

Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de
Telecomunicación

Dispositivo portátil de análisis y aplicación para
monitorización de datos espirométricos.

Autora: Sara Cabrera Rincón

Tutores: María del Mar Elena Pérez

Vicente Baena Lecuyer

**Departamento de Ingeniería Electrónica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla**

Sevilla, 2019



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

Dispositivo portátil de análisis y aplicación para monitorización de datos espirométricos.

Autora:

Sara Cabrera Rincón

Tutores:

María del Mar Elena Pérez

Profesora Contratada Doctora

Vicente Baena Lecuyer

Profesor titular

Departamento de Ingeniería Electrónica

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2019

Proyecto Fin de Carrera: Dispositivo portátil de análisis y aplicación para monitorización de datos espirométricos.

Autora: Sara Cabrera Rincón

Tutores: María del Mar Elena Pérez
Vicente Baena Lecuyer

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2019

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis amigos

A mis maestros

Agradecimientos

Hace ya unos años llegué a esta escuela con mucha ilusión y nerviosismo a la vez. Las vivencias y valores aprendidos en ella ya son parte de mí.

Quiero agradecer, en primer lugar, a mis padres, por haberme apoyado en este camino que, a veces, parecía interminable. Gracias por impulsarme a conseguir mis metas, por recordarme quién soy y no dejar nunca que me rindiera, por celebrar mis logros como si fueran vuestros, por saber siempre que decir en cada momento, por sufrir conmigo y levantarme en los momentos difíciles. Gracias por creer en mí.

A mis pilares, mi hermano y a mi prima, que han estado a mi lado todo el tiempo, en las buenas y en las malas. Y a mis amigos, que me han acompañado durante todo el camino, en especial a tí, Rafa, por confiar en mí y conocer mis capacidades mejor que yo.

Por último, quiero agradecer a todos profesores que han contribuido a ser quien soy, formándome tanto personal como profesionalmente.

Hoy termina esta trayectoria, abriendo paso a una nueva etapa que recibo con los brazos abiertos, de la que espero seguir aprendiendo y avanzando.

Sara Cabrera Rincón

Sevilla, 2019

Resumen

El espirómetro es un instrumento médico de análisis de volúmenes y capacidades pulmonares. En este proyecto, se desarrolla un modelo de espirómetro portátil, de fácil uso y bajo costo, con la capacidad de procesar los datos a través de Arduino y la monitorización de los mismos por medio de una aplicación Android.

Consta de un neumotacógrafo y un sensor de presión diferencial desde dónde se adquiere el flujo respiratorio con la ayuda del microcontrolador, para después tratar y evaluar los parámetros más importantes. El usuario interactúa con una aplicación Android desde la cual se controla la prueba de espirometría y donde se muestran dichos parámetros. Gracias a ella, los datos recogidos son exportados a un documento de texto y las gráficas obtenidas se muestran con la ayuda de la herramienta Matlab.

Abstract

The spirometer is a medical instrument for analysis of lung volumes and capacities. In this project, a portable spirometer model is developed, easy to use and at low cost, with the ability to process the data through Arduino and monitoring them through an Android application.

It consists of a pneumotachograph and a differential pressure sensor from which respiratory flow is acquired with the help of the microcontroller, and then it treats and evaluates the most important parameters. The user interacts with an Android application from which the spirometry test is controlled and where these parameters are displayed. Thanks to it, the data collected is exported to a text document and the graphics obtained are displayed with the help of the Matlab tool.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xvii
Índice de Figuras	xix
Notación	xxi
1 Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Objetivos y alcance	1
1.3. Requisitos de diseño	2
1.3.1 Requisitos funcionales	2
1.3.2 Requisitos de prestaciones	2
1.3.3 Requisitos de aplicación	2
1.3.4 Requisitos de diseño	2
1.4. Descripción de subsistemas	2
1.5. Organización del documento	3
2 Espirometría forzada	5
2.1. Tipos de espirómetro	5
2.2. Parámetros espirométricos	5
2.3. Factores condicionantes en el cálculo de valores predictivos de la función pulmonar	6
2.3.1 Talla	6
2.3.2 Edad	6
2.3.3 Peso	6
2.3.4 Género	6
2.3.5 Raza	6
2.3.6 Tabaquismo	7
2.3.7 Altitud	7
2.4. Valores de referencia para la espirometría forzada	7
2.5. Realización de la prueba de espirometría	8
2.5.1 Requisitos para realizar la prueba de espirometría	8
2.5.2 Maniobra de realización de la prueba de espirometría forzada	10
2.5.3 Criterios de reproductibilidad de las curvas espirométricas	10
2.5.4 Errores frecuentes de la prueba de espirometría	11
2.5.5 Valores normales de los resultados espirométricos	11
2.5.6 Severidad de los resultados	11
2.5.7 Patrones obstructivos, restrictivos y mixtos	12
2.6. Curvas espirométricas	12
2.6.1 Curva espirométrica volumen/tiempo	12
2.6.2 Curva espirométrica flujo/volumen	14

