sexo



**2.- Ingreso de datos.** El ingreso de datos esta constituido por siete espacios a llenar, cada espacio es un *String ctrl.* (Control de cadena) que nos permite ingresar caracteres que serán ordenados en un *array* (arreglo) para su posterior utilización. Los datos a ingresar son Nombres; Apellidos; Edad; Peso; Talla; Observaciones.

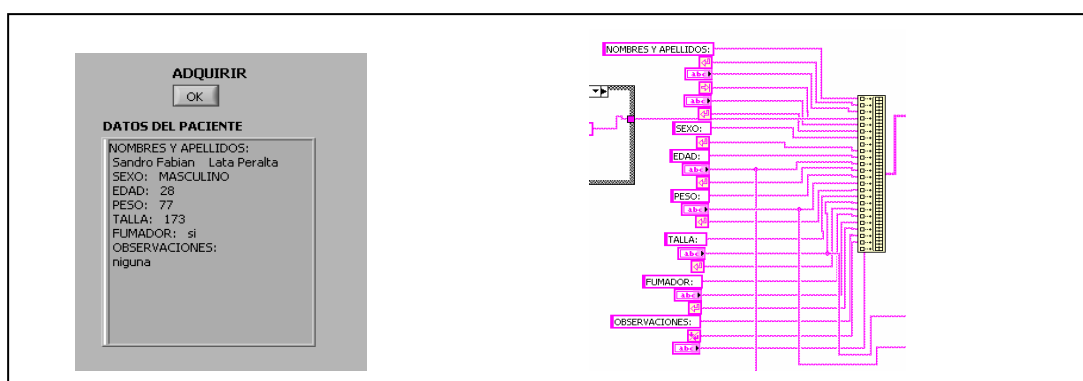
Los valores numéricos (edad, peso, talla) deben ir ubicados en las casillas correspondientes y en las unidades requeridas para poder realizar el cálculo de los valores teóricos normales descritos en las ecuaciones anteriores.

Fig. 3-3: Panel frontal y diagrama de bloques para llenado de ficha de paciente.



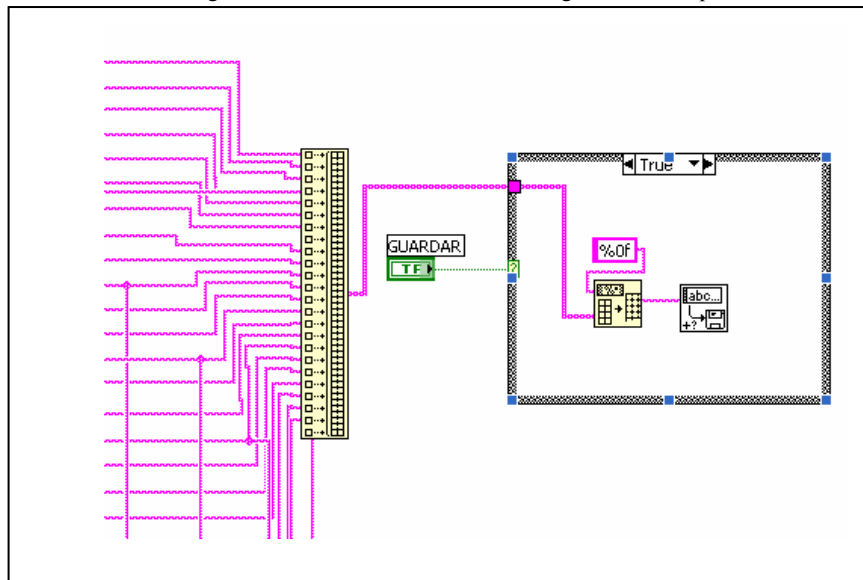
**3.- Arreglo para presentación de datos.** Una vez que se cumplió la etapa de ingreso de datos del paciente, realizamos la construcción de un arreglo de datos para el almacenamiento de los mismos en un archivo plano y su posterior uso en la generación de la ficha médica del paciente. Este arreglo de datos esta constituido por veinte y cuatro bits de entrada, en donde se consideran los nombres de las variables del paciente, las variables numéricas del paciente y un espacio en blanco ó fin de línea para cada variable, todo este proceso se realiza con el fin de lograr una presentación comprensible para el usuario.

Fig. 3-4: Presentación de datos de ficha del paciente.



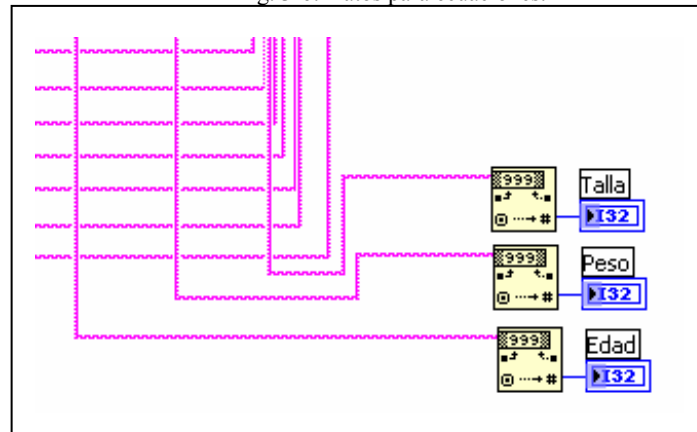
**4.- Almacenamiento de datos.** Para el almacenamiento de datos se utilizó una estructura case (caja) que contiene un *array to spreadsheet string* (arreglo de una tabla en forma de cadena) que convierte un arreglo de cualquier dimensión en una tabla en forma de cadena, tomando en cuenta tabulaciones, filas, columnas, cabeceras y sus elementos. Además la estructura consta de un subrutina (subrutina) *Write characters to file* (archivo escrito de caracteres), que nos permite acceder a la ventana de guardado de Windows, en donde se especifica el nombre de archivo y la ubicación del mismo.

Fig. 3-5: Almacenamiento de datos diagrama del bloque.



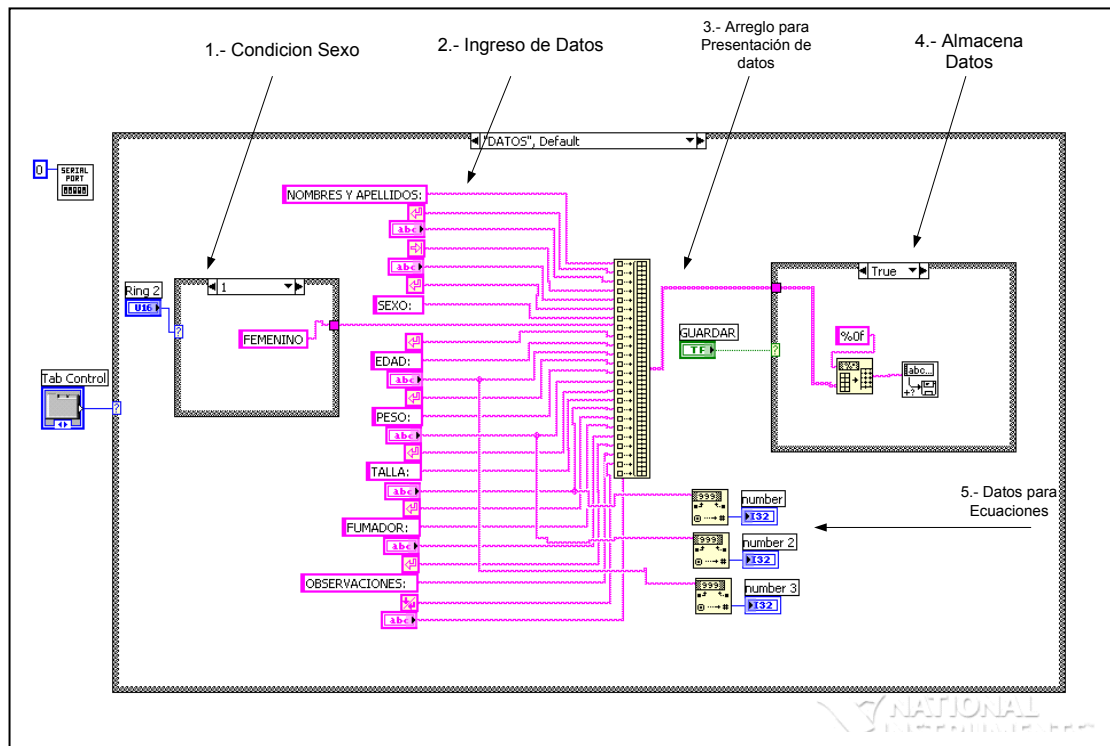
**5.- Datos para Ecuaciones.** Los datos numéricos del paciente que son necesarios para el cálculo de los parámetros teóricos normales son obtenidos gracias a un *Decimal string to number* (cadena decimal), que convierte una cadena en un carácter numérico, devolviendo el número en decimal.

Fig. 3-6: Datos para ecuaciones.



A continuación se presenta el diagrama completo del ingreso de datos.

Fig. 3-7: Diagrama de bloques del Ingreso de Datos.

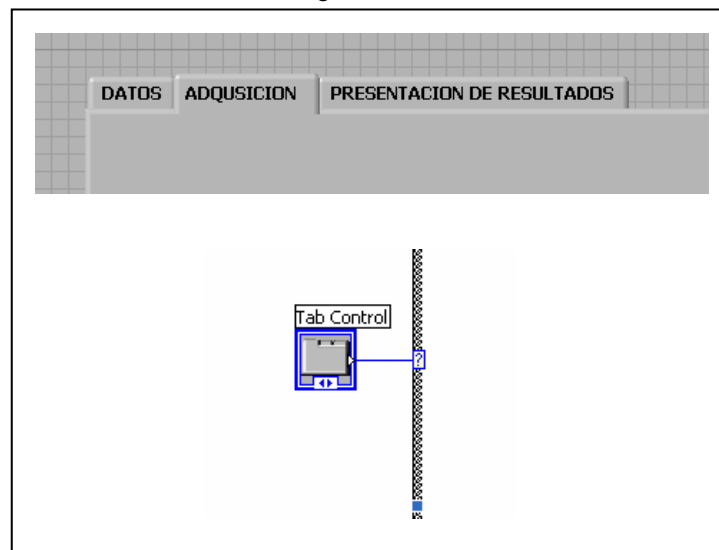


### 3.1.1.2 Adquisición de datos.

Para realizar la adquisición de datos se implementó los siguientes procesos:

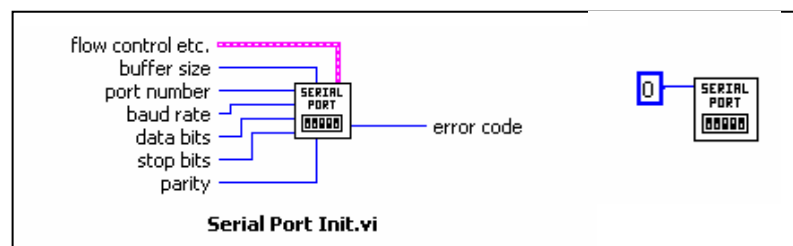
**1.- Control de Viñetas.** Este control nos permite cambiar de pantalla en el panel frontal escogiendo entre las tres opciones que tenemos en viñeta dentro de una estructura case (caja) (Datos, Adquisición, Presentación de Resultados).

Fig. 3-8: Viñetas



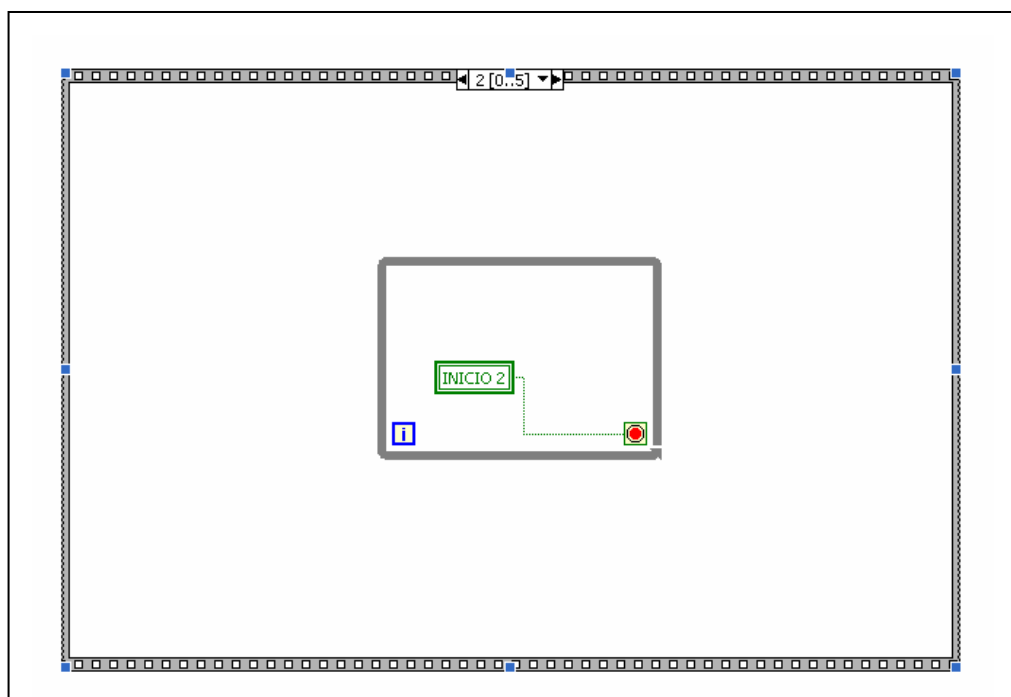
**2.- Inicialización del Puerto Serie.** Esta subrutina nos permite realizar la configuración del puerto serie para la transmisión, este control posee configuraciones predefinidas, es decir velocidad de transmisión (9600 Bps), Bits de paridad (detección de errores), Bits de parada, Nombre de puerto. Esta subrutina además permite la utilización de controles para realizar cambios en todos los parámetros de configuración del puerto.

Fig. 3-9: Puerto Serie.



**3.- Secuencia para Datos Adquiridos.** Las gráficas de las señales adquiridas se realizan dentro de una secuencia, que tiene dentro de sus opciones un bucle para dar el inicio de la adquisición de datos, el siguiente paso de la secuencia es el que nos permite realizar la lectura y escritura del puerto, estos datos pasan luego por un proceso de arreglo creando un índice para poder graficar los datos adquiridos en la primera pantalla repitiendo este proceso para las dos maniobras restantes.

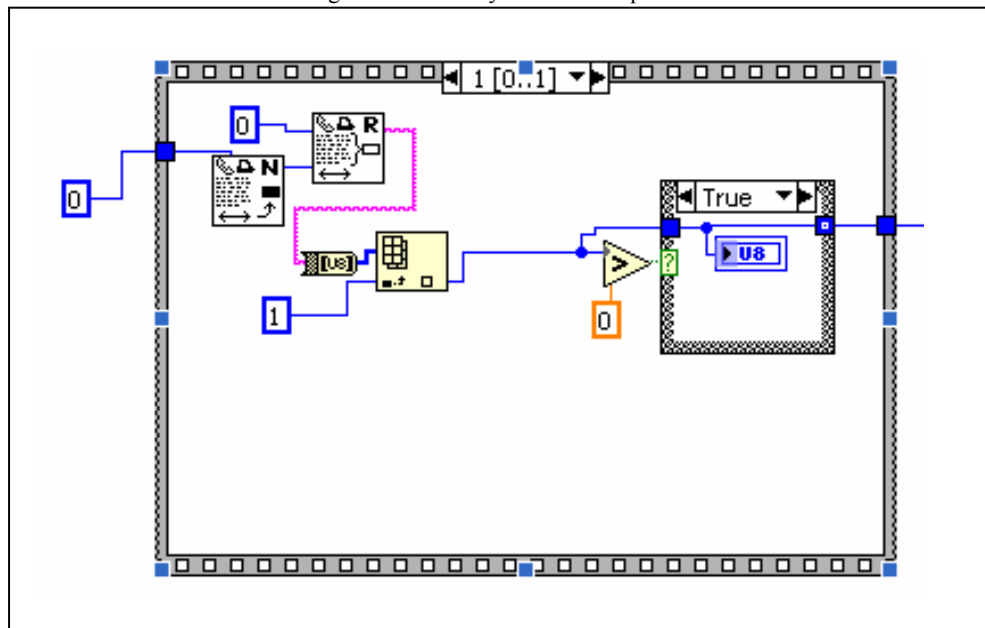
Fig. 3-10: Gráficos adquiridos, caja de inicialización.