3	Leyes físicas del sistema respiratorio	17
3.1.	<i>Flujo respiratorio</i>	17
3.2.	<i>Número de Reynolds</i>	17
3.2.	<i>Ley de Poiseuille</i>	17
4	Neumotacógrafo	19
4.1.	<i>Definición de neumotacógrafo</i>	19
4.2.	<i>Tipos de neumotacógrafo</i>	19
4.3.	<i>Especificaciones técnicas de los neumotacógrafos</i>	20
4.4.	<i>Requisitos de limpieza</i>	21
5	Diseño y desarrollo del espirómetro	23
5.1.	<i>Construcción del neumotacógrafo</i>	23
5.2.	<i>Sensor de presión diferencial</i>	24
5.3.	<i>Amplificador</i>	25
5.4.	<i>Rectificador de media onda</i>	26
5.5.	<i>Sumador de tensión</i>	26
5.3.	<i>Esquema completo de acondicionamiento de señal</i>	27
6	Tratamiento y adquisición de datos	29
6.1.	<i>Control del funcionamiento del programa</i>	30
6.2.	<i>Almacenamiento de los datos del paciente</i>	31
6.3.	<i>Cálculo y muestra de los valores de referencia</i>	33
6.4.	<i>Adquisición y procesamiento de datos de la prueba de espirometría forzada</i>	34
6.5.	<i>Muestra de los valores reales de la prueba de espirometría forzada</i>	37
6.6.	<i>Comparación entre valores reales y de referencia</i>	39
6.7.	<i>Formato de almacenamiento de datos</i>	39
6.8.	<i>Formato de almacenamiento de tablas</i>	40
6.9.	<i>Display de 7 segmentos</i>	41
6.10.	<i>Bluetooth</i>	42
6.11.	<i>Esquema completo</i>	43
7	Monitorización de los resultados	45
7.1.	<i>Diseño y funcionamiento de la App</i>	45
7.2.	<i>Funciones principales</i>	52
7.2.1	Conexión Bluetooth en Android	52
7.2.2	Almacenar los datos del paciente	52
7.2.3	Administrar botones	53
7.2.4	Funciones Android	54
8	Representación gráfica	57
9	Pruebas	59
9.1.	<i>Pruebas en el neumotacógrafo</i>	59
9.2.	<i>Pruebas con diferentes pacientes</i>	60
10	Conclusiones	65
11	Trabajo futuro	67
12	Planificación y presupuesto	69
12.1.	<i>Planificación</i>	69
12.2.	<i>Presupuesto</i>	70
13	Bibliografía	71
14	Anexo A: Manual de instrucciones	73
15	Anexo B: Código Arduino	75
16	Anexo C: Código Matlab	85

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores de referencia para la espirometría forzada	7
Tabla 1. Valores de referencia para la espirometría forzada.	7
Tabla 2. Actividades a evitar antes de una espirometría diagnóstica.	8
Tabla 3. Uso de broncodilatadores antes de una espirometría diagnóstica.	8
Tabla 4. Uso de Metilxantinas antes de una espirometría diagnóstica.	9
Tabla 5. Uso de corticoides antes de una espirometría diagnóstica.	9
Tabla 6. Asociaciones antes de una espirometría diagnóstica.	9
Tabla 7. Uso de otros fármacos respiratorios antes de una espirometría diagnóstica.	10
Tabla 8. Valores normales de los resultados espirométricos	11
Tabla 9. Clasificación de la severidad de los resultados espirométricos	11
Tabla 10. Patrones obstructivos, restrictivos y mixtos.	12
Tabla 11. Comparación de los sensores de presión diferencial.	24
Tabla 12. Características técnicas de la placa Arduino Uno	29
Tabla 13. Formato de los datos de paciente.	32
Tabla 14. Conexión entre Arduino y HC-05.	42
Tabla 15. Parámetros HC-05.	42
Tabla 16. Prueba neumotacógrafo número 1.	59
Tabla 17. Prueba neumotacógrafo número 2.	59
Tabla 18. Prueba neumotacógrafo número 3.	60
Tabla 19. Prueba neumotacógrafo número 4.	60
Tabla 20. Paciente 1.	61
Tabla 21. Paciente 2.	62
Tabla 22. Paciente 3.	63
Tabla 23. Maniobra de realización incorrecta.	64
Tabla 24. Presupuesto.	70

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de bloques del proyecto.	3
Figura 2. Gráfica Volumen/Tiempo.	13
Figura 3. Obstrucción en la gráfica Volumen/Tiempo.	13
Figura 4. Gráfica Flujo/Volumen.	14
Figura 5. Obstrucción en la gráfica Flujo/Volumen.	14
Figura 6. Estructura de un neumotacógrafo.	19
Figura 7. Neumotacógrafo de Freisch.	20
Figura 8. Neumotacógrafo de Lilli.	20
Figura 9. Esquema básico de un neumotacógrafo tipo Lilli.	23
Figura 10. Construcción completa del neumotacógrafo.	24
Figura 11. Piezas usadas en el neumotacógrafo.	24
Figura 12. Salida versus Presión diferencial	25
Figura 13. Sumador de tensión	26
Figura 14. Divisor de tensión	27
Figura 15. Acondicionamiento de la señal	28
Figura 16. Acondicionamiento de la señal, sistema real	28
Figura 17. Sistema completo	28
Figura 18. Diagrama de bloques del sistema de captación de datos.	30
Figura 19. Bucle de control del programa.	31
Figura 20. Diagrama de flujo de la función void guardardatos().	32
Figura 21. Diagrama de flujo de la función void calcularvaloresteoricos().	33
Figura 22. Diagrama de flujo de la función void recogemuestras().	36
Figura 23. Diagrama de flujo de PEF.	37
Figura 24. Diagrama de flujo de FEF25-75%.	38
Figura 25. Diagrama de flujo de FEF25-75%.	38
Figura 26. Diagrama de flujo de la función comparacionporcentajes().	39
Figura 27. Diagrama de flujo de la función guardararchivodetexto().	39
Figura 28. Diagrama de flujo de la función guardarvaloresgraficas().	40

Figura 29. Conexión display de 7 segmentos.	41
Figura 30. Display de 7 segmentos.	41
Figura 31. Conexión HC-05.	42
Figura 32. Esquema completo del espirómetro.	43
Figura 33. Conexión Bluetooth.	45
Figura 34. Ejecutar App espirometría.	46
Figura 35. Conectar Bluetooth.	46
Figura 36. Diseño de la App.	47
Figura 37. Instrucciones de la App.	47
Figura 38. Guardar datos del paciente.	48
Figura 39. Calcular valores de referencia.	48
Figura 40. Comienzo de la prueba de espirometría.	49
Figura 41. Calcular valores reales.	49
Figura 42. Calcular porcentajes	50
Figura 43. Guardar Archivo.	50
Figura 44. Guardar gráficas.	51
Figura 45. Final de la prueba.	51
Figura 46. Conectar Bluetooth.	52
Figura 47. Almacenamiento de los datos del paciente.	53
Figura 48. Administrar botones.	54
Figura 49. Salir de la pantalla INSTRUCCIONES.	54
Figura 50. Comienzo de la prueba.	55
Figura 51. Mostrar valores reales.	55
Figura 52. Calcular valores teóricos.	55
Figura 53. Calcular porcentajes.	55
Figura 54. Guardar datos en un documento de texto.	56
Figura 55. Guardar gráficas en un documento de texto.	56
Figura 56. Diagrama de flujo de Matlab.	57
Figura 57. Porcentaje de tiempo empleado.	69

Notación

A/D	Analógico/Digital
DC	Corriente continua
FEF 25-75%	Forced Espiratory Flow 25%-75%
FEV1	Forced Expiratory Volume in one second
FEV1/FVC	Índice de Tiffenau
FVC	Forced Vital Capacity
KB	Kilobytes
mA	Miliamperios
MHz	Megahercios
ml	Mililitros
ms	Milisegundos
mV	Milivoltios
PEF	Peak Expiratory Flow
PWM	Pulse-width modulation
Rx	Recepción
SEPAR	Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica
STA	Sociedad Torácica Americana
Tx	Transmisión
USB	Universal Serial Bus
Vcc	Voltios de corriente continua

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

Las enfermedades respiratorias son la principal causa de muerte y discapacidad en el mundo. Casi 65 millones de personas sufren de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), de las cuales, 3 millones mueren cada año, aproximadamente, por lo que es considerada como la tercera causa de muerte a nivel mundial. Se estima que 334 millones de personas sufren de asma, una enfermedad crónica que afecta en la mayoría a niños, constituyendo un 14% de ellos a escala global. La neumonía supone la principal causa de muerte entre niños menores de 5 años y mata a millones de personas anualmente (FIRS, 2017).

El pulmón es el órgano más vulnerable a la infección ya que está expuesto constantemente a productos químicos e infecciosos que se encuentran en las partículas del aire. Por ello, la prevención, el control y la promoción de la salud respiratoria debe ser una de las mayores prioridades en la toma de decisiones a nivel mundial.

El espirómetro es un instrumento médico usado para medir las capacidades y volúmenes pulmonares. Fue inventado en 1844 por el botánico y taxónomo inglés John Hutchinson, publicándose sus investigaciones en 1846 en el artículo “On the capacity of the lungs, and on the respiratory functions, with a view of establishing a precise and easy method of detecting disease by the spirometer” (Romero de Ávila et al., 2013). Hoy día, gracias al progreso tecnológico, se ha convertido en la pieza fundamental para el análisis y detección de enfermedades respiratorias, tales como el asma, EPOC y fibrosis quística, ya que se han desarrollado aparatos fiables, de fácil manejo y rápida interpretación.

1.2 Objetivos y alcance

El objetivo de este trabajo es desarrollar un prototipo de espirómetro portátil, de fácil uso y cómodo manejo, de forma que el paciente pueda realizar la prueba de espirometría en un entorno doméstico sin la supervisión de un profesional médico.

Atendiendo a la necesidad de reducir las constantes visitas a los centros hospitalarios, los pacientes con enfermedades respiratorias podrán realizar dicho ensayo desde casa, sin conocimientos previos sobre la interpretación de los resultados. Para ello, se diseña un dispositivo portátil, preciso y de rápido mantenimiento para la obtención del flujo respiratorio. El acondicionamiento de la señal se llevará a cabo a través de un circuito electrónico conectado a la placa electrónica Arduino UNO, donde se realizará el tratamiento y la adquisición de datos.

El control de la prueba, la obtención de los parámetros reales y teóricos, así como el almacenamiento de los mismos, será tarea de la aplicación Android que se conectará con la placa Arduino mediante conexión Bluetooth. De esta forma, se pretende que el paciente interactúe únicamente con dicha aplicación móvil por lo que el formato debe ser claro y conciso. De esta manera, se necesitarán, exclusivamente, conocimientos sobre su manejo, así como dominar la maniobra de realización de la prueba.

Por último, para un mayor análisis de los resultados del examen, además de los parámetros importantes, se mostrarán las gráficas resultantes con la ayuda de la herramienta Matlab. Los valores obtenidos, así como las gráficas simuladas, podrán ser exportadas a un archivo final con el objetivo de presentar los resultados ante el médico correspondiente.

1.3 Requisitos de diseño

1.3.1 Requisitos funcionales

- F.1 El sistema tiene que ser capaz de realizar la función de espirometría.
- F.2 El sistema debe incorporar un método para interactuar con el usuario.
- F.3 El sistema debe guardar los resultados y las gráficas obtenidas.

1.3.2 Requisitos de prestaciones

- F.1->P.1 El sistema debe representar las curvas de volumen (L) frente a tiempo (s) en una gráfica con límites variables según los máximos y mínimos obtenidos.
- F.1->P.2 El sistema debe representar las curvas de flujo (L/s) frente a volumen de aire (L) en una gráfica con límites variables según los máximos y mínimos obtenidos.
- F.1->P.3 El sistema debe indicar inicio y final de la prueba de espirometría.
- F.2->P.4 El sistema debe tener un apartado para seleccionar las características del paciente y de la prueba realizada. Las características requeridas son nombre, edad, sexo, altura, peso, número de prueba y fecha.
- F.3->P.5 El formato de los datos guardados deben ser tal que puedan consultarse en cualquier dispositivo.