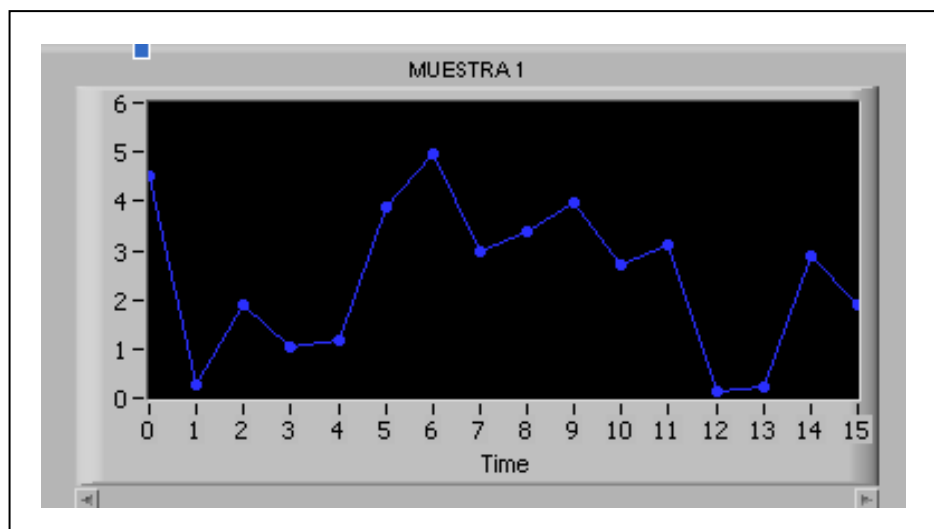
**4.- Lectura y Escritura del Puerto.** La lectura y escritura del puerto serie obtenemos aplicando una subrutina de lectura del puerto este nos permite obtener los datos cuando empieza la adquisición. Los datos de salida del puerto llegan en forma de cadena razón por la que es necesaria la conversión de la cadena a un arreglo de bits, qué se agruparán dentro de una tabla indexada para lograr la visualización.

Fig. 3-12: Lectura y escritura del puerto serie



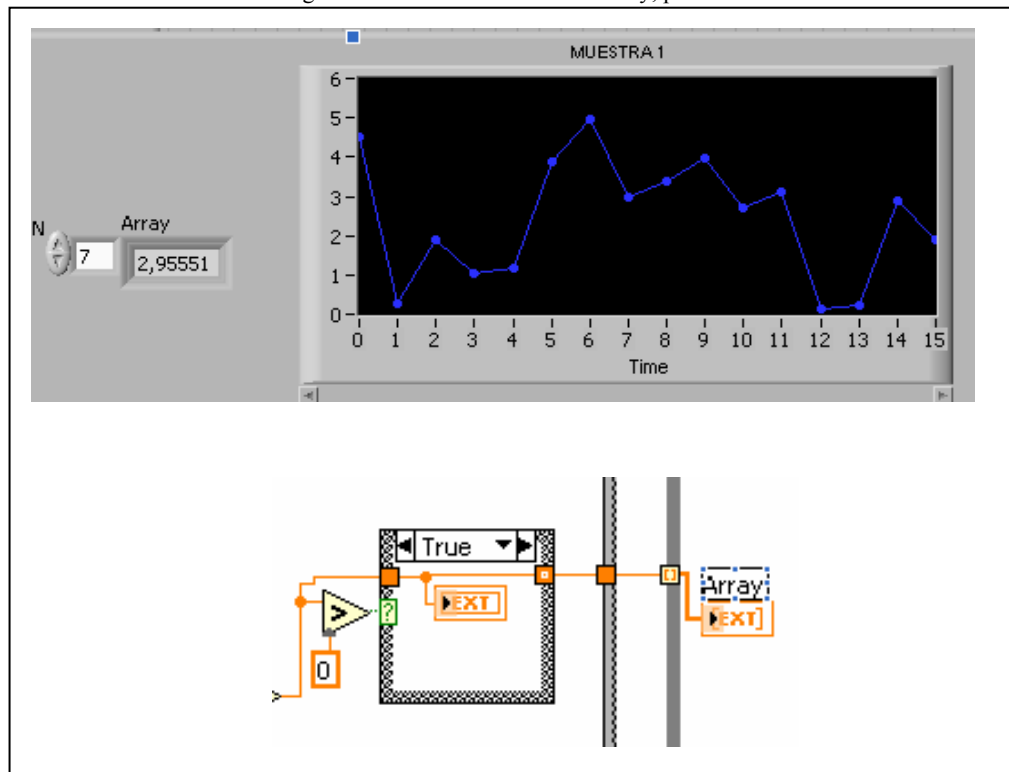
**5.- Visualización de Forma de Onda.** La visualización de las formas de onda de las señales adquiridas se obtiene de un *Waveform Chart* (carácter de forma de onda) que nos permite realizar el gráfico de las señales en tiempo real, brindándonos la opción de ajuste de escala, ancho de línea, color de línea, cuadrícula.

Fig. 3-13: Ejemplo de gráfico de una forma de onda aleatoria.



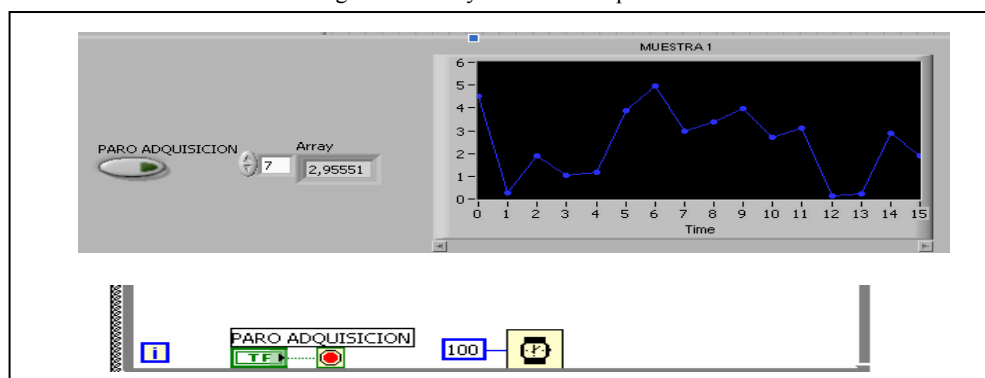
**6.- Visualización Numérica de Datos.** Este indicador nos permite explorar dentro del índice y verificar el valor de la forma de onda y el tiempo transcurrido.

Fig. 3-14: Conversión de datos a array, presentación



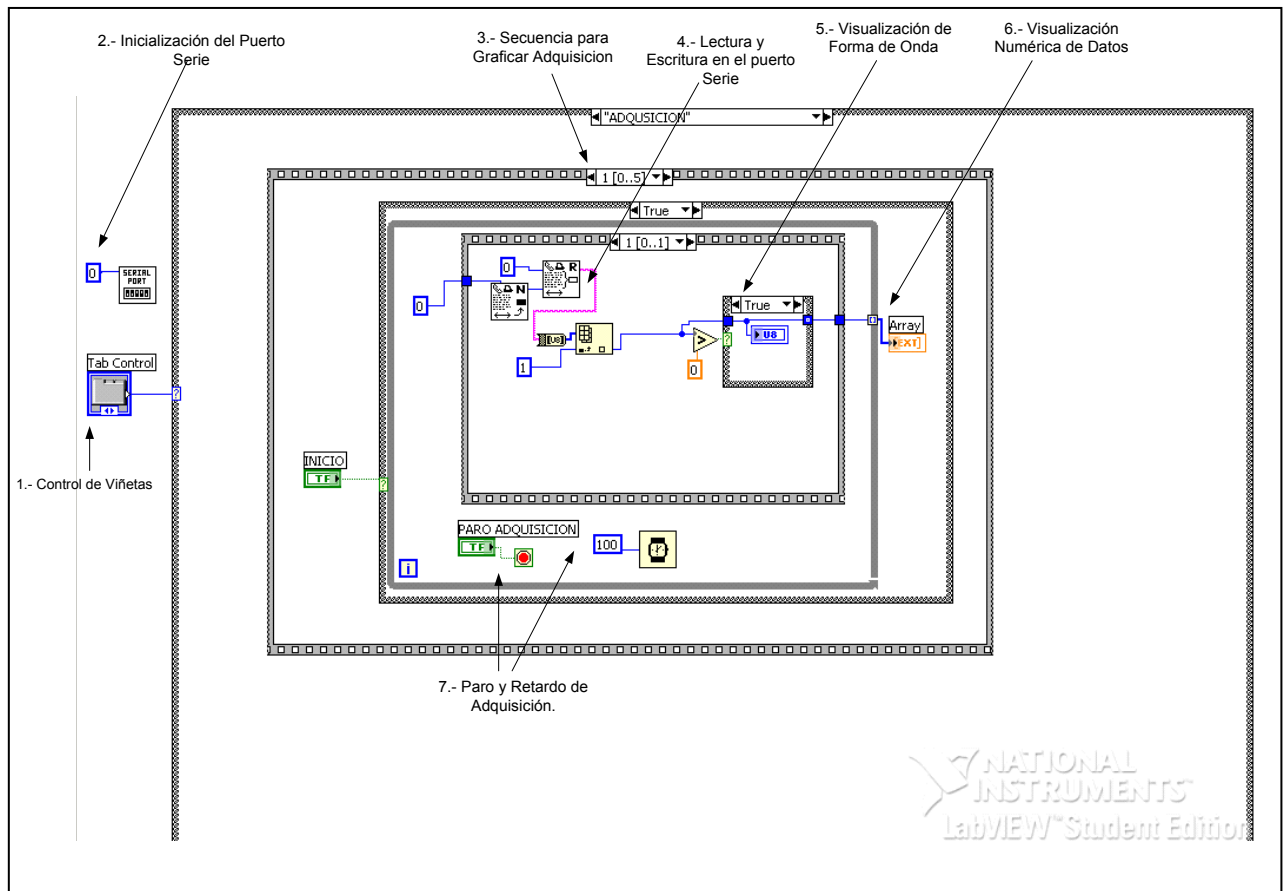
**7.- Paro y Retardo de Adquisición.** Estos controles como su nombre lo indica nos permiten parar la adquisición y obtener un retardo en la misma. El paro de la adquisición utiliza un *Push Button* (Presionar Botón) en el panel frontal usado al terminar la maniobra. El retardo posee una demora de 100ms para la lectura de los datos del puerto, es decir los gráficos se actualizarán según el tiempo de la demora.

Fig. 3-15: Paro y retardo de adquisición.



A continuación se muestra el diagrama completo de la adquisición de datos.

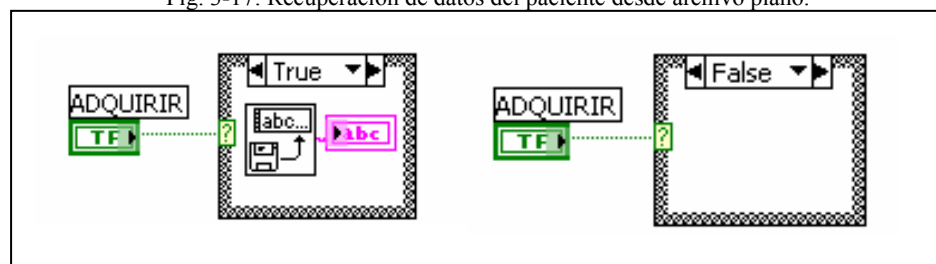
Fig. 3-16: Diagrama completo para la adquisición de datos por el puerto serie.



### 3.1.1.3 Presentación de resultados.

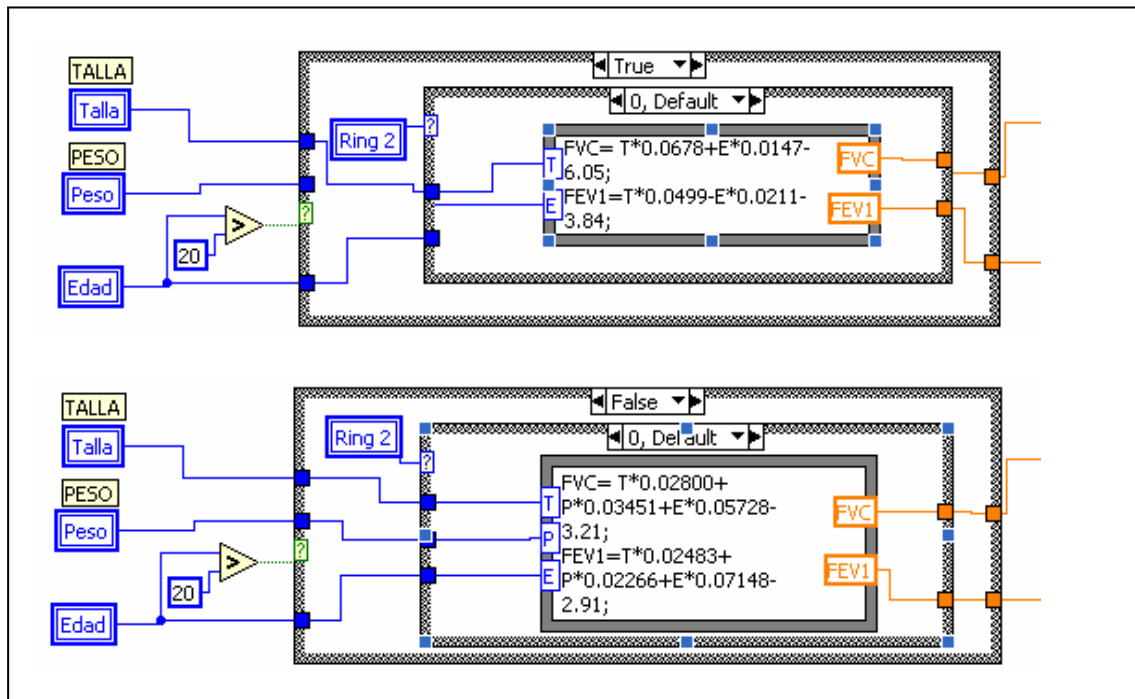
**1.- Recuperación de Datos desde Archivo.** Esta estructura caja nos permite recuperar los datos del paciente guardados en un archivo, acción que se realizó en pasos anteriores. Esta estructura tiene en su interior una subrutina llamado *read characters to file* (lectura de caracteres desde archivo) su funcionamiento empieza al pulsar el botón de adquirir que habilita la ventana de recuperación de archivos de Windows, escogiendo de esta forma la ficha médica del paciente.

Fig. 3-17: Recuperación de datos del paciente desde archivo plano.



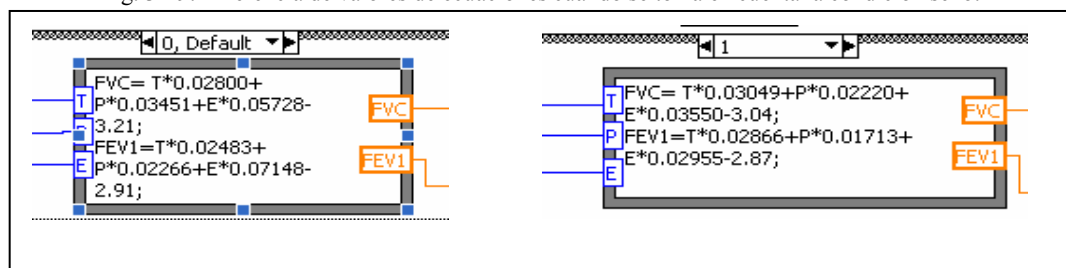
**2.- Selección de Edad.** Como se muestra en la figura, los datos de entrada de estas estructuras (talla, peso, edad) nos sirven para seleccionar las ecuaciones a usarse en el cálculo, específicamente el dato de edad será el que realice la restricción ya que las ecuaciones utilizadas son diferentes para edades comprendidas desde los seis hasta los veinte años (*True*), de los veinte y uno hasta los setenta años (*False*). Las ecuaciones están alojadas dentro de nodos fórmula.

Fig. 3-18: Nodos formula para el cálculo de los valores teóricos normales.



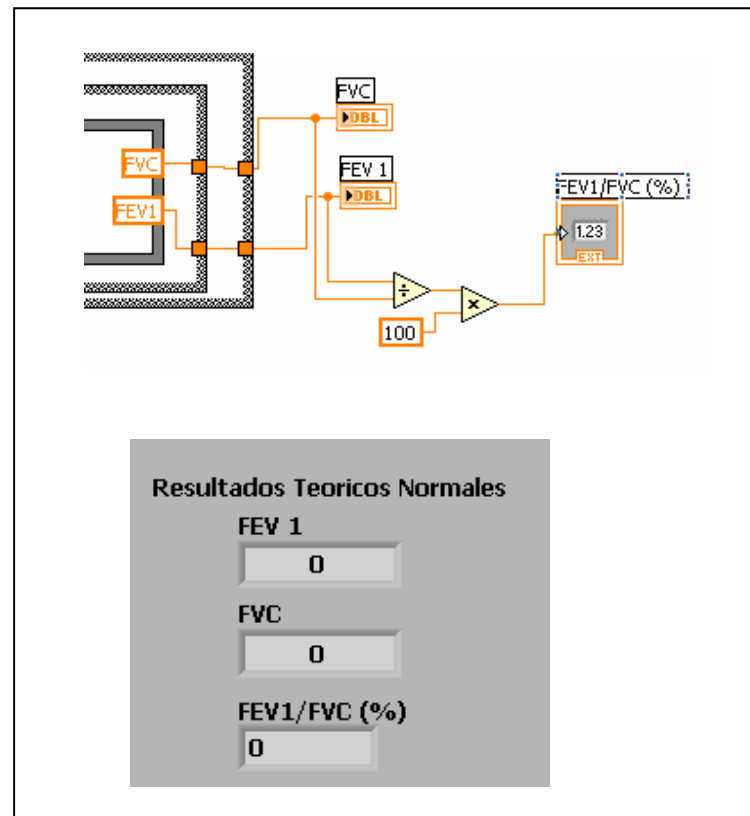
**3.- Condición Sexo.** Esta condición tiene por objeto establecer la diferencia entre las ecuaciones para hombres y mujeres, ya que dichas ecuaciones utilizan distintos términos para efectos de cálculo. La selección se realiza al momento de llenar la ficha médica por lo que el cálculo se ejecuta automáticamente. El selector de la condición sexo proporciona dos valores 0 para masculino y 1 para femenino.