1.3.3 Requisitos de aplicación

- A.1 Los datos deben ser fiables.
- A.2 El sistema debe ser fácil de usar para cualquier persona independientemente de su edad.
- A.3 El Sistema debe poder usarse de manera remota.

1.3.4 Requisitos de diseño

- D.1 El diseño de la pantalla debe ser claro e intuitivo.
- D.2 El sistema debe ser portable y de tamaño reducido.
- D.3 El sistema debe facilitar su despiece para acceder a los componentes internos para su correcto mantenimiento.

1.4 Descripción de subsistemas

A continuación, se describen los subsistemas utilizados en este proyecto. Además, en la Figura 1 se muestra un diagrama de bloques de los mismos.

- **Subsistema médico:** Se trata del dispositivo médico utilizado por el paciente para la realización de la prueba, el neumotacógrafo.
- **Subsistema electrónico:** La finalidad de este circuito es el acondicionamiento de la señal obtenida por el subsistema médico.
- **Subsistema de control:** Es el encargado del tratamiento y adquisición de datos. Para ello se usa la placa Arduino UNO.
- **Subsistema de conexión:** Esta estructura permite a Arduino conectarse con la aplicación móvil por medio de un módulo Bluetooth hc-05.
- **Subsistema de visualización y almacenamiento de datos:** El usuario interactúa con una aplicación Android para la realización de la prueba y el almacenamiento de los datos.
- **Subsistema de visualización y almacenamiento de gráficas:** Las gráficas obtenidas serán mostradas y almacenadas en este subsistema gracias a la herramienta Matlab.

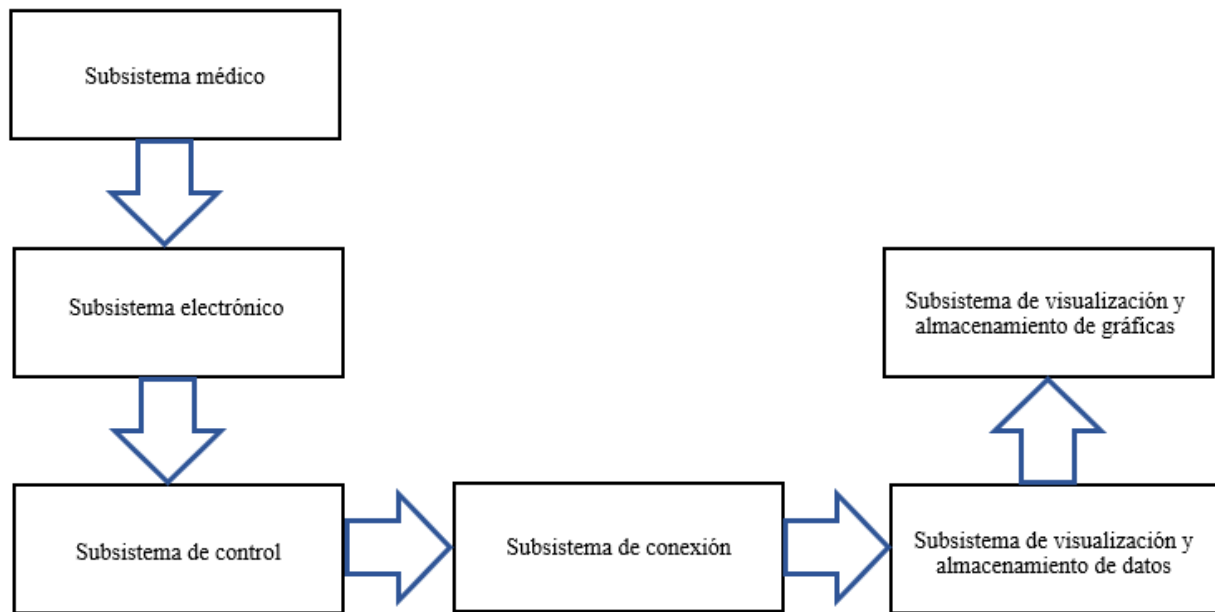


Figura 1. Diagrama de bloques del proyecto.

1.5 Organización del documento

En este documento se expondrá, en un primer lugar, en qué consiste la prueba de espirometría, la explicación de los parámetros importantes así como interpretación de las gráficas resultantes. Además, se detallará la maniobra de realización de la prueba para conseguir unos resultados óptimos.

Seguidamente, para la construcción del sistema de captación de flujo, el neumotacógrafo, se desarrollarán las leyes físicas que rigen el sistema respiratorio, así como los requisitos de diseño del mismo, distinguiendo entre los tipos que hay y detallando el elegido para nuestro proyecto.

A continuación, se redactará el proceso de diseño y desarrollo del espirómetro, los componentes utilizados en el circuito electrónico y las características de éstos.

Posteriormente, para el tratamiento y visualización de datos se detallarán las ecuaciones pertinentes para la correcta obtención de los resultados, así como un diagrama de flujo del funcionamiento completo de dicha captación de datos.

La monitorización de los resultados con Android se explicará de la misma manera con un diagrama de bloques y se mostrarán las instrucciones para el manejo de la aplicación.

La representación de las gráficas con Matlab también será explicada con un diagrama de flujo, mostrándose el código utilizado para conseguirlo, además de una breve explicación de su uso para que el usuario pueda realizarlo.

Se demostrará el correcto funcionamiento del sistema completo adjuntando pruebas con diferentes pacientes además de las diferentes pruebas que se han realizado a los componentes.

Por último, se expondrán las conclusiones finales y se propondrán varias mejoras para un trabajo futuro.

2 ESPIROMETRÍA FORZADA

La espirometría consiste en el análisis de las capacidades y volúmenes pulmonares y la rapidez de movilización de dichos volúmenes en circunstancias controladas y reproducibles. Existen dos tipos de espirometría: La espirometría simple, en la que el paciente realiza una espiración máxima no forzada tras una inspiración máxima; y la espirometría forzada, en la que se mide la cantidad de volumen de aire que hay en el pulmón durante una maniobra de espiración máxima forzada, es decir, en el menor tiempo posible, después de una inspiración máxima voluntaria y será en la que se centrará el siguiente documento.

Mediante este examen, se realiza una valoración objetiva de la función pulmonar, el tamaño de los pulmones y el calibre de los bronquios (Gutkowski, Lubiński y Zielonka, 2005), lo que resulta útil para detectar, caracterizar y cuantificar la severidad de diversas enfermedades pulmonares tales como el asma, EPOC, fibrosis quística o neumonía, entre otras.

2.1 Tipos de espirómetro

Los espirómetros se dividen en dos grandes grupos dependiendo de la señal primaria que midan, ya sea volumen o flujo. Los espirómetros de volumen son los que obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación, el flujo ventilatorio. Por otro lado, los espirómetros de flujo son los que obtienen directamente el flujo respiratorio y por integración de dicho flujo, el volumen respiratorio (Asbhy, 2006). Este trabajo se basará en los espirómetros de flujo, los neumotacógrafos.

2.2 Parámetros espirométricos

Las principales mediciones que resultan de utilidad en la espirometría son (Freire Sánchez, 2010):

- **FVC (Forced Vital Capacity):** Capacidad Vital Forzada (CVF); es el máximo volumen de aire exhalado a partir de una inspiración máxima, de manera que el paciente quede solo con el volumen de reserva en los pulmones. Se entiende como el volumen espiratorio forzado en el segundo 6 (FEV6) y es expresado en litros.
- **FEV1 (Forced Expiratory Volume in one second):** Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo (VEF1); es el volumen de aire exhalado en el primer segundo de una espiración forzada tras una inspiración máxima expresado en litros. Es el parámetro más significativo para la detección de la obstrucción del flujo aéreo.
- **FEV1/FVC: Índice de Tiffenau;** establece la relación en porcentaje entre el FEV1 y FVC. Este parámetro permite diferenciar los trastornos respiratorios de origen obstructivo y restrictivo.
- **FEF 25-75% (Forced Expiratory Flow 25%-75%):** Flujo Espiratorio Forzado (FEF 25-75%); representa la velocidad máxima del flujo espirado y mide el promedio de flujo entre el 25% y 75% de la FVC. Es independiente del esfuerzo espiratorio realizado y diagnostica alteraciones obstructivas. Se expresa en litros por segundo.

- **PEF (Peak Expiratory Flow):** Flujo Espiratorio Pico (FEP); es el máximo flujo de aire alcanzado con un máximo esfuerzo tras una inspiración máxima. Se expresa en litros por segundo. Los resultados pueden verse afectados en caso de enfermedades neuromusculares y lesiones obstructivas de laringe, tráquea, bronquios u obstrucción severa de las vías aéreas intratorácicas.

2.3 Factores condicionantes en el cálculo de valores predictivos de función pulmonar

A continuación, se muestran los diferentes factores a tener en cuenta que afectan en la obtención de los parámetros teóricos en la prueba de espirometría (Iñiguez y Sánchez, 2008).

2.3.1 Talla

A la hora de medir los volúmenes y flujos respiratorios, la talla es una variable muy significativa. Durante la niñez, la relación existente entre la altura y los volúmenes pulmonares comprenden una relación lineal, mientras que, en la adolescencia, debido al “estirón” puberal, el crecimiento pulmonar se ve retrasado con respecto al aumento de la estatura, por lo que durante este periodo se observa un cambio entre dicho volumen pulmonar y la talla.

En pacientes que sufren enfermedades que afecta a la estatura, tales como la cifoescoliosis o alguna enfermedad neuromuscular que impide el bipedismo, la talla debe sustituirse por la envergadura.

2.3.2 Edad

En la mayoría de las ecuaciones de predicción de volúmenes pulmonares se incluye únicamente la talla debido a la amplia variación de esta en los patrones de crecimiento. Para aquellos que utilizan, además de la talla, tanto la edad como el peso, el intervalo de confianza de estas ecuaciones no siempre se estrecha.

La función pulmonar se incrementa de manera lineal hasta la aparición del “estirón” puberal (a los 10 años en las niñas aproximadamente y a los 12 en los niños). Como se ha explicado anteriormente, en este periodo, el crecimiento pulmonar se ve retrasado con respecto al aumento de talla, sin embargo, se ha observado un pico 18 meses posterior a dicho “estirón”. En los varones, a diferencia de las mujeres, el tamaño de la caja torácica aumenta considerablemente tanto su altura como su anchura.

A partir de la madurez, aproximadamente entre los 20 y 25 años, todos los índices comienzan a decrecer a razón de la edad. Sin embargo, resulta difícil valorar únicamente la influencia de la edad en esto ya que también ocurre un descenso progresivo de la altura.

2.3.3 Peso

Tal como se ha mencionado anteriormente, la mayoría de los estudios consideran únicamente la talla. Sin embargo, para aquellos en los que se tiene en cuenta el peso, en el caso de obesidad, se ha visto una disminución de los valores de los volúmenes pulmonares, por lo que a la hora de determinar los valores predictivos se ha de evitar seleccionar sujetos con dicha característica.

2.3.4 Género

A partir de la edad escolar, en general, se observa una diferencia en los valores pulmonares atendiendo al sexo, siendo superior en los varones, a excepción del cociente FEV1/FVC que es superior en las mujeres. Esto es debido, como se ha explicado con anterioridad, al aumento del tamaño del tórax en los niños.

2.3.5 Raza

Atendiendo a la raza, se muestran diferencias significativas en el cálculo de volúmenes y flujos respiratorios. La raza negra presenta unos volúmenes de hasta 23% inferiores con respecto a la raza blanca. De la misma manera, los orientales e indios también presentan cifras inferiores a los blancos, por lo que sería necesario utilizar un factor de corrección.