Fig. 3-19: Diferencia de valores de ecuaciones cuando se toma en cuenta la condición sexo.



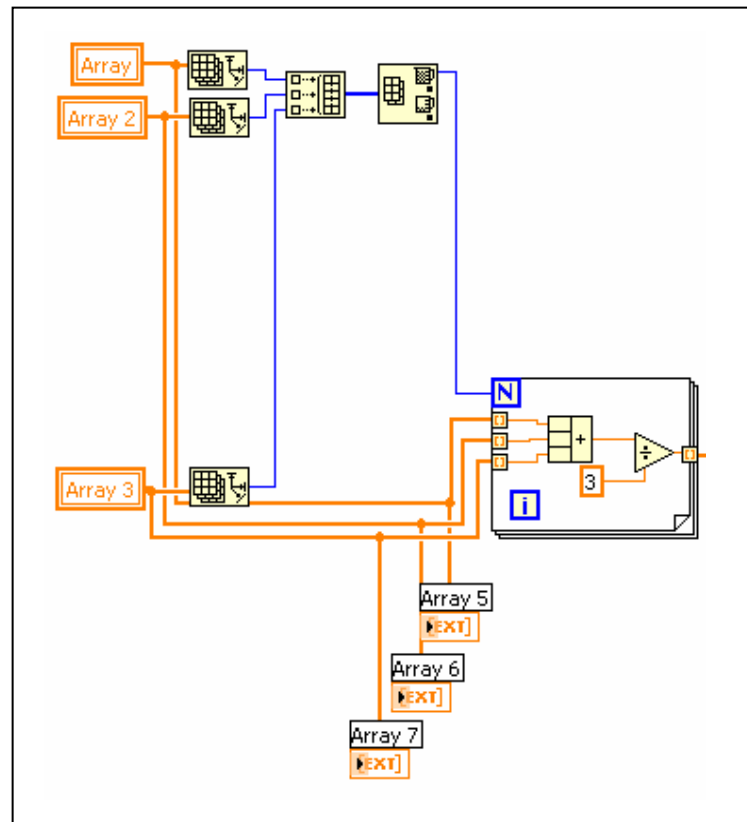
**4.- Cálculo de Datos Teóricos.** Como resultado del cálculo anterior se obtienen los valores teóricos normales para el FEV1 y FVC, en este paso se procede a calcular el porcentaje FEV1/FVC %, estos tres datos son visualizados en el panel frontal para su comparación con los datos adquiridos del paciente.

Fig. 3-20: Realización de cálculos de los valores teóricos



**5.- Curva Promediada.** Esta curva es el resultado del promedio de las tres muestras realizadas por el paciente, se procede en primer lugar a determinar el número N de muestras que contiene cada gráfico, razón por la que se obtendrán tres números, estos pasan a formar parte de un arreglo en el que se determina cual de ellos es el mayor, esto para poder realizar la suma de los datos de las tres formas de onda sin pérdida de valores, una vez que se determina el valor N mayor también se determina el número de veces que se realiza la suma de datos en un bucle. La suma realizada de las formas de onda se divide para tres obteniendo así un promedio de las curvas adquiridas.

Fig. 3-21 Promedio de curvas obtenidas.



**6.-Cálculo de Datos Adquiridos.** Partiendo de la curva promedio se procede a obtener los valores FEV1 y FVC, en el caso de FEV1 se toma el valor indexado en el primer segundo de la curva promedio, para FVC en cambio se determina el valor mayor de la misma.

Fig. 3-22: Obtención de valores y cálculo de variables espirométricas a partir de los datos adquiridos.

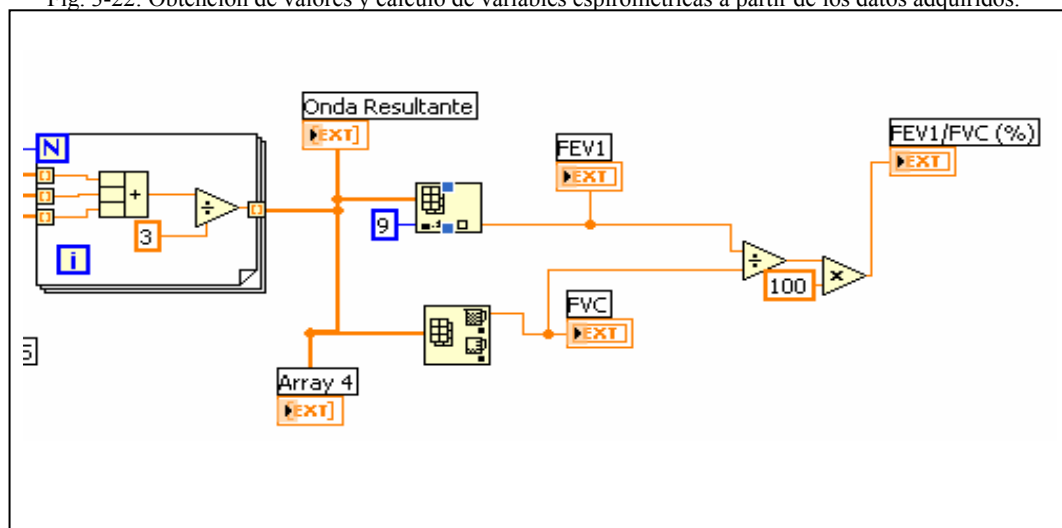
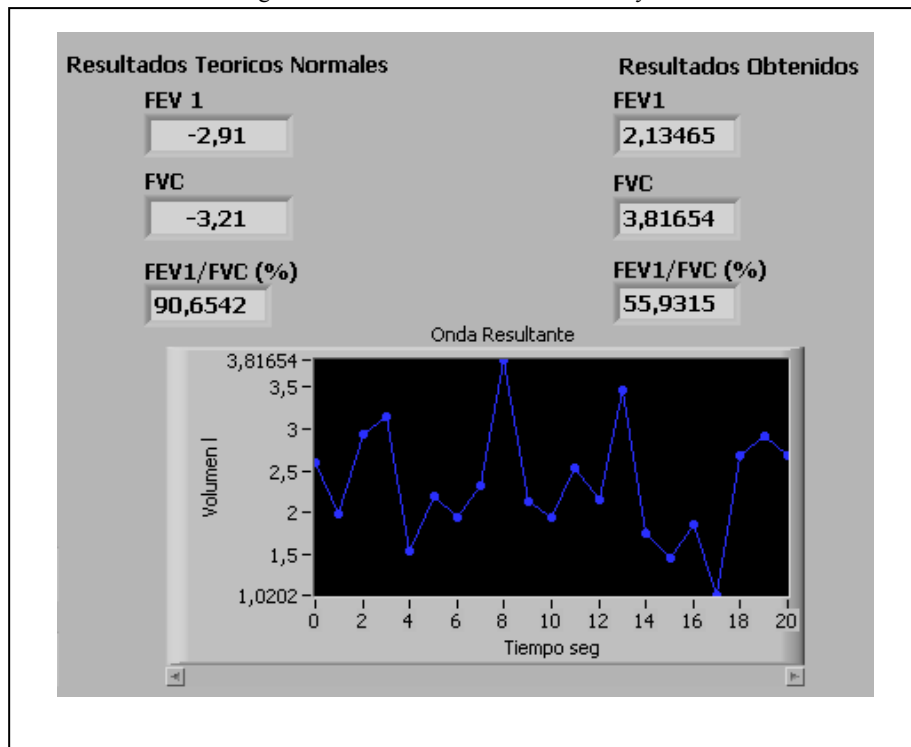
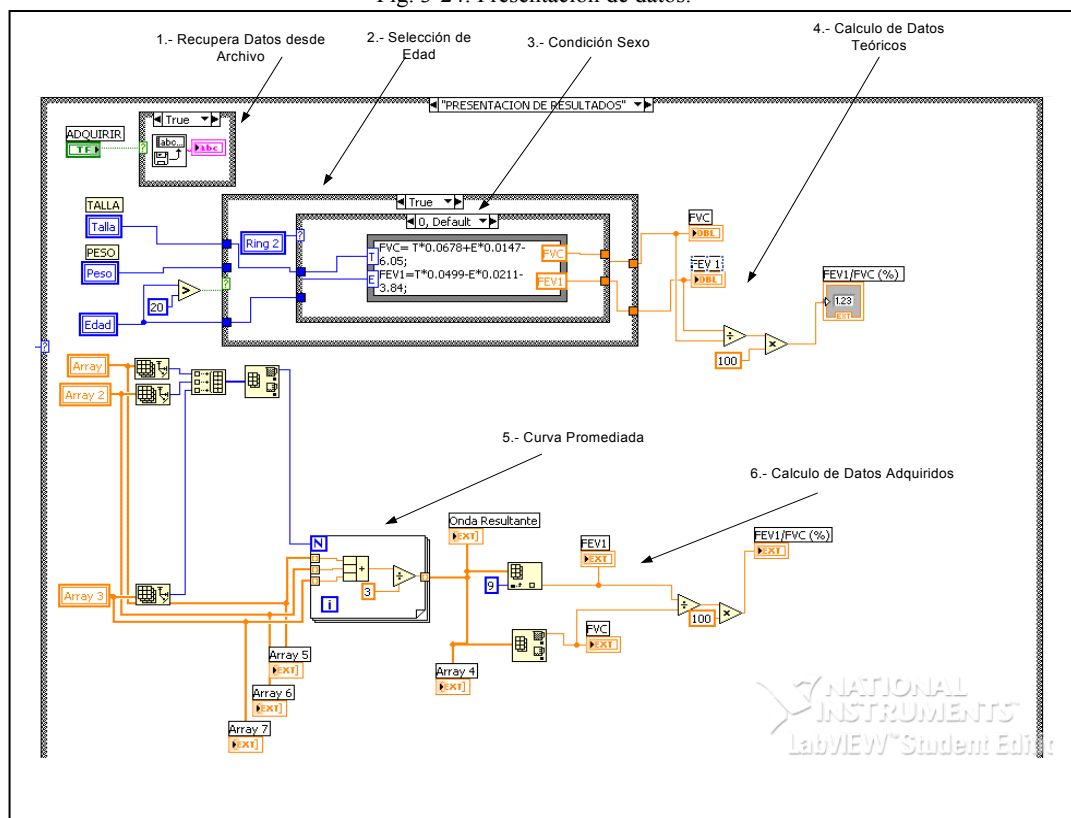


Fig. 3-23: Presentación de datos teóricos y obtenidos.



A continuación se muestra el diagrama completo de la presentación de datos.

Fig. 3-24: Presentación de datos.



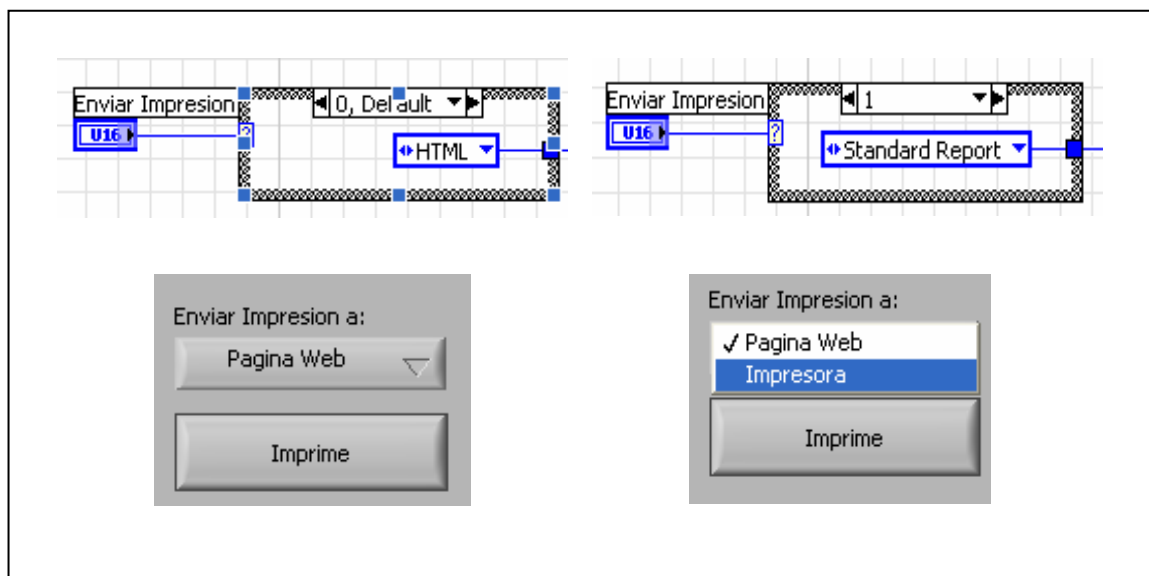
### 3.1.1.4 Impresión de resultados, generación de Reportes.

Para la impresión de resultados, se utilizó una estructura caja en cuyo interior se encuentra el algoritmo que permite la generación de un reporte final o presentación de resultados de la prueba espirométrica.

**1.- Escoge Tipo de Impresión.** Para la impresión y muestra de los datos obtenidos por el equipo se decidió generar dos tipos de documentos, uno de ellos es el formato estándar de Labview, es decir se escoge las partes a imprimir y es el programa el que genera la hoja a conveniencia de los espacios disponibles sin que se pueda cambiar mayormente la presentación, este tipo de impresión se logra enviando directamente el documento a la impresora, como se puede ver en la Fig. 3-25 en el panel frontal se escoge el tipo de impresión a realizar, impresora o HTML impresora envía directo el documento al hardware del equipo (impresora del sistema).

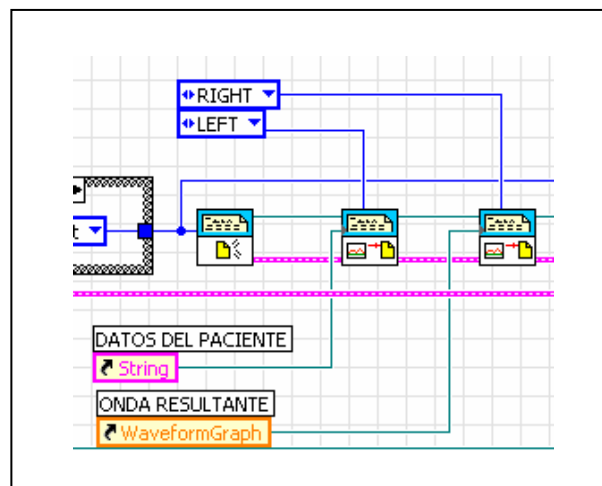
Para generar otro tipo de presentación de resultados se colocó la opción de generar un documento HTML, el cual se guarda en la computadora del médico tratante como una pagina WEB a la cual se puede tener acceso en cualquier lugar sin necesidad de trasladar el software del equipo a otra computadora, en el caso de que el usuario escogiera esta presentación HTML para la impresión puede hacer uso de los controles de Windows para imprimirla.

Fig. 3-25: Presentación de datos.



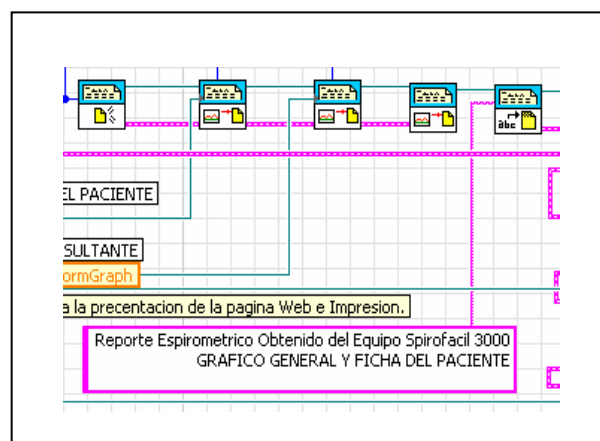
**2.- Selección de Gráficos a Imprimir.** Estos dos controles nos permiten escoger que partes del panel frontal final serán impresas en el reporte o informe, específicamente nos permite imprimir gráficos o tablas así como también nos permite variar la ubicación de las mismas en la presentación final. Como se puede observar en la Fig. 3-26 se da a los controles la dirección del objeto a imprimir y la posición en donde se ubicara dicho objeto en la presentación.

Fig. 3-26: Selección de Gráficos a Imprimir.



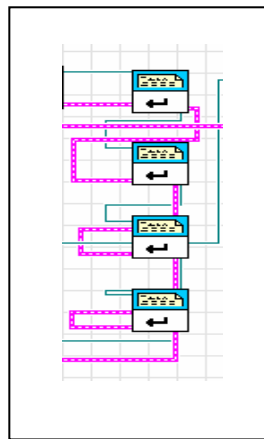
**3.- Creación de títulos.** Para la creación de títulos se utiliza un *set header text report* (reporte de texto ingresado), esta subrutina nos permite ingresar el texto que queremos usar como título, además nos permite escoger la ubicación y el formato del texto para ser mostrado en la presentación.

Fig. 3-27: Presentación de datos.