2.3.6 Tabaquismo

La función pulmonar disminuye debido al tabaquismo, por lo que, a la hora de definir los valores normales de volúmenes pulmonares, se ha de seleccionar sujetos no sometidos al tabaquismo activo.

2.3.7 Altitud

Existen estudios que muestran unos mayores valores de función pulmonar en personas que han nacido y crecido en altas altitudes con respecto a personas originarias de baja altitud.

2.4 Valores de referencia para la espirometría forzada

Desde 1985, en España, se utilizan las tablas de la Sociedad Española de Neumología, SEPAR, donde se han determinado las ecuaciones de predicción de los volúmenes pulmonares para la espirometría forzada, atendiendo a la edad, talla, peso y sexo.

En la normativa más reciente sobre espirometrías, SEPAR establece la recomendación de usar los valores de referencia de Casan et al para niños (edad entre 6 y 20 años) (Casan et al., 2013) y los valores predictivos de Roca et al para adultos (edad entre 20 y 65 años) (Roca et al., 1998). Teniendo esto en cuenta, en la Tabla 1, se muestran los parámetros espirométricos CVF, FEV1, FEV1/CVP, FEF 25-75% y PEF.

Tabla 1. Valores de referencia para la espirometría forzada.

VARIABLE	SEXO	ECUACIÓN (6-20 años)
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
FEF 25-75%	M	0,038 T+0,140 E-4,33
	F	0,046 T+0,051 E-4,30
PEF	M	0,075 T+0,275 E-9,08
	F	0,073 T+0,134 E-7,57
VARIABLE	SEXO	ECUACIÓN (20-65 años)
FVC	M	0,0678T-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
FEF 25-75%	M	0,0392 T-0,0430 E-1,16
	F	0,0230 T-0,0456 E-1,11
PEF	M	0,0945 T-0,0209 E-5,77
	F	0,0448 T-0,0304 E+0,35
M: masculino; F: femenino T: talla (cm); P: peso (kg); E: edad (años)		

2.5 Realización de la prueba de espirometría

2.5.1 Requisitos para realizar la prueba de espirometría

La espirometría es la prueba fundamental para conocer el estado de la respiración. Se utiliza tanto en el seguimiento como en el diagnóstico de enfermedades, así como valoraciones preoperatorias, evaluación del ejercicio físico o deshabituación tabáquica entre otras, siguiendo, cada una de ellas, su protocolo específico.

Si se trata de una espirometría de seguimiento, el paciente no debe realizar ejercicio energético antes de la prueba, ni consumir alimentos copiosos 2 horas antes o tomar sustancias tóxicas. Sin embargo, debe continuar con su tratamiento correspondiente (Romero de Ávila et al., 2013).

Por otra parte, para realizar correctamente el examen de espirometría con fines diagnósticos hay que tener una serie de consideraciones previas que se muestran en las tablas que se exponen a continuación (Romero de Ávila et al., 2013).

Tabla 2. Actividades a evitar antes de una espirometría diagnóstica.

Actividades	Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Ejercicio vigoroso	Al menos 30 minutos	
Fumar	Al menos 1 hora	
Ingerir comida abundante	Al menos 2 horas	
Estimulantes del SNC (café, teína)	Al menos 4 horas	
Depresores del SNC (alcohol, benzodiazepinas)	Al menos 4 horas	

Tabla 3. Uso de broncodilatadores antes de una espirometría diagnóstica.

Broncodilatadores		Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Broncodilatadores agonistas β_2 de acción corta (En inglés, Short-acting β_2 -agonists o SABA)	Salbutamol (Albuterol): Aldobronquial®, Buto Air®, Salbuair®, Salbutamol Aldo Union®, Salbutamol Sandoz®, Ventilastin®, Ventoaldo®, Ventolin®.	Al menos 6 horas	
	Terbutalina: Tedipulmo®, Terbasmin®.		
Broncodilatadores anticolinérgicos de acción corta (En inglés, Short-acting muscarinic antagonists o SAMA)	Bromuro de ipratropio: Atroaldo®, Atrovent®, Bromuro de ipratropio Aldo Union®, Bromuro de ipratropio Teva®.	Al menos 6 horas	
Broncodilatadores β_2 de acción larga (En inglés, Long-acting β_2 -agonists o LABA)	Clenbuterol: Ventolase®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Formoterol: Broncoral®, Foradil®, Formatrix®, Formoterol Aldo Union®, Formoterol Stada®, Neblik®, Oxis®.		
	Salmeterol: Beglan®, Betamican®, Inaspir®, Serevent®.		
Broncodilatadores anticolinérgicos de acción larga (En inglés, Long-acting muscarinic antagonists o LAMA)	Bromuro de acilidinio: Eklira®, Bretaris®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Bromuro de glycopyrronio: Seebri®, Enurev®.	Al menos 36 horas	Al menos 24 horas
	Tiotropio: Spiriva®.	Al menos 36 horas	Al menos 24 hoas
Broncodilatadores β_2 con efecto de 24 horas (En inglés, Ultra-long-acting β_2 -agonists o Ultra-LABA o ULABA)	Orales	Bambuterol: Bambec®.	Al menos 24 horas
	Inhalados	Indacaterol: Hirobriz®, Onbrez®, Oslif®.	

Tabla 4. Uso de Metilxantinas antes de una espirometría diagnóstica.

Metilxantinas		Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Metilxantinas en forma convencional	Teofilina forma convencional: Elixifilin®, Eufilina Venosa®.	Al menos 6 horas	
Metilxantinas en forma retard	Teofilinas forma retard: Pulmeno®, Teromol®, Theo Dur®, Theolair®, Theoplus®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas

Tabla 5. Uso de corticoides antes de una espirometría diagnóstica.

Corticoides		Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Corticoides inhalados (En inglés, Inhaled corticosteroids o ICS)	Beclometasona: Becló Asma®, Beclforte®, Becotide®.	No influyen	
	Budesonida: Budesonida Aldo Union®, Budesonida Easyhaler®, Budesonida Pulmictan®, Miflonide®, Novopulm®, Olfex®, Pulmicort®, Ribujet®.		
	Ciclesonida: Alvesco®.		
	Fluticasona: Flixotide®, Flusonal®, Inalacor®, Trialona®.		
	Mometasona: Asmanex®.		
Corticoides orales o parenterales			

Tabla 6. Asociaciones antes de una espirometría diagnóstica.

Asociaciones		Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Asociaciones de broncodilatador + corticoide inhalado: Siempre en función del broncodilatador	Beclometasona / Formoterol: Formodual®, Foster®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Beclometasona / Salbutamol: Butosol®.	Al menos 6 horas	
	Budesonida / Formoterol: Rilast®, Symbicort®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Salmeterol / Fluticasona: Anasma®, Brisair®, Inaladuo®, Plusvent®, Seretide®		
Asociaciones de broncodilatadores inhalados: Siempre en función del broncodilatador de acción más prolongada que contenga	Ipratropio / Salmeterol: Combiprasal®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Formoterol / Adidinio	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Indacaterol / Glycopirronio: Ultibro®, Xoterna®.	Al menos 36 horas	Al menos 24 horas
Asociaciones con broncodilatador por vía oral o parenteral: Siempre en función del broncodilatador de acción más prolongada que contenga	Betametasona / Diprofilina / Guaifenesina: Bronsal®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Cromoglicato disódico / Isoprenalina: Frenal Compositum®.	Al menos 6 horas	
	Guaifenesina / Terbutalina: Terbasmin Expectorante®.	Al menos 6 horas	
Asociaciones por vía percutánea	Alcanfor / Esencia de Cedrus deodora / Nuez moscada / Trementina / Mentol / Eucalipto / Timol / Vaselina: Vicks VapoRub®.	No influye	

Tabla 7. Uso de otros fármacos respiratorios antes de una espirometría diagnóstica.

Otros fármacos respiratorios		Antelación recomendada	Antelación mínima admisible
Cromonas	Cromoglicato disódico: Frenal®, Nebulasma®, Nebulcrom®.	Al menos 24 horas	Al menos 12 horas
	Nedocromilo: Tilad®.		
Antiasmáticos sistémicos	Montelukast: Singulair®.	No influyen	
	Zafirlukast: Accolate®, Aeronix®, Olmoran®.		
Inhibidores de la fosfodiesterasa-4	Roflumilast: Daxas®, Libertek®.		
Antigripales			
Antitusígenos			
Antihistamínicos			
Antibióticos			
Mucolíticos y expectorantes			
Alfa-1-antitripsina: Prolastina®, Trypsone®.			
Dornasa Alfa (DNAasa): Pulmozyme®.			

2.5.2 Maniobra de realización de la prueba de espirometría forzada

Antes de comenzar con realización de la prueba, se debe explicar al paciente en qué consiste y qué es lo que debe hacer; de esta manera, su colaboración hará que los resultados sean más satisfactorios. Es de utilidad dar órdenes enérgicas durante el examen y colaborar activamente para conseguir unos resultados óptimos.

A continuación, se exponen las indicaciones para una correcta maniobra (Bercedo et al., 2015):

- Mantener al paciente en reposo durante al menos 15 minutos antes de realizar la prueba.
- Adoptar la postura correcta: sentado con la cabeza ligeramente levantada, con la espalda recta, sin cruzar las piernas y sin ropa ajustada u otros elementos que puedan obstruir o dificultar el paso del aire.
- Utilizar pinzas nasales que eviten que se escape el aire.
- Colocar la boquilla entre los dientes, sellándola con los labios para evitar el flujo de aire.
- Pedir al paciente que realice unas cuatro respiraciones de manera relajada.
- Posteriormente, realizar una inspiración máxima voluntaria durante 2 segundos máximo. Es importante no inspirar durante más tiempo del indicado ya que las fibras musculares pierden su elasticidad y no se ejerce la fuerza espiratoria correcta.
- Seguidamente, llevar a cabo una espiración máxima forzada durante 6 segundos (3 segundos en niños menores de 6 años) hasta dejar únicamente el volumen de reserva en los pulmones.
- Desechar los resultados obtenidos si se realiza la prueba de manera indebida.
- La prueba es concluida cuando se disponen de tres resultados válidos y dos reproducibles.

2.5.3 Criterios de reproductibilidad de las curvas espirométricas

Como se mencionado en el apartado anterior, la prueba se concluye cuando se obtienen tres maniobras aceptables, en un máximo de ocho, y dos reproducibles (Bercedo et al., 2015).

Más de ocho maniobras agotará al paciente de manera que difícilmente se obtengan mejores resultados. Además, se debe reposar unos minutos entre intentos, por lo que se puede alargar el tiempo de realización de

la espirometría (se estima que entre el 10-20% de la población no es capaz de llevar a cabo la técnica de realización del examen por muchos intentos que se repitan). Por otro lado, menos de tres maniobras puede provocar errores debido a la falta de entrenamiento del paciente.

Se consideran resultados reproducibles si se obtienen, al menos, dos curvas con una variación entre ellas (entre el FEV1 y la FVC) menor o igual a 150 ml y al 5%.

2.5.4 Errores frecuentes de la prueba de espirometría

A la hora de realizar la espirometría, hay que tener en cuenta una serie de errores comunes que invalidan los resultados:

- Postura incorrecta. Si el paciente se inclina hacia delante se ejercería fuerza con el abdomen, falseando los resultados.
- Maniobra demasiado corta.
- Tos.
- Sellar incorrectamente la boquilla con los labios, lo que permitiría el escape del flujo de aire.
- Taponar la boquilla con la lengua.
- Esfuerzos múltiples en lugar de un único esfuerzo máximo.
- Reinhalación de aire.
- Vacilación al comienzo de la prueba.
- Ejercer fuerza con la boca en lugar de con los pulmones.