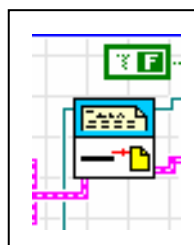
**4.- Genera espacios.** Esta subrutina nos permite generar los espacios en blanco necesarios para acomodar los elementos del informe y determinar los espacios ocupados por la información y los gráficos obtenidos del panel frontal. Como se puede observar en la Fig. 3.27 se colocaron varias subrutina en cascada para poder obtener la presentación final.

Fig. 3-28: Genera Espacios.



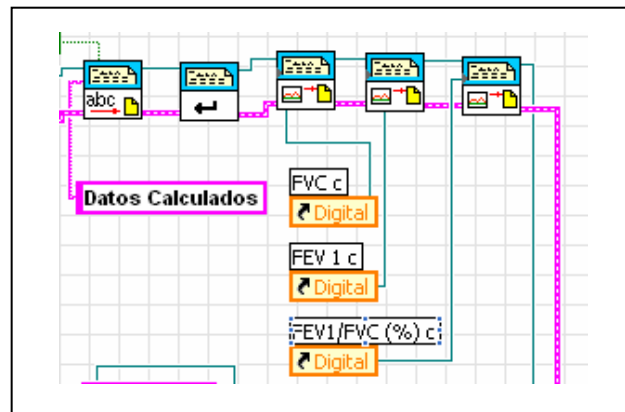
**5.- Dibujo de línea de división.** Esta subrutina nos permite dibujar una línea de división en la página de presentación, esta línea nos permite separar los sectores en la página y dar énfasis a los datos obtenidos además de mejorar la presentación final de la misma.

Fig. 3-29: Dibujo de Línea de División.



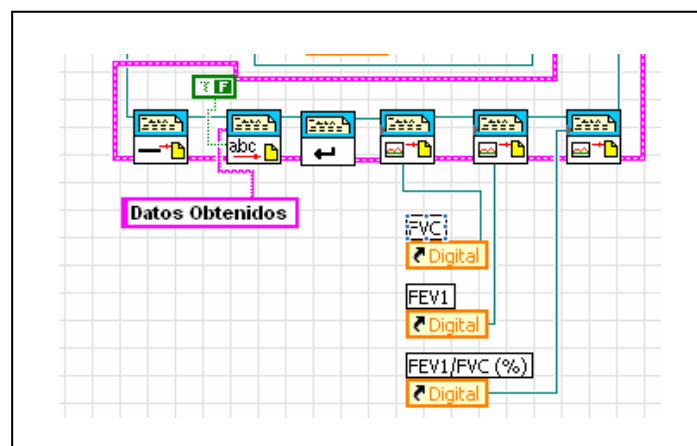
**6.- Muestra de datos calculados.** En esta parte del programa se toma los datos obtenidos en los cálculos (valores teóricos normales) y se acomodan para ser presentados en el informe.

Fig. 3-30: Dibujo de Línea de División.



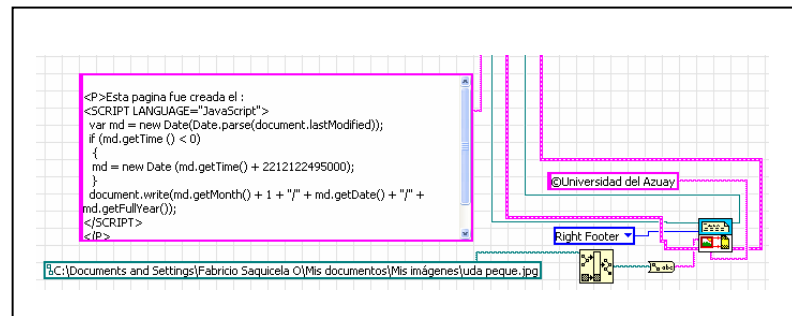
**7.- Muestra datos obtenidos.** Al igual que en el punto anterior se muestra en esta parte del programa los datos obtenidos en la curva generada por el sensor gracias a la acción del paciente.

Fig. 3-31: Dibujo de Línea de División.



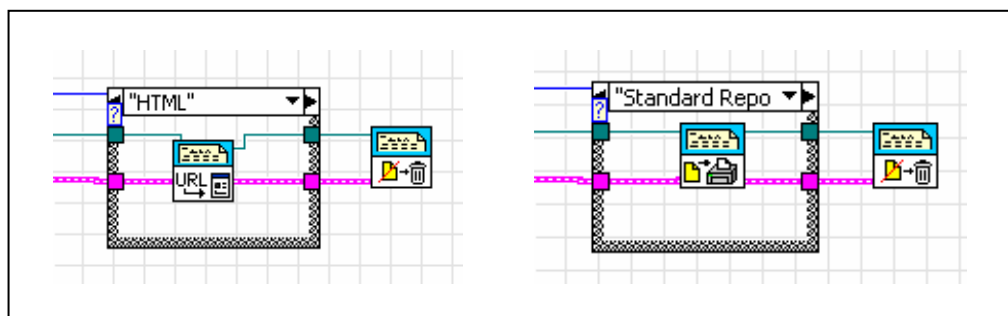
**8.- Crea pie de página.** Como lo indica el titulo este segmento de programa está dedicado a la concepción del pie de página en el que encontramos datos como el logo de la universidad el cual se obtiene de un archivo existente, la subrutina que controla esta función recibe la ubicación del archivo y lo abre desde la misma además no permite controlar el lugar de presentación. La fecha y hora se obtienen gracias a un segmento de programación en java que adquiere el dato desde el bios del equipo, se puede colocar además el nombre del médico tratante o cualquier dato que se necesite, esto quedará a elección del usuario final quien decidirá los detalles a colocarse al final de la hoja.

Fig. 3-32: Crea pie de página.



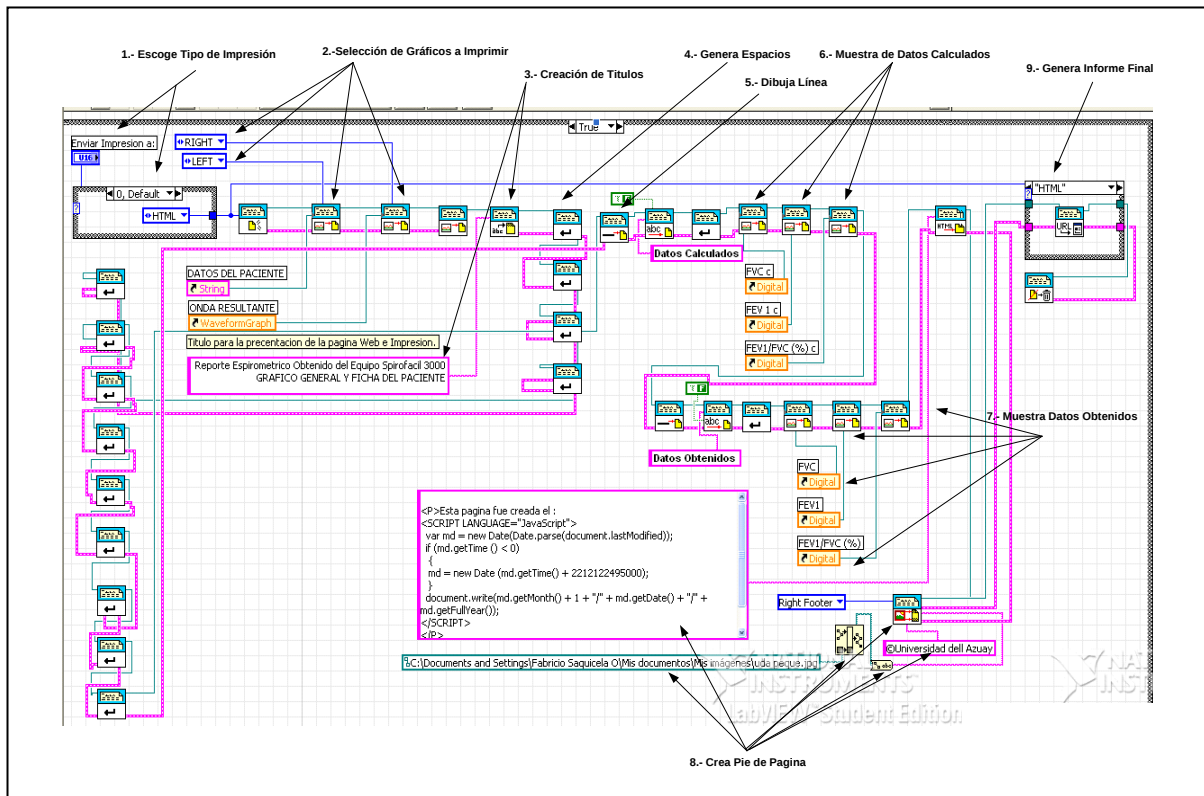
**9.- Genera informe final.** Por último se toma todos los datos de los puntos anteriores y dentro de una estructura caja se genera el informe final tomando en cuenta el formato generado gracias a la aplicación de las opciones antes mencionadas.

Fig. 3-33: Genera informe final.



A continuación se muestra el diagrama de bloques completo de la impresión de informes realizada en labview.

Fig. 3-34: Diagrama completo de impresión de informe.



### 3.1.1.5 Interpolación Lineal y suavizado de curvas.

Para lograr un mejor tratamiento de las señales obtenidas por nuestro espirómetro, se debió hacer uso de un sistema de interpolación lineal. Se implementó esta mejora de software al detectar que las pruebas realizadas envían muy poca información hacia la computadora, lo que puede producir una pérdida severa de datos importantes para la curva generada y sobre todo para la obtención de datos.

Por esta razón se vio la necesidad de usar este método matemático para evitar *aliasing* o señales falsas. A continuación se detalla el trabajo realizado para lograr la interpolación y el suavizado de las curvas.

### 3.1.1.5.1 Interpolación Lineal.

Este método matemático nos permite ingresar una función  $f(x)$  cuyos valores o puntos servirán para la generación de un grafico. Lo que logramos al utilizar este método es generar puntos intermedios entre dos puntos conocidos de la curva, con la intención de generar valores para la toma de muestras. El procedimiento se logra gracias a una subrutina incluido en Lab view el cual nos permite ingresar la forma de onda generada por el sensor y la cantidad de puntos que se generarán. Luego de varias pruebas se llegó a determinar que la cantidad de puntos intermedios generados por la interpolación puede ser un valor entre tres y cinco para que la forma de onda no pierda su forma original.

A continuación se presenta el diagrama de bloques en Labview para la interpolación lineal.

Fig. 3-35 Diagrama de bloques Labview para la Interpolación lineal

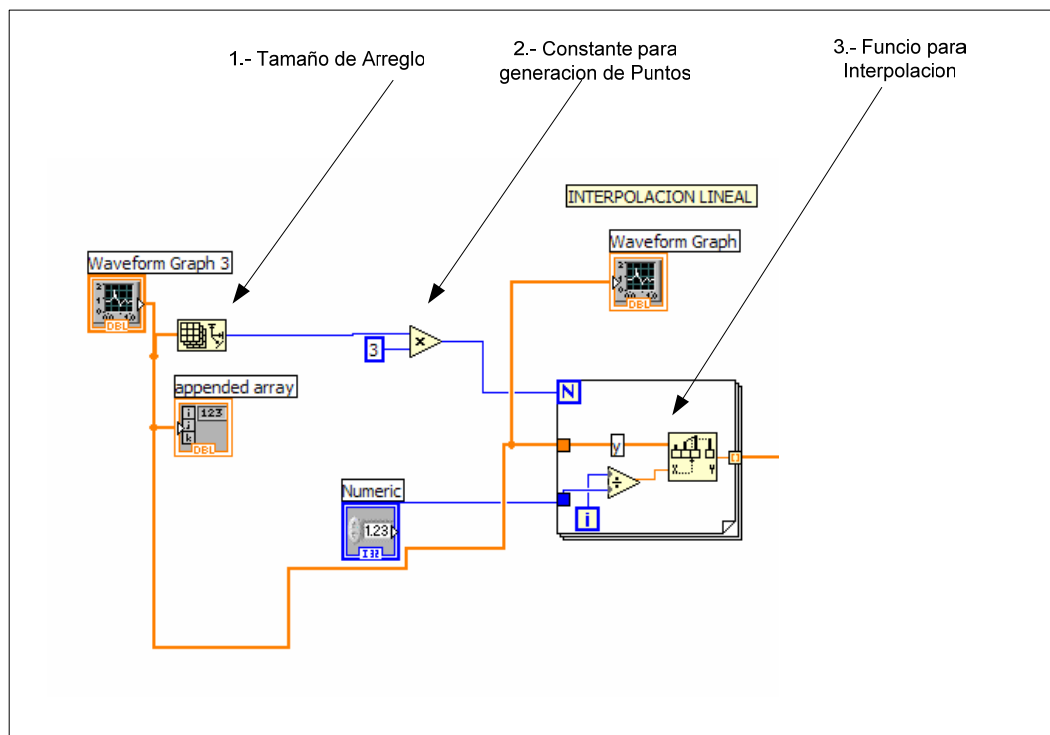
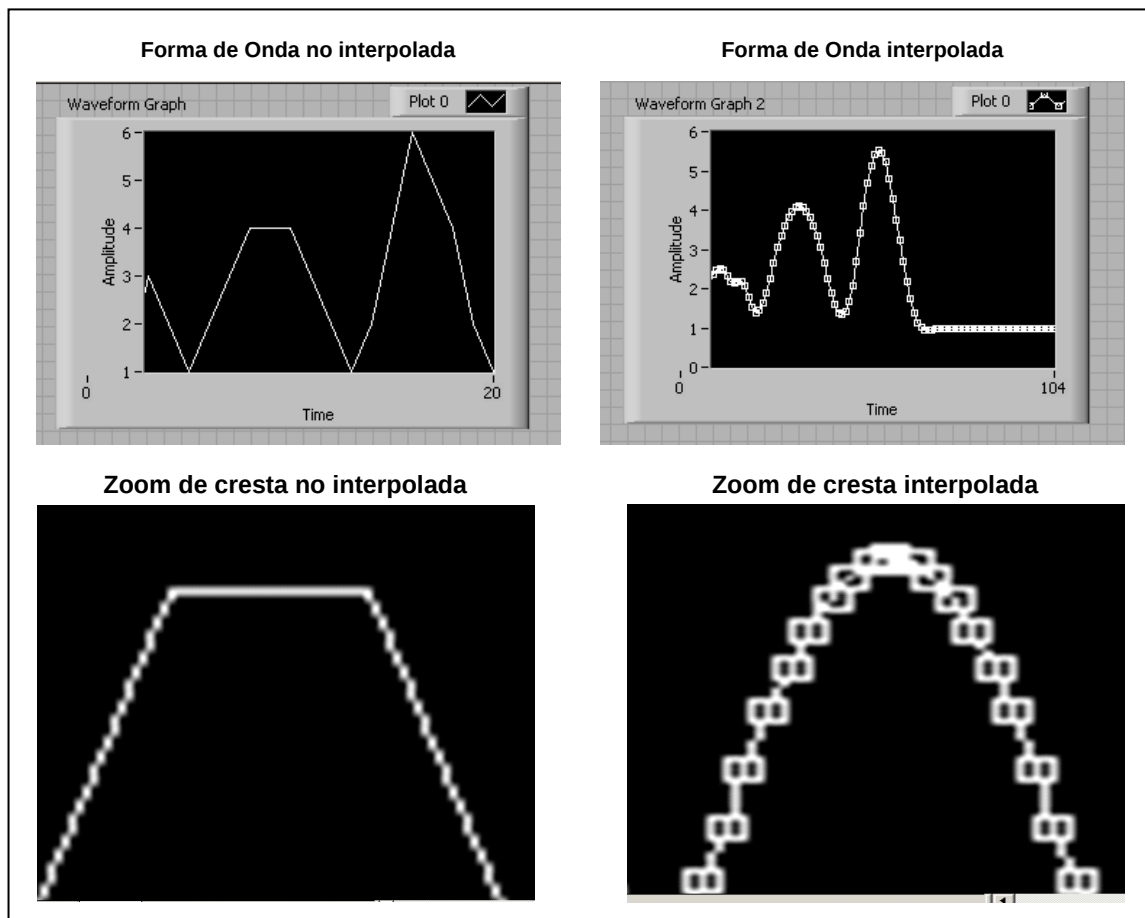


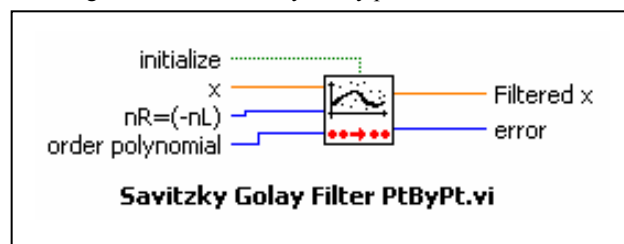
Fig. 3-36 Resultado de Interpolacion Lineal



### 3.1.1.5.2 Suavizado de curvas.

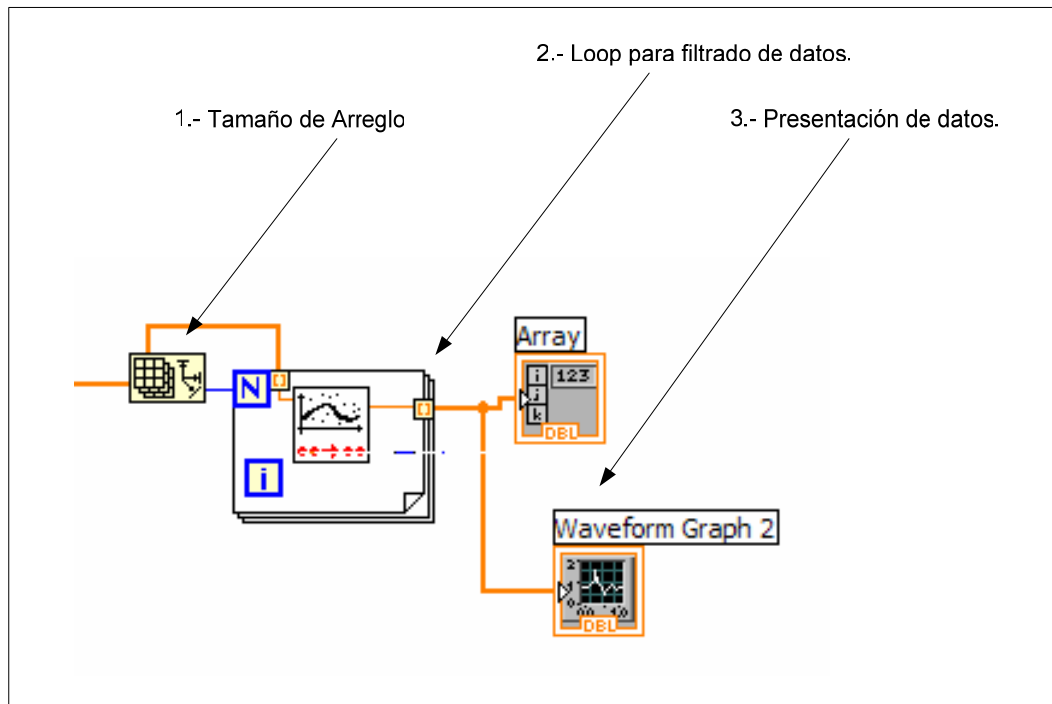
Para lograr el suavizado de las curvas generadas por la interpolación lineal se utilizó una etapa de filtrado, el filtro utilizado fue el Savitzky Golay Fig. 3-36, cuya función es llenar los espacios faltantes en las crestas de la curva, esto para que la presentación sea una curva de tipo analógico redondeada.

Fig. 3-36 Filtro Savitzky Golay para suavizado de curvas.



A continuación se muestra el diagrama de suavizado de curvas después del proceso de interpolación.

Fig. 3-37. Suavizado de Curvas.



### 3.2 Diseño del Firmware (Código de Programación)

#### Introducción.

Se conoce como *firmware* a la secuencia lógica de sentencias que nos permiten construir una aplicación para un dispositivo programable (microcontrolador PIC), dichas sentencias nos permiten configurar el manejo de registros, puertos, memoria, variables, interrupciones y su disponibilidad en el momento de ejecutar la aplicación. Para el diseño del *firmware* se tienen que tomar en cuenta los registros del microcontrolador a utilizar, debido a que no todos los registros son utilizados en la programación de una aplicación.

A continuación se muestra un mapa de los registros disponibles para el microcontrolador 16F877.

Fig. 3-35: Mapa de registro del PIC.

|                                   |     |                                   |     |                                   |      |                                   |      | File Address |
|-----------------------------------|-----|-----------------------------------|-----|-----------------------------------|------|-----------------------------------|------|--------------|
| Indirect addr. <sup>(1)</sup>     |     | Indirect addr. <sup>(1)</sup>     |     | Indirect addr. <sup>(1)</sup>     |      | Indirect addr. <sup>(1)</sup>     |      |              |
| TMR0                              | 00h | OPTION_REG                        | 80h | TMR0                              | 100h | OPTION_REG                        | 180h |              |
| PCL                               | 01h | PCL                               | 81h | PCL                               | 101h | PCL                               | 181h |              |
| STATUS                            | 02h | STATUS                            | 82h | STATUS                            | 102h | STATUS                            | 182h |              |
| FSR                               | 03h | FSR                               | 83h | FSR                               | 103h | FSR                               | 183h |              |
| PORTA                             | 04h | TRISA                             | 84h |                                   | 104h |                                   | 184h |              |
| PORTB                             | 05h | TRISB                             | 85h |                                   | 105h |                                   | 185h |              |
| PORTC                             | 06h | TRISC                             | 86h | PORTB                             | 106h | TRISB                             | 186h |              |
| PORTD <sup>(1)</sup>              | 07h | TRISD <sup>(1)</sup>              | 87h |                                   | 107h |                                   | 187h |              |
| PORTE <sup>(1)</sup>              | 08h | TRISE <sup>(1)</sup>              | 88h |                                   | 108h |                                   | 188h |              |
| PCLATH                            | 09h | PCLATH                            | 89h |                                   | 109h |                                   | 189h |              |
| INTCON                            | 0Ah | INTCON                            | 8Ah | PCLATH                            | 10Ah | PCLATH                            | 18Ah |              |
| PIR1                              | 0Bh | PIE1                              | 8Bh | INTCON                            | 10Bh | INTCON                            | 18Bh |              |
| PIR2                              | 0Ch | PIE2                              | 8Ch | EEDATA                            | 10Ch | EEDATA                            | 18Ch |              |
| TMR1L                             | 0Dh | PCON                              | 8Dh | EEADR                             | 10Dh | EECON2                            | 18Dh |              |
| TMR1H                             | 0Eh |                                   | 8Eh | EEDATH                            | 10Eh | Reserved <sup>(2)</sup>           | 18Eh |              |
| T1CON                             | 0Fh |                                   | 8Fh | EEADRH                            | 10Fh | Reserved <sup>(2)</sup>           | 18Fh |              |
| TMR2                              | 10h |                                   | 90h |                                   | 110h |                                   | 190h |              |
| T2CON                             | 11h | SSPCON2                           | 91h |                                   | 111h |                                   | 191h |              |
| SSPBUF                            | 12h | PR2                               | 92h |                                   | 112h |                                   | 192h |              |
| SSPCON                            | 13h | SSPADD                            | 93h |                                   | 113h |                                   | 193h |              |
| CCPR1L                            | 14h | SSPSTAT                           | 94h |                                   | 114h |                                   | 194h |              |
| CCPR1H                            | 15h |                                   | 95h |                                   | 115h |                                   | 195h |              |
| CCP1CON                           | 16h |                                   | 96h |                                   | 116h |                                   | 196h |              |
| RCSTA                             | 17h |                                   | 97h | General Purpose Register 16 Bytes | 117h | General Purpose Register 16 Bytes | 197h |              |
| TXREG                             | 18h | TXSTA                             | 98h |                                   | 118h |                                   | 198h |              |
| RCREG                             | 19h | SPBRG                             | 99h |                                   | 119h |                                   | 199h |              |
| CCPR2L                            | 1Ah |                                   | 9Ah |                                   | 11Ah |                                   | 19Ah |              |
| CCPR2H                            | 1Bh |                                   | 9Bh |                                   | 11Bh |                                   | 19Bh |              |
| CCP2CON                           | 1Ch |                                   | 9Ch |                                   | 11Ch |                                   | 19Ch |              |
| ADRESH                            | 1Dh |                                   | 9Dh |                                   | 11Dh |                                   | 19Dh |              |
| ADCON0                            | 1Eh | ADRESL                            | 9Eh |                                   | 11Eh |                                   | 19Eh |              |
|                                   | 1Fh | ADCON1                            | 9Fh |                                   | 11Fh |                                   | 19Fh |              |
|                                   | 20h |                                   | A0h |                                   | 120h |                                   | 1A0h |              |
| General Purpose Register 96 Bytes |     | General Purpose Register 80 Bytes |     | General Purpose Register 80 Bytes |      | General Purpose Register 80 Bytes |      |              |
|                                   | 7Fh | accesses 70h-7Fh                  | EFh | accesses 70h-7Fh                  | 16Fh | accesses 70h-7Fh                  | 1EFh |              |
| Bank 0                            |     | Bank 1                            | FFh | Bank 2                            | 17Fh | Bank 3                            | 1FFh |              |



Fig. 3-37: RCSTA RECEIVE STATUS AND CONTROL REGISTER (ADDRESS 18h)

| R/W-0                                                                                                                                                                                                                                                                                       | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R-0  | R-0  | R-x  |  |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|------|------|------|--|
| SPEN                                                                                                                                                                                                                                                                                        | RX9   | SREN  | CREN  | ADDEN | FERR | OERR | RX9D |  |
| bit7                                                                                                                                                                                                                                                                                        |       |       |       |       |      |      | bit0 |  |
| <div> <div> R = Readable bit<br/> W = Writable bit<br/> U = Unimplemented bit, read as '0'<br/> - n = Value at POR reset </div> </div>                                                                                                                                                      |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 7: <b>SPEN:</b> Serial Port Enable bit<br>1 = Serial port enabled (Configures RC7/RX/DT and RC6/TX/CK pins as serial port pins)<br>0 = Serial port disabled                                                                                                                             |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 6: <b>RX9:</b> 9-bit Receive Enable bit<br>1 = Selects 9-bit reception<br>0 = Selects 8-bit reception                                                                                                                                                                                   |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 5: <b>SREN:</b> Single Receive Enable bit<br>Asynchronous mode<br>Don't care<br>Synchronous mode - master<br>1 = Enables single receive<br>0 = Disables single receive<br>This bit is cleared after reception is complete.<br>Synchronous mode - slave<br>Unused in this mode           |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 4: <b>CREN:</b> Continuous Receive Enable bit<br>Asynchronous mode<br>1 = Enables continuous receive<br>0 = Disables continuous receive<br>Synchronous mode<br>1 = Enables continuous receive until enable bit CREN is cleared (CREN overrides SREN)<br>0 = Disables continuous receive |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 3: <b>ADDEN:</b> Address Detect Enable bit<br>Asynchronous mode 9-bit (RX9 = 1)<br>1 = Enables address detection, enable interrupt and load of the receive buffer when RSR<8> is set<br>0 = Disables address detection, all bytes are received, and ninth bit can be used as parity bit |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 2: <b>FERR:</b> Framing Error bit<br>1 = Framing error (Can be updated by reading RCREG register and receive next valid byte)<br>0 = No framing error                                                                                                                                   |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 1: <b>OERR:</b> Overrun Error bit<br>1 = Overrun error (Can be cleared by clearing bit CREN)<br>0 = No overrun error                                                                                                                                                                    |       |       |       |       |      |      |      |  |
| bit 0: <b>RX9D:</b> 9th bit of received data (Can be parity bit)                                                                                                                                                                                                                            |       |       |       |       |      |      |      |  |

Los valores para el registro RCSTA necesarios para la configuración de la recepción de datos tiene el valor de 0 para el bit séptimo que deshabilita el puerto serie, el valor de 0 para el bit sexto que selecciona ocho bits de recepción, el valor 0 para el bit quinto que deshabilita la recepción simple, el valor 1 para el bit cuarto que habilita la recepción continua por interrupción del registro PIR1 generada en el bit 0 de este registro (TMR1), los bits restantes tienen el valor 0 para la correcta configuración.

Los valores para el registro TXSTA tiene el valor de 1 en el bit cuarto para habilitar la transmisión en el modo asíncrono, el valor 0 en el bit quinto para deshabilitar la transmisión ya que la transmisión de habilitara en el momento que se genere la interrupción por el registro PIR1 verificando si el buffer de datos esta lleno o no, el valor 0 en el bit sexto para seleccionar 8 bits de transmisión, los demás bits tendrán el valor 0 debido a que no influyen en la configuración de este registro para la transmisión.

Fig. 3-38: Segmento de programación en MPLAB para configurar los registros antes mencionados

```

bcf      3,5
movlw    b'00010000'
movwf    RCSTA
bsf      3,5
movlw    b'00100000'
movwf    TXSTA
bsf      PIE1,0
bsf      PIE1,RCIE      ;HABILITA RECEPCION POR INTERRUPCION
movlw    b'00000100'      ;todas líneas digitales menos RA0 y RA1
movwf    ADCON1

```

### 3.2.1.1. Bloque principal.

En el bloque principal realizamos el conteo de pulsos de la rueda dentada adaptada al ventilador, que interrumpe el haz de luz del sensor generando la interrupción del PIC por desbordamiento en el registro INTCON, el número de pulsos que se registro en el conteo es calculado de acuerdo a valores obtenidos en el equipo patrón (*Purittan Bernnett PB900*) enviando dichos datos a la PC, para ser procesados u analizados en Labview.

### 3.2.2 Pruebas de Recepción y Transmisión.

Una vez configurado el puerto del micro controlador para la recepción y transmisión se debe complementar con la implementación del dispositivo MAX232 que será el encargado de realizar el interfaz entre el puerto de salida del PIC y el puerto serie del computador, este elemento genera un protocolo de comunicación estándar para computadores conocido como RS-232.

El MAX232 no necesita programación, pero se toma en cuenta la disposición de sus pines de entrada y salida, así como también la utilización de filtros (condensadores polarizados) que tienen los valores recomendados por la hoja de datos del fabricante (1uf -25v), la alimentación del Integrado es de 5v, pero sobre todo se debe tomar en cuenta los pines 11 Tx, 12 Rx que están conectados a los pines 25 Tx y 26 Rx del

micro controlador, los pines 13 Tx y 14 Rx que están acoplados a un conector DB9 hembra para su posterior conexión con el puerto serie del computador.

Fig. 3-39. Esquemático de transmisión RS-232

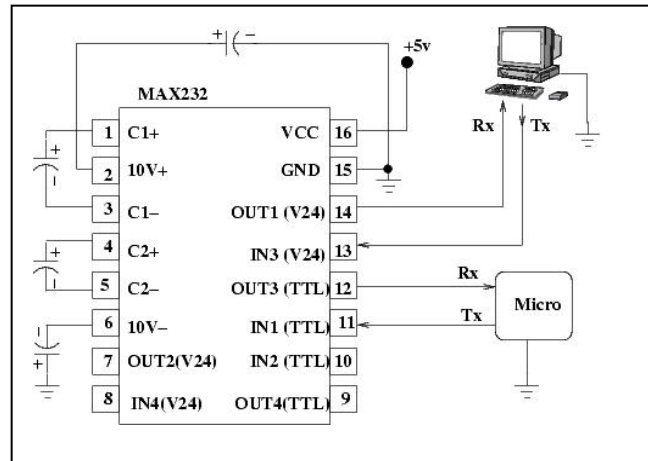
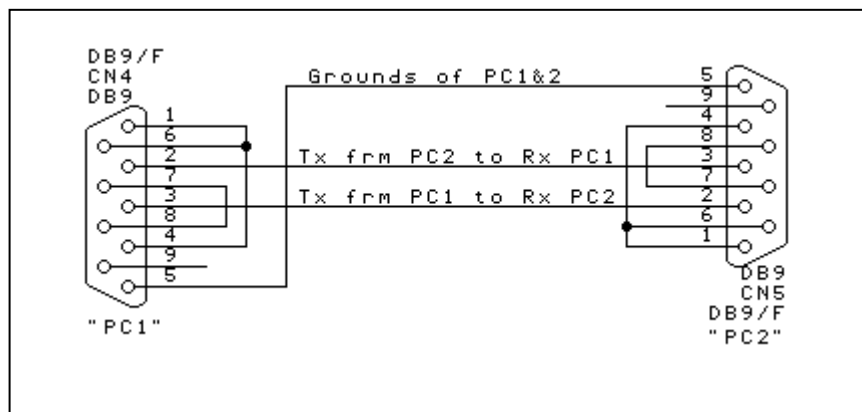


Fig. 3-40: Configuración Cable RS-232 (PIC-PC)



Una vez realizada la programación en el microcontrolador, la conexión del dispositivo MAX232, la configuración del puerto del computador en el software de instrumentación virtual (LabView), se puede observar en puntos anteriores que las pruebas de transmisión y recepción fueron realizadas exitosamente presentando la señal adquirida desde el sensor.

### **3.2.3 Detección de Errores.**

La detección de errores se realiza al momento de configurar los registros RCSTA y TXSTA, es decir cada uno de estos registros cuenta con la posibilidad de detectar errores por pérdida de datos bit 0, este bit verifica los datos que se encuentran en los espacios de memoria TXREG y RCREG, cambiando de valor en el caso de que existiera un error de flujo de datos dentro de los espacios de memoria antes mencionados (Bit de paridad).

Otro espacio de memoria importante para las pruebas de recepción y transmisión es el SPBRG, que se deberá cargar con una constante numérica (25<sub>d</sub>) para determinar la velocidad de transmisión a 9600 baudios por segundo y asegurar la correcta comunicación con el puerto serie del computador.

## CAPÍTULO 4

### MANUAL DE USUARIO Y PRUEBAS FUNCIONALES

#### 4.1 Manual de espirometría para su correcto uso.



#### **Orientación diagnóstica**

La espirometría es un medio diagnóstico de gran valor en atención primaria, pero siempre debe correlacionarse con la clínica del paciente; no se debe olvidar que hasta un 10% de las personas sanas pueden presentar alteraciones cuando se analizan el  $FEV_1$ , el FVC y el  $FEV_1/FVC$ , sin que ello tenga significación clínica.

Consideramos en primer lugar el índice  $FEV_1/FVC$ ; si es normal (es decir, mayor o igual al 70%), descartamos obstrucción, y miramos entonces la FVC. Si ésta es normal, podemos considerar la espirometría como normal; si, por el contrario, es baja (inferior al 80%), debemos pensar en restricción o bien en una mala colaboración del paciente. Esta última circunstancia la podremos determinar viendo la curva de flujo – volumen.

Si el índice  $FEV_1/FVC$  es bajo (inferior al 70%), podemos pensar en una obstrucción. A partir de aquí debemos explorar la posible reversibilidad de la misma mediante una prueba broncodilatadora (PBD). Si ésta es positiva (es decir, existe reversibilidad), la principal sospecha diagnóstica será el asma. Pero si es negativa (no reversibilidad), no podemos descartar la presencia de asma, pues el paciente puede estar en un buen momento funcional, o bien tener una obstrucción que requiere corticoides para

revertir. Por esta razón, intentamos lo que se denomina una “prueba o ensayo de corticoides”, que consiste en administrar al paciente corticoides orales durante unos días y repetir la espirometría. Se comprueba entonces si existe reversibilidad comparando la última espirometría con la realizada antes del ciclo de corticoides. Si existe reversibilidad, podremos pensar en asma. En caso de que aún así no revierta, debemos orientar nuestras hipótesis a otros diagnósticos, como EPOC (en caso de que la edad, los antecedentes y el historial clínico del paciente sean compatibles), bronquiectasias, fibrosis quística, etc.

Es importante señalar que una espirometría normal no descarta el asma. Si la espirometría es repetidamente normal y existe una fuerte sospecha de asma, lo adecuado es derivar al paciente a un laboratorio de función pulmonar para realizar una prueba de bronco provocación que permita determinar si existe hiper reactividad bronquial. Otra alternativa previa puede ser controlar en el domicilio del paciente el Flujo Espiratorio Máximo (FEM) durante 2 ó 3 semanas.

### **Instrucciones para la correcta realización de una espirometría**

#### **Instrucciones previas al paciente:**

- Debe advertírsele de que no utilice medicación broncodilatadora en las horas previas a la prueba:
  - o 6 horas para los agonistas beta 2 de corta duración (salbutamol, terbutalina)
  - o 12 horas para los agonistas beta 2 de larga duración (salmeterol, formoterol) y teofilinas retardadas (Theo-dur, etc.)
  - o 24 horas para broncodilatadores de acción prolongada (bambuterol, formas retardadas de salbutamol).
- No debe fumar en las horas previas a la realización de la prueba, ni tomar bebidas con cafeína (café, té, cola...).
- Explicarle SIEMPRE la razón del estudio y en qué consiste el mismo, con lenguaje claro y asequible.

## **Instrucciones generales**

Todas las maniobras espiratorias serán realizadas:

- En posición sentada. Aunque la máxima expansión torácica se obtiene con el paciente de pie, el esfuerzo que requiere la prueba hace aconsejable que el paciente permanezca sentado.
- Aflojar la ropa demasiado ajustada.
- Pinza nasal colocada, para evitar escapes de aire. Si no se dispone de pinza nasal, se puede realizar la prueba sin tapar la nariz, aunque se produzca un pequeño escape.
- Siempre con boquilla desechable, por cuestiones de higiene. Idealmente debería colocarse también un filtro de partículas entre la boquilla y el circuito.
- Se realizarán un mínimo de 3 maniobras y un máximo de 9. Por encima de ese número el agotamiento del paciente hace que no se obtenga ninguna mejoría en el trazado.

## **Forma de realizar correctamente la maniobra**

- El paciente realizará una inspiración máxima, de forma relajada.
- Con la boca libre de comida u otros obstáculos, se colocará la boquilla entre los labios, cerrando estos perfectamente sobre aquella.
- El técnico dará entonces una orden enérgica y tajante para que el paciente comience la espiración forzada, con lo que se evitarán los comienzos dubitativos.
- Durante la espiración forzada, el técnico animará con insistencia y energía al paciente para que siga soplando todo lo que pueda, para obtener el máximo esfuerzo del paciente y evitar la interrupción temprana de la maniobra.
- La maniobra de espiración forzada se prolongará, COMO MÍNIMO, durante 6 segundos.
- La maniobra de espiración forzada se repetirá como mínimo tres veces, siempre que las curvas obtenidas sean satisfactorias. De no ser así, se repetirá

la maniobra hasta obtener 3 curvas satisfactorias, siempre con un máximo de nueve maniobras.

### Gradación espirométrica de la alteración ventilatoria

| ÍNDICE DE GRAVEDAD | FVC, FEV <sub>1</sub><br>o ambos, expresados como % del valor de referencia |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------|
| LIGERA             | Hasta el 65%                                                                |
| MODERADA           | 64% - 50%                                                                   |
| GRAVE              | 49% - 35%                                                                   |
| MUY GRAVE          | Menor del 35%                                                               |

### Estática

Se escogerán inicialmente dos voluntarios no fumadores, sin enfermedad pulmonar conocida, (uno de sexo femenino y otro masculino) y cada uno realizará una espirometría estática de la siguiente forma:

1. Se ocluye la nariz y se coloca la boquilla del espirómetro en la boca del sujeto evaluado
2. Mientras el sujeto respira calmadamente se empieza a grabar y se comienzan a registrar los ciclos respiratorios normales
3. Posteriormente se da una señal para que el sujeto realice una espiración profunda, seguida de una espiración máxima
4. El sujeto vuelve a respirar calmadamente
5. Se detiene la grabación y se empieza a analizar el trazado.

## **Dinámica**

Para registrar la espirometría dinámica, se escogerán dos voluntarios de sexo masculino, uno fumador y otro no fumador. Igualmente se realizará la prueba con dos voluntarios de sexo femenino. El procedimiento se realiza de la siguiente forma:

1. Se ocluye la nariz y se coloca la boquilla del espirómetro en la boca del sujeto evaluado
2. El individuo realiza varias respiraciones normales y se empieza a registrar sin grabar todavía.
3. Se empieza a grabar y se da una señal para que el sujeto realice una inspiración profunda.
4. Se le solicita al sujeto que mantenga el aire por alrededor de 2 segundos
5. Se le pide al sujeto que realice una espiración forzada de al menos 6 segundos de duración.
6. Finalmente el sujeto realiza una nueva inspiración máxima

La prueba debe realizarse primero con el sujeto sentado o de pie y luego con el sujeto en decúbito dorsal.

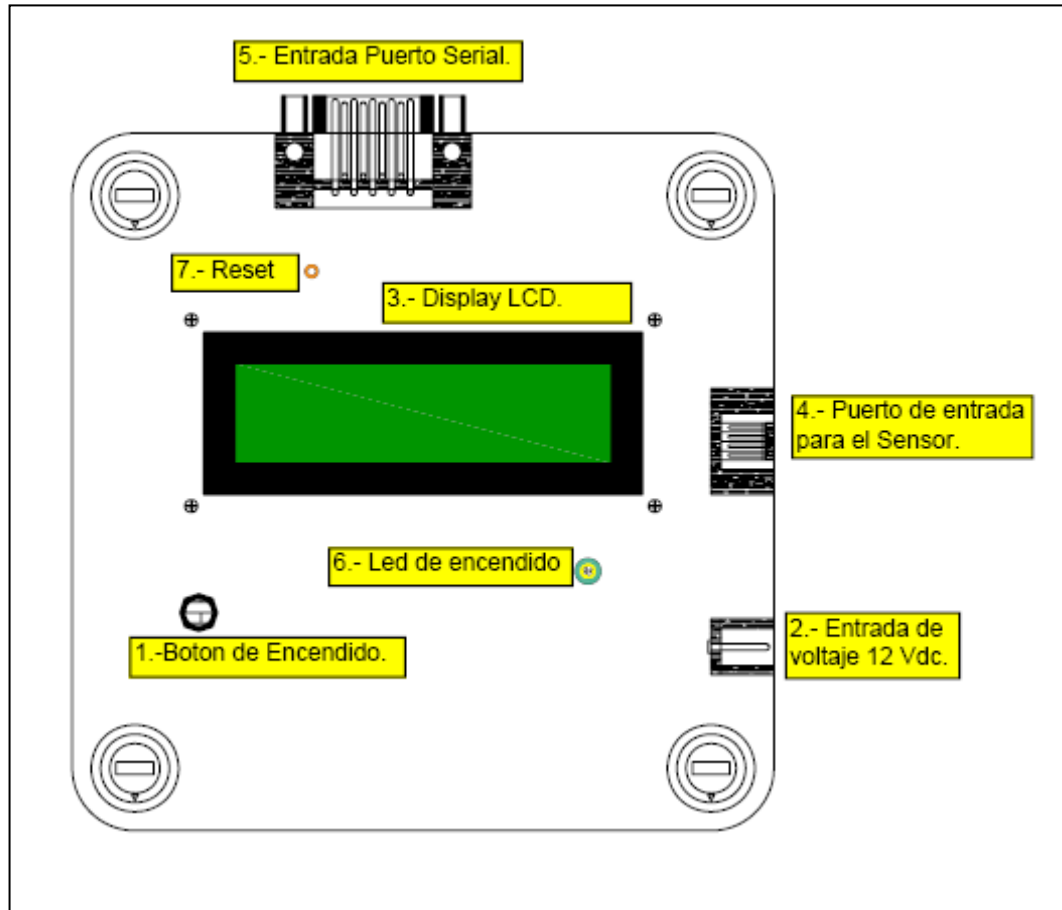
## **4.2 Recomendaciones para el correcto funcionamiento del equipo.**

### **4.2.1 Funciones y puertos en la carcasa.**

En la carcasa del equipo se colocó la tarjeta de control del equipo, que además es la que nos permite la comunicación con la computadora, por ende se encontraron en la carcasa los botones de encendido, led de aviso, lcd, puertos de comunicación, etc.

A continuación se puede observar en la fig. 4-2 una representación de la carcasa principal junto con la ubicación de los elementos y una descripción de los mismos.

Fig. 4-2. Representación de la carcasa principal y ubicación de elementos.



**1.- Botón de encendido.** Nos permite encender el equipo y apagar el mismo, es un para general.

**2.- Entrada de voltaje 12 Vdc.** Esta entrada nos permite alimentar el equipo con el voltaje requerido, ya que es una entrada para trasformador, la entrada de voltaje puede ser desde los seis hasta los diez y ocho voltios de corriente continua.

**3.- Display LCD.** La pantalla que el equipo posee en la carcasa mostrara los datos obtenidos de las maniobras realizadas por el paciente. En este dispositivo se mostrara los valores de la capacidad vital forzada (FVC) y la capacidad vital forzada en el primer segundo (FEV1). Este elemento también nos permitirá verificar el correcto funcionamiento del dispositivo y la generación de carteles de presentación.

**4.- Puerto de entrada para el sensor.** Este puerto nos permite conectar el sensor a la placa de adquisición, se utilizo un conector telefónico RJ9 de cuatro pines el cual nos permite llevar la señal obtenida en el sensor hacia la placa y luego a la computadora. El cable utilizado esta codificado por colores lo que nos da facilidades en el momento de conectar el sensor.

**5.- Entrada puerto serial.** Este puerto como su nombre lo indica es el que nos permite la interconexión entre la placa y la computadora. Los datos obtenidos por el microcontrolador serán analizados por el software realizado en Labview y esto se logra gracias a la comunicación serial RS-232. De este puerto los pines mas importantes serán el dos y el tres ya que son los pines de transmisión y recepción, el resto de pines cumplen con la configuración de un cable null MODEM esta configuración se encuentra disponible en la Fig. 3-30.

**6.- Led de encendido.** La función de este es mostrar si la alimentación en el equipo es correcta.

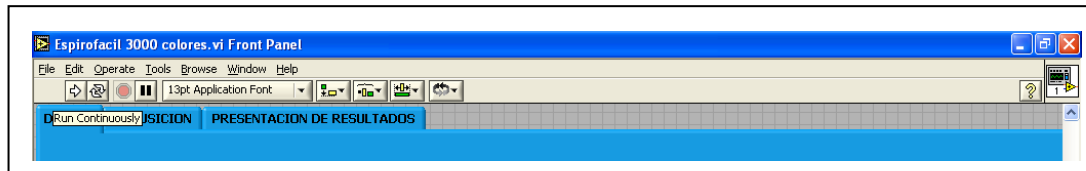
**7.- Reset.** Este pequeño elemento nos permite reiniciar el equipo en caso de existir algún error de software o para iniciar las maniobras con la memoria vacía.

#### 4.2.2 Funciones en el software.

Para obtener el mejor funcionamiento del software del equipo se deben seguir los siguientes pasos.

**1.- Correr el software.** Se debe poner el software en el modo de corrido continuo para esto se debe presionar el botón *Run Continuosly* que se encuentra en la barra de herramientas de labview.

Fig. 4-3. Barra de herramientas



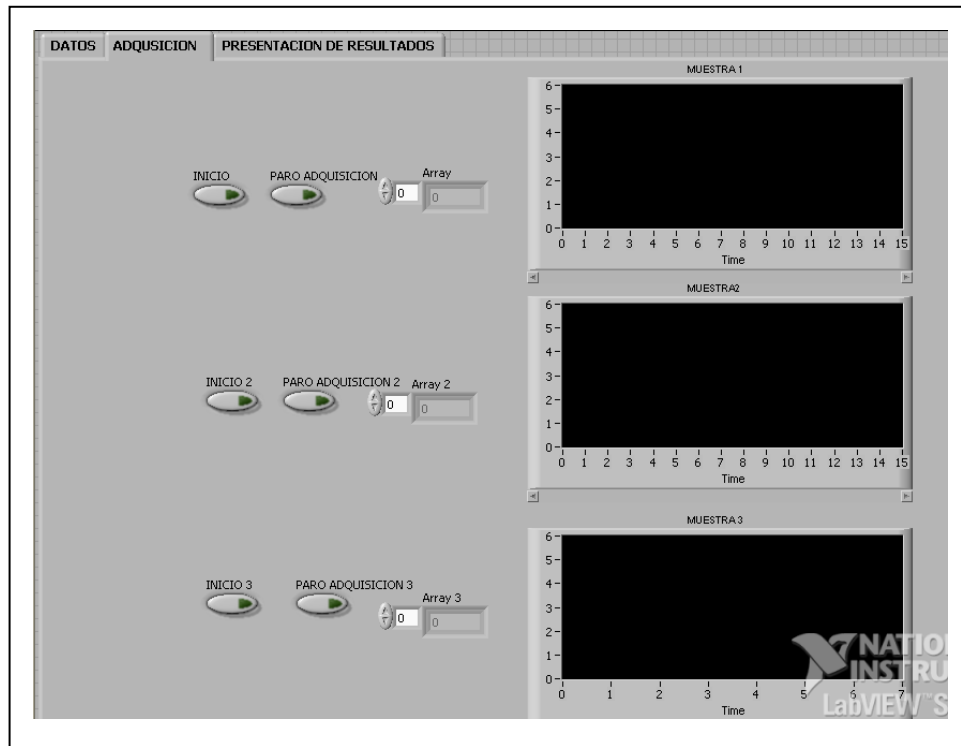
**2.- Ingreso de datos del paciente.** Una vez lanzado el programa se debe proceder como segundo paso a llenar la ficha médica del paciente Fig. 4-4, se ha tratado de hacer el software amigable para los usuarios, razón por la que no resulta complicado el ingreso de datos, en la primera viñeta llamada DATOS se encuentra la ficha médica, se debe tomar en cuenta las unidades solicitadas por el software ya que estos datos son los que permiten el cálculo de los valores normales teóricos. Una vez ingresados los datos se procede a guardar los mismo haciendo uso del botón guardar ubicado en la parte inferior de la ficha medica, este botón abre la ventana de Windows en donde se solicita al usuario definir el nombre del archivo a guardar y la ubicación, se recomienda usar como nombre del archivo el nombre mismo del paciente.

Fig. 4-4. Ingreso de datos panel frontal

**3.- Realización de maniobra.** Una vez que se activa la viñeta de adquisición de datos Fig. 4-5, se encuentran en pantalla tres graficadores con sus respectivos botones de inicio y término de la maniobra. Cuando el botón de inicio es pulsado el

graficador no mostrará ninguna señal hasta que el paciente inicie la maniobra de espiración forzada, en el momento en el que el sensor detecte el flujo de aire empezara la adquisición y el paro será automático una vez se termine el movimiento de aire dentro del sensor, sin embargo el botón de paro de adquisición tienen que ser pulsado antes de pasar a la siguiente maniobra. De esta forma se procede a realizar las tres pruebas necesarias para poder mostrar el resultado final en la siguiente etapa.

Fig. 4-5. Adquisición de datos.



Se tiene que verificar que las formas de onda obtenidas en los tres graficadores sean lo mas reproductibles posible, es decir que los valores sean los mas parecidos, también se debe tener cuidado al explicar al paciente los pasos para realizar la prueba ya que si no existe una correcta colaboración del paciente la prueba puede resultar con datos falsos.

El procedimiento para la correcta realización de la maniobra espirométrica fueron expuestos al inicio de este capítulo, para resolver cualquier inquietud referirse a esta parte del documento.

**4.- Presentación de resultados.** Cuando los tres gráficos de las tres pruebas han sido obtenidos se puede pasar a la siguiente viñeta que es la presentación de resultados

Fig. 4-6 como se puede observar el usuario tiene pocos elementos con los que puede interactuar, esto debido a que se a tratado de hacer el software independiente y autónomo, como primer paso el usuario deberá cargar los valores de la ficha médica del paciente, estos datos fueron guardados en la generación de la ficha del paciente en el punto uno, se puede acceder a los datos guardados con el uso del botón adquirir ubicado en esta viñeta fig. 4-7.

Fig. 4-6. Viñeta para presentación de resultados.

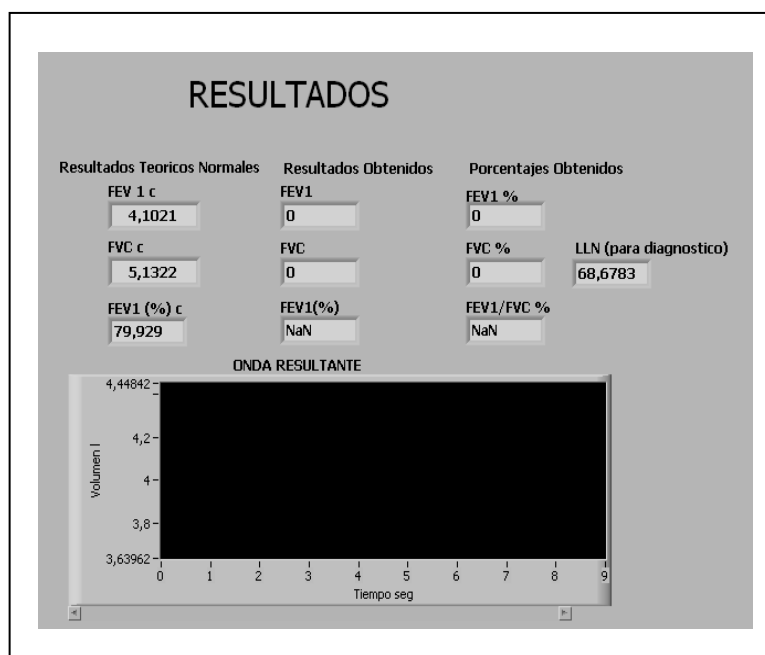
Fig. 4-7. Adquisición de datos del paciente.

Con los datos cargados el usuario podrá observar los valores teóricos normales, los valores obtenidos, los porcentajes logrados y el gráfico volumen-tiempo final que resulta del trabajo con las tres maniobras realizadas en el punto 3.

Además se incluye en la presentación un parámetro llamado LLN, el cual sirve únicamente para la orientación diagnóstica y es de uso exclusivo del software

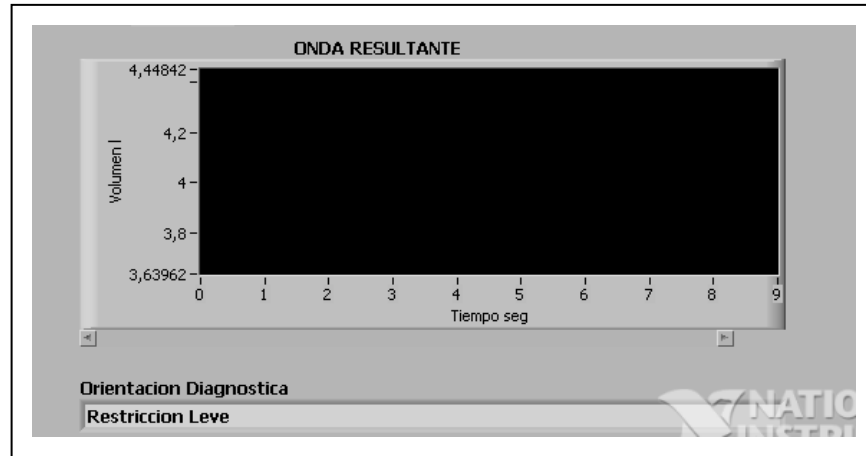
Fig. 4-8.

Fig. 4-8. Presentación de resultados y curva obtenida.



Debajo de la presentación de resultados se encontrará un cuadro de dialogo fig. 4-9. el cual tiene por titulo **Orientación Diagnostica**. Cabe recalcar que el diagnóstico obtenido de este cuadro es solamente para orientación, pues será el médico tratante quién determine correctamente y luego de varios estudios el diagnóstico final del paciente. Para lograr la orientación diagnóstica se tomó como referencia los valores obtenidos de la SEPAR y expuestos en la tabla Gradación espirométrica de la afección respiratoria en las primeras hojas de este capítulo.

Fig. 4-9. Orientación Diagnostica.

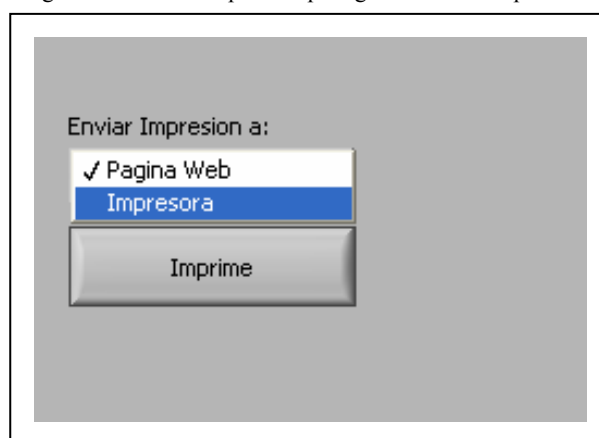


El siguiente elemento con el que el usuario puede interactuar es el botón de impresión de informe. Pensando en el ahorro de papel se han colocado dos opciones que el usuario elegirá para la generación del reporte final fig. 4-10.

En la primera opción se encuentra el envío del reporte hacia una impresora instalada en el equipo, el software detecta automáticamente el nombre y tipo de impresora del sistema y envía el reporte.

La segunda opción nos permite generar el informe como una pagina Web en código HTML. Esta página Web puede ser guardada en el disco duro del médico tratante o puede ser enviada por correo, lo que nos permite disminuir el gasto de papel. Una vez que se eligió el formato del informe final la orden de impresión se realiza con el botón Imprime ubicado debajo del botón anterior.

Fig. 4-10. Botón de opciones para generación de reporte final.



A continuación se muestra un ejemplo de la generación del Informe final del estudio espirométrico.

### 4.3 Presentación de Resultados.

#### 4.3.1 Resultados obtenidos del espirómetro patrón.

En la Fig. 4-11 se pueden observar los datos obtenidos del espirómetro patrón (PB900 *Puritan-Bennett*) para la maniobra de espirometría forzada. Cabe recalcar que el examen realizado dio como resultado una función respiratoria normal sin ningún patrón patológico, se puede observar los datos del paciente, los valores Actuales (Actual) que son los obtenidos al realizar la maniobra, los valores Predichos (Pred) son los que resultan del cálculo de las ecuaciones (valores de referencia obtenidos del estudio de Knudson), el porcentaje obtenido que representa la diferencia porcentual existente entre los valores predichos y los obtenidos estos porcentajes nos permiten una mejor ubicación para la orientación diagnóstica.

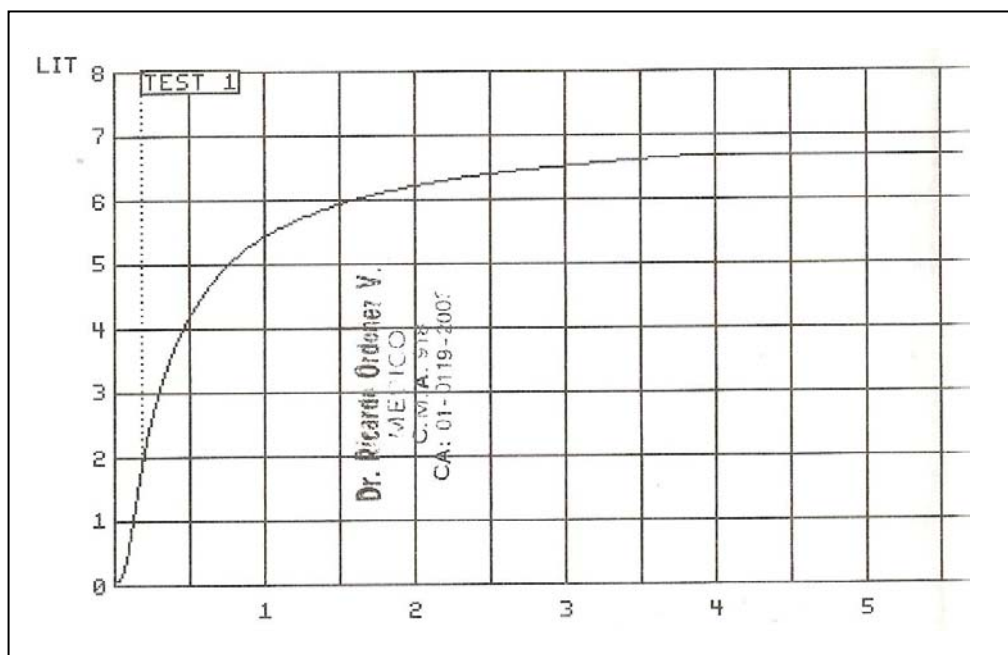
Además se puede observar en la hoja generada por el equipo que las ecuaciones para determinar los valores teóricos normales son las de Knudson, tomando en cuenta este detalle se debe decir que existirán diferencias entre los valores de referencia obtenidos por el equipo patrón y los obtenidos por nuestro equipo, ya que las ecuaciones usadas por el nuestro corresponden al estudio de estandarización de valores de referencia realizado por la Separ. (Ecuaciones disponibles en la Tabla 4 del capítulo 3 inciso 3.1.1)

Fig. 4-11 Datos iniciales obtenidos del espirómetro PB-900.

| Best Test Summary                      |        |                     |        |      |
|----------------------------------------|--------|---------------------|--------|------|
| -----                                  |        |                     |        |      |
| Tech ID: 0101387926                    |        | Test Loc: 02        |        |      |
| Patient Name: <u>ADRIANO SAQUICELA</u> |        |                     |        |      |
| Patient ID: 2816100                    |        | <u>EL C. S. MED</u> |        |      |
| Age (yrs):                             | 30     | Date:               |        |      |
| Height (cm):                           | 179    | Time:               | 12:43  |      |
| Sex:                                   | male   |                     |        |      |
| Pred Values: Knudson (100%)            |        | expiratory          |        |      |
|                                        |        |                     |        |      |
| Pre-Medication Results                 |        |                     |        |      |
|                                        | Actual | Pred                | % Pred | Test |
| FVC:                                   | 6.67   | 5.31                | 125.7  | 1    |
| FEV1:                                  | 5.50   | 4.29                | 128.1  | 1    |
| %FEV1:                                 | 82.5%  | 80.95               | 101.8  |      |
| FEV3:                                  | 6.52   | 5.10                | 127.9  | 1    |
| 25-75%:                                | 5.50   | 5.26                | 104.6  | 1    |
| 75-85%:                                | 1.51   | 1.41                | 106.3  | 1    |
| PEF:                                   | 15.67  | 9.78                | 160.1  | 1    |
| FEF 25%:                               | 14.49  | 9.08                | 159.5  | 1    |
| FEF 50%:                               | 6.79   | 6.50                | 104.3  | 1    |
| FEF 75%:                               | 2.22   | 3.37                | 65.7   | 1    |
| -----                                  |        |                     |        |      |

A continuación se muestra en la fig. 4-9 el gráfico volumen-tiempo obtenido del equipo patrón (PB900) en la misma prueba.

Fig. 4-12 Curva volumen-tiempo obtenida del espirómetro patrón.



#### 4.3.2 Resultados obtenidos del espirómetro digital Espirofacil 3000.

Los datos que se muestran a continuación son los datos obtenidos por el espirómetro realizado por nosotros en este estudio. Las figuras 4-13, 4-14 y 4-15 son las maniobras individuales realizadas por el paciente.

Fig. 4-13 Muestra 1 obtenida del paciente

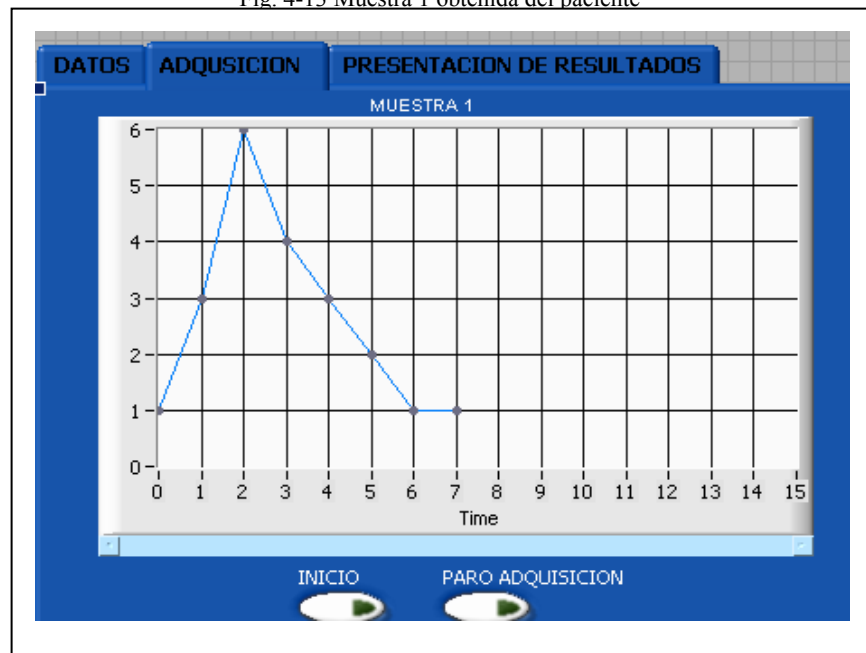


Fig. 4-14 Muestra 2 obtenida del paciente

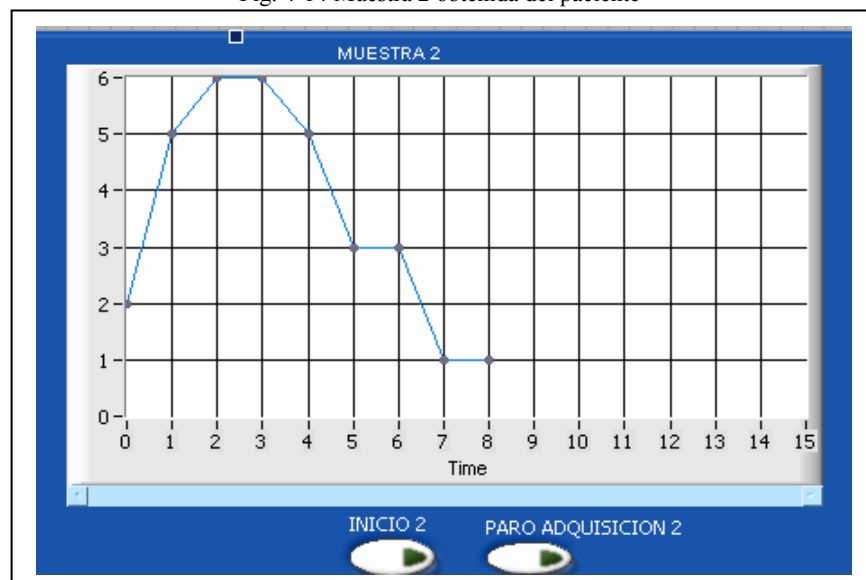
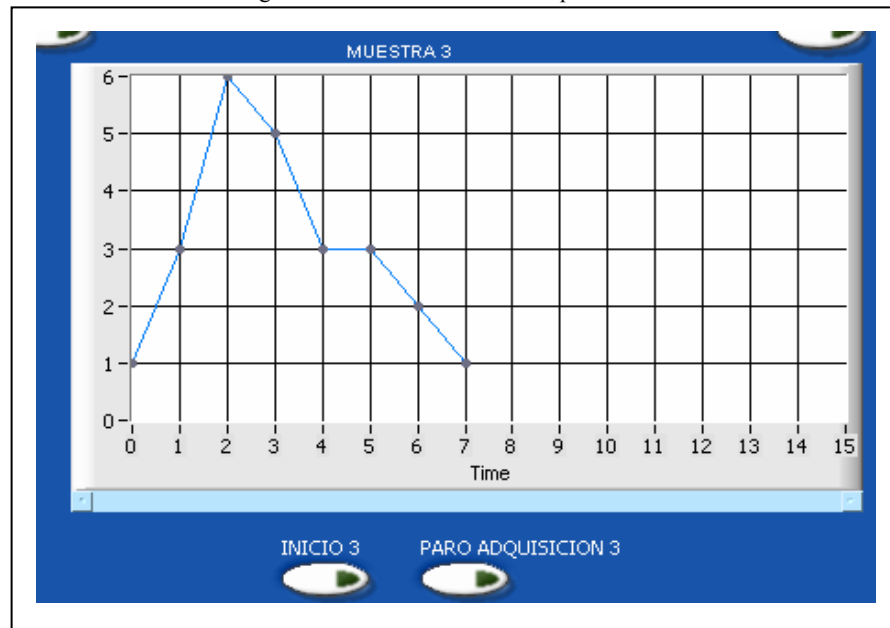
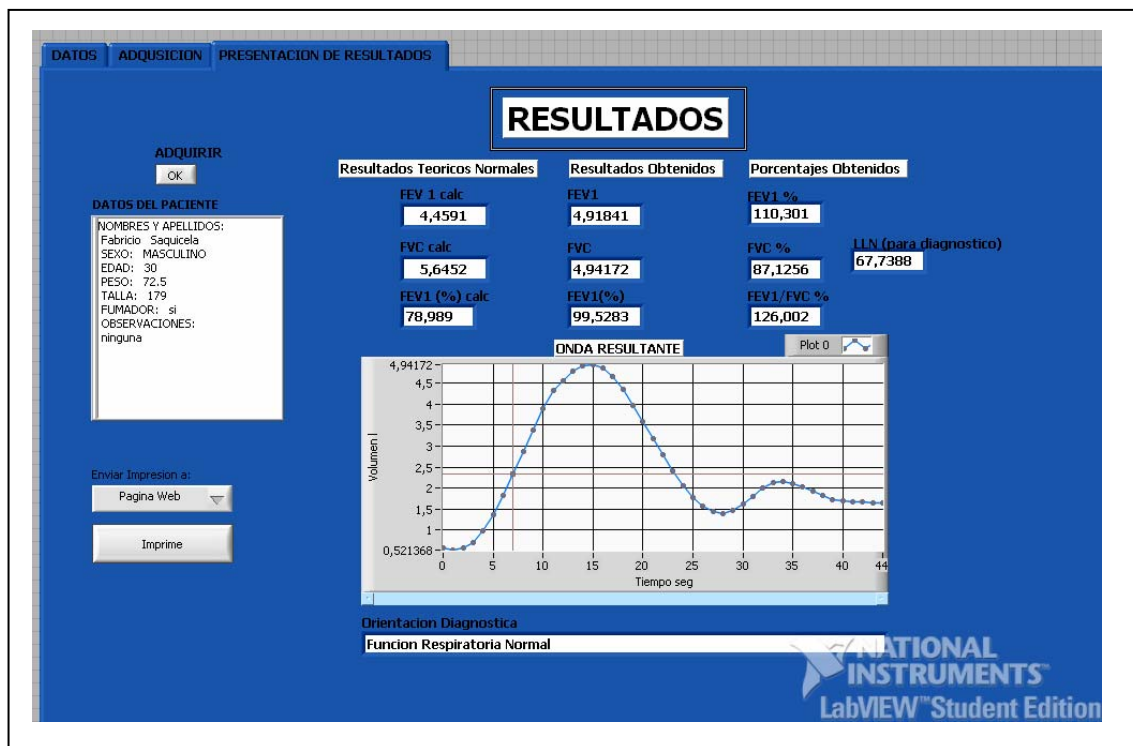


Fig. 4-15 Muestra 3 obtenida del paciente



Se puede observar claramente las diferencias obtenidas en cada una de las pruebas, sin embargo, se puede observar también que los valores pico son parecidos, con lo que se puede concluir que las tres pruebas aunque diferentes son reproducibles, y se tomaran sus valores como validos para la verificación de resultados.

Fig. 4-16. Presentación final de resultados.



### 4.3 Análisis de Resultados.

Al realizar el análisis de los gráficos finales obtenidos por los dos equipos se pueden observar claras diferencias sin embargo los datos obtenidos se analizan en la siguiente tabla.

Tabla 5. Diferencias de valores calculados y obtenidos entre el espirómetro patrón y el realizado en este estudio.

|                        | Datos Calculados   |                  |                                          | Datos Obtenidos    |                  |                                          |
|------------------------|--------------------|------------------|------------------------------------------|--------------------|------------------|------------------------------------------|
| Variable Espirométrica | Espirómetro Patrón | Espiropacil 3000 | Porcentaje obtenido (Patrón vs. Estudio) | Espirómetro Patrón | Espiropacil 3000 | Porcentaje obtenido (Patrón vs. Estudio) |
| FVC                    | 5,31               | 5,65             | 106,31                                   | 6,67               | 4,94             | 74,09                                    |
| FEV1                   | 4,29               | 4,46             | 103,94                                   | 5,50               | 4,92             | 89,43                                    |
| % FEV1/FVC             | 80,95              | 99,53            | 122,95                                   | 82,46              | 99,53            | 120,70                                   |

El porcentaje obtenido (Patrón vs. Estudio) representa: que porcentaje del valor obtenido por el patrón se obtuvo con nuestro espirómetro, es decir:

$$\text{Porcentaje} = \frac{(\text{Valor Obtenido} * 100)}{\text{Valor del patrón}}$$

Como se puede observar en la tabla 5, los valores teóricos normales o calculados, presentan diferencias, esto debido a que el espirómetro patrón utiliza las ecuaciones de Knudson, mientras que las ecuaciones incluidas en nuestro equipo pertenecen a la SEPAR. No obstante y a pesar de las diferencias existentes se puede observar que nuestro equipo obtiene porcentajes mayores al cien por ciento con respecto al equipo patrón, lo que descarta una patología y coincide con el diagnóstico del equipo patrón.

En cuanto a los valores obtenidos, se puede ver en la tabla 5 sus diferencias, estas discrepancias se deben a la divergencia existente entre el sensor del equipo patrón (sensor profesional diseñado expresamente para el equipo *Puritan-Bennett 900*) y el sensor de nuestro equipo (turbina por interrupción infrarroja diseñado y construido manualmente), esto a provocado que nuestro equipo muestre diferencias medianamente altas.

Los valores obtenidos por nuestro equipo bordean el ochenta y noventa por ciento mientras que los resultados obtenidos por el equipo patrón bordean fácilmente el ciento veinte por ciento, sin embargo y contando con estas diferencias se puede observar que el diagnostico entregado por nuestro equipo coincide con el diagnostico arrojado por el espirómetro patrón. Con lo que se puede concluir que el espirómetro realizado en este estudio es funcional pero no presenta todavía un límite de confiabilidad alto para ser utilizado en atención primaria.

A continuación se puede observar una representación grafica de las diferencias entre los dos equipos.

Fig. 4-17 Análisis grafico de diferencias entre valores calculados de los dos espirómetros

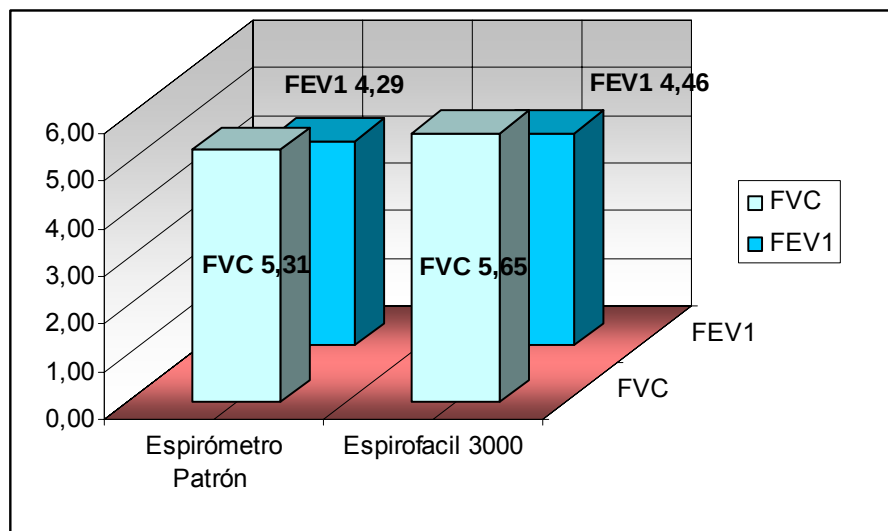
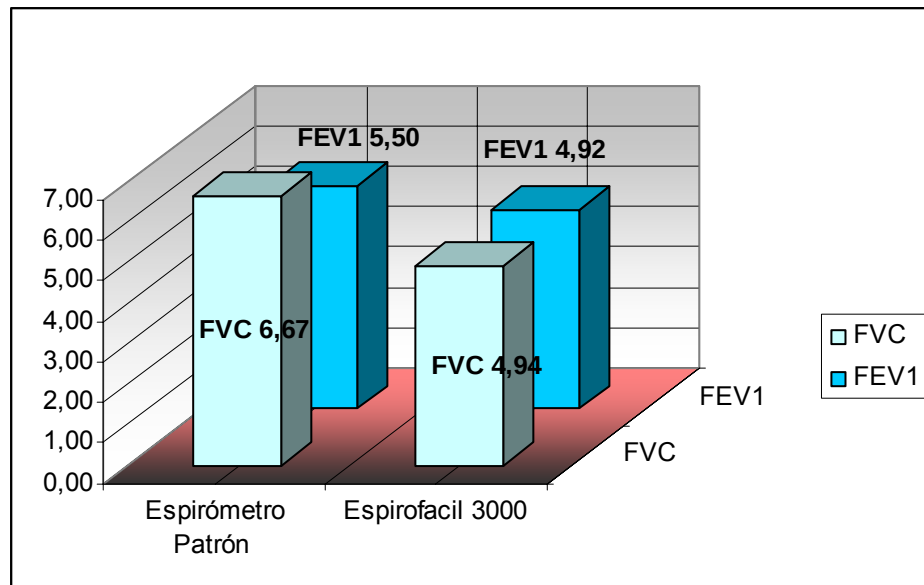


Fig. 4-18. Análisis gráfico de diferencias entre valores obtenidos por los dos espirómetros.



## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.**

### **Conclusiones.**

Como se puede observar en los gráficos 4-16, 4-17 y 4-18, las diferencias entre los valores obtenidos por los dos equipos aunque altas producen el mismo resultado diagnóstico, por lo que se puede concluir que el equipo es funcional pero se deberá trabajar todavía en la sensibilidad del sensor para poder lograr mediciones mas confiables y acercarnos a los valores obtenidos por el equipo patrón.

Se concluye también que el equipo debido a las diferencias que presenta actualmente no es confiable para ser utilizado como único medio de diagnostico.

Además se debe recalcar que la falta de ecuaciones locales para generar los valores teóricos normales en nuestra ciudad y país provocó que se utilicen en este estudio ecuaciones que pueden no representar coherentemente la realidad respiratoria de nuestro entorno, ya que el estudio de estandarización espirométrica realizado por la SEPAR este actualmente siendo probado en la comunidad europea.

### **Recomendaciones.**

Se realizan las siguientes recomendaciones para un posterior estudio sobre el tema espirométrico:

- La Espirometría exige la existencia o generación de valores teóricos normales o predichos para cada región. Pues estos valores toman en cuenta las diferencias étnicas y sociológicas de cada área, esto nos permitirá obtener información acerca de una posible patología común en la localidad.
- La talla y el peso del paciente nos permiten obtener una idea sobre el tamaño de sus pulmones y por supuesto sobre la cantidad máxima de aire que en ellos se puede albergar por lo que se recomienda no dejar su uso de lado.
- Se debe tomar en cuenta para la correcta obtención de valores teóricos que la altura de nuestra ciudad es un factor determinante en las

diferencias obtenidas, por lo que se recomienda que el equipo posea una constante de ajuste que permita evitar los errores generados por la diferencia de presión atmosférica.

- Se recomienda tener especial cuidado en la concepto, diseño y construcción del sensor para el equipo, pues de el cuidado que se tome en su construcción final, dependerá la obtención de resultados coherentes y cercanos a la realidad.
- La parte electrónica del equipo deberá ser también tomada en cuenta, pues las altas velocidades generadas por la maniobra espirométrica en muchos casos pueden llegar a causar errores de medición si no se pone atención en las frecuencias de muestreo usadas por la electrónica del equipo.
- El software del equipo debe tener la capacidad de guardar los datos obtenidos de un paciente, esto para determinar los efectos del tratamiento sobre la patología determinada en el estudio.

## GLOSARIO DE TERMINOS MÉDICOS.

- **Agonista.** Dicho de un compuesto: Capaz de incrementar la actividad de otro, tal como una hormona, un neurotransmisor, una enzima, un medicamento
- **Alveolo o Alveolar.** Cada una de las fositas hemisféricas en que terminan las últimas ramificaciones de los bronquiolos.
- **Broncodilatadora.** Que dilata los bronquios.
- **Bronquiectasia.** Enfermedad crónica, caracterizada principalmente por tos insistente con copiosa expectoración, producida por la dilatación de uno o varios bronquios.
- **Bronquiolo.** Es una ramificación de los bronquios que cumplen la función de defensa en el sistema respiratorio.
- **Corticoide.** Cada una de las hormonas esteroídicas producidas por la corteza de las glándulas adrenales, y sus derivados. Pueden sintetizarse artificialmente y tienen aplicaciones terapéuticas, principalmente como anti inflamatorios.
- **Decúbito.** Posición que toman las personas o los animales cuando se echan horizontalmente. lateral. Aquel en que el cuerpo está echado de costado.
- **Distensibilidad.** Que se puede relajar, aflojar.
- **Estenosis.** Estrechez, estrechamiento de un orificio o conducto.
- **Esternocleidomastoideo.** Músculo par simétrico antero lateral del cuello que conecta el reborde torácico superior con la zona posterior del cráneo.
- **Fibrosis.** Formación patológica de tejido fibroso.
- **Intrapleural.** Cada una de las membranas serosas que en ambos lados del pecho de los mamíferos cubren las paredes de la cavidad torácica y la superficie de los pulmones, parte de la pleura que está adherida a cada pulmón.
- **Neumotórax.** Entrada de aire en la cavidad pleural. El producido para fines terapéuticos mediante la inyección de aire u otro gas, con el fin de inmovilizar el pulmón.

- **Ocluir.** Cerrar un conducto, como un intestino, con algo que lo obstruya, o una abertura, como la de los párpados, de modo que no se pueda abrir naturalmente.
- **Parénquima.** Tejido de los órganos glandulares.
- **Quiste.** Vejiga membranosa que se desarrolla anormalmente en diferentes regiones del cuerpo y que contiene líquido o materias alteradas.
- **Surfactante.** Sustancia que reduce la tensión superficial de un líquido, y que sirve como agente humectante o detergente.

## **BIBLIOGRAFIA.**

### **Referencias Bibliográficas**

- CASAN Clara P. **Valores espirométricos de referencia para niños y adolescentes sanos**. Tesis Doctoral. Universidad Autónoma de Barcelona, 1985.
- CASAN P, Giner J, Miralda RM, Canet J, Navajas D, Sanchis J. **Calibrador de espirómetros por descompresión explosiva**. Arch Bronconeumol 1983; 19, 94-99.
- CRAPO RO, Morris AH, Gardner RM. **Reference spirometric values using techniques and equipment that meet ATS recommendations**. 1981; 123: 659-664.
- GUYTON AC, Hall JE. **Text book of Medical Physiology**. Philadelphia: W.B. Saunders, 2000:
- HANKINSON JL, Gardner RM. **Standard waveforms for spirometer testing**. 1982; 126: 362-364.
- MARTIN Escribano P, Palomera Frade J, López Encuentra A, Ignacio García JM, Domínguez Lozano MJ. **Arm span and standing body height**. Bull 1985; 21: 28A Gardner RM, Crapo RO, Billings RG, Shigeoka JW, Hankinson JL. Spirometry: What paper speed? Chest 1983; 84: 161-165.
- ROCA Torrent J. **Valores de referencia para espirometría forzada de una población mediterránea**. Tesis Doctoral. U. de Barcelona 1982. También en: J. Roca et al. Spirometric reference values for a Mediterranean population. Bull Eur Physiopathol Respir. 1982, 18: 101-102.

## Referencias Electrónicas

9. [http://www.psymtec.com/catalogo\\_rehabilitación](http://www.psymtec.com/catalogo_rehabilitación)
10. <http://www.monografias.com/trabajos12/espirom>
11. <http://www.spirometry.com/Documentation/Articles>
12. <http://www.semm.org>
13. <http://www.respirar.org/espirom>
14. [www.vitalograph.com](http://www.vitalograph.com)
15. <http://www.socalpar.es>
16. [http://www.médicosecuador.com/epoc/consenso\\_de\\_enfermedad.html](http://www.médicosecuador.com/epoc/consenso_de_enfermedad.html)
17. <http://www.ergon.es>
18. [www.who.int/toh/worldnottobacco](http://www.who.int/toh/worldnottobacco)
19. <http://med.javeriana.edu.co/fisiologia/nguias/espiroall.htm>
20. [http://www.bvs.sld.cu/revistas/bfm/pdf/vol2\\_1\\_01.pdf](http://www.bvs.sld.cu/revistas/bfm/pdf/vol2_1_01.pdf).
21. <http://www.mei.com>
22. <http://www.separ.es>
23. <http://www.machealth.com>
24. [http://med.uchile.cl/otros/dra\\_ancic/capitulo13.html](http://med.uchile.cl/otros/dra_ancic/capitulo13.html)
25. <http://www.separ.es/servicios/publicaciones/recomen/rec15.pdf>
26. <http://www.socalpar.es>
27. <http://www.mir.com>
28. <http://aamr.org.ar>
29. [http://www.epocnet.com/area\\_m/metdiag/prueba\\_01.html](http://www.epocnet.com/area_m/metdiag/prueba_01.html)
30. <http://www.cap-semfyc.com/Sesclin/Sc0013/Sc0013.htm>
31. <http://www.goldcopd.com/spirometry1.pdf>
32. [http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol31\\_4\\_02](http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol31_4_02)
33. <http://www.vernier.com/>