2.5.5 Valores normales de los resultados espirométricos

En la siguiente tabla se muestran las cifras normales de una espirometría, comparando los resultados reales con los teóricos (Casan et al, 2013).

Tabla 8. Valores normales de los resultados espirométricos

PARÁMETRO	VALOR
FVC	80-120%
FEV1	80-120%
FEV1/FVC	>70%
FEF 25-75%	>60%

2.5.6 Severidad de los resultados

El uso de una clasificación con diferentes grados de severidad facilita el diagnóstico y seguimiento del paciente. Para ello, según la normativa SEPAR, se comparan FVC y FEV1 con respecto al valor de referencia (Sanchís Aldás et al, 1997).

Tabla 9. Clasificación de la severidad de los resultados espirométricos

NIVEL DE SEVERIDAD	FVC, FEV1% valor de referencia
Leve	Hasta el 65%
Moderado	50%-64%
Severo	35%-49%
Muy severo	<35%

2.5.7 Patrones obstructivos, restrictivos y mixtos

Según el análisis de los distintos parámetros espirométricos obtenidos, las alteraciones ventilatorias se pueden clasificar de tipo obstructivo, no obstructivo (restrictivo) o mixto (Rojo y Gaitano, 2016). A continuación, se muestra una tabla donde se expone esta comparación.

- Patrón obstructivo: el paciente presenta una obstrucción a la salida del aire, lo que significa que el flujo espiratorio es menor, lo que provoca un mayor tiempo de espiración.
- Patrón restrictivo: el paciente presenta una disminución en la capacidad de acumular aire. Sin embargo, los flujos son normales ya que no existe ninguna obstrucción a la salida.
- Patrón mixto: es una combinación de los anteriores.

Tabla 10. Patrones obstructivos, restrictivos y mixtos.

PARÁMETRO	Obstructivo	Restrictivo	Mixto
FVC	Normal o ligeramente disminuida	Muy disminuida (<70%)	Disminuida (<70%)
FEV1	Disminuido (<80%)	Disminuido o normal	Disminuida (<80%)
FEV1/FVC	Disminuido (<75-80%)	Normal o aumentado	
FEF 25-75%	Muy disminuido (65%)	Disminuido o normal	

2.6 Curvas espirométricas

En el siguiente apartado se van a exponer las curvas espirométricas resultantes de la realización de la prueba de espirometría forzada, así como la interpretación de las mismas (Carvajal Ureña y Blanco González, 2005).

2.6.1 Curva espirométrica volumen/tiempo

La mejor curva para entender la prueba espirométrica es la de volumen/tiempo, que representa la cantidad de aire espirado en cada instante de tiempo. El volumen es obtenido por integración del flujo en el tiempo.

Como se observa en la Figura 2, la mayor parte del aire que contienen los pulmones es exhalado en el primer segundo, lo que corresponde con el parámetro FEV1. Tras los 5 segundos restantes que dura la prueba espirométrica, el aire sigue saliendo de los pulmones de manera que el paciente quede solo con el volumen de reserva, obteniéndose así la FVC. Se aprecia que este último valor difiere muy poco del FEV1, ya que, como se ha explicado anteriormente, se ha espirado casi todo el aire de los pulmones en el primer segundo.

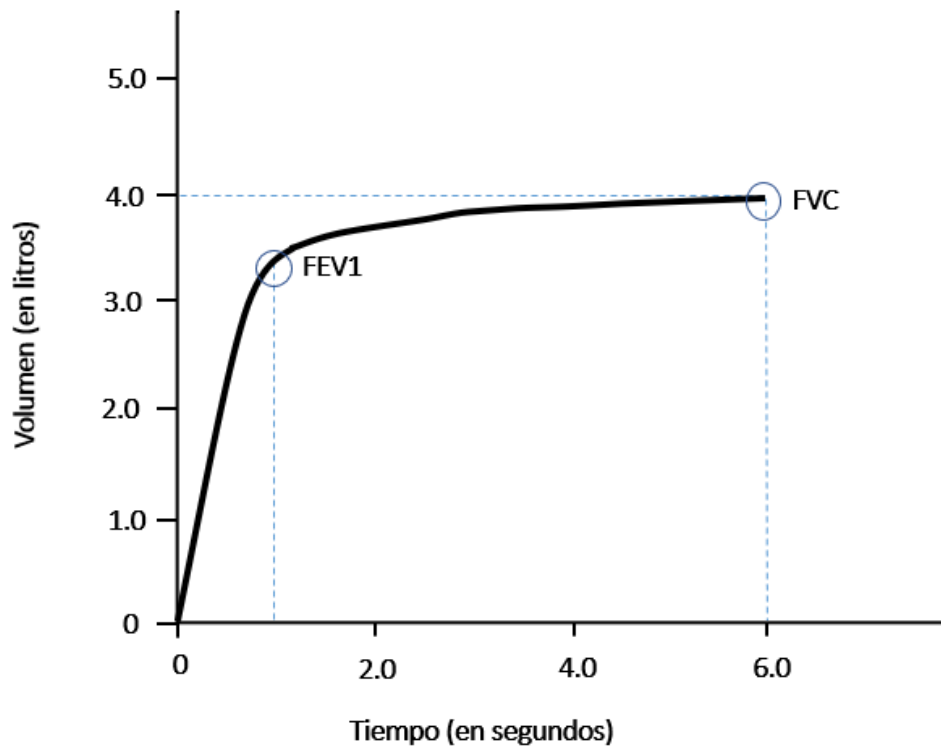


Figura 2. Gráfica Volumen/Tiempo.

Resulta sencillo reconocer a simple vista si existe algún tipo de obstrucción en el paciente. Como se muestra en la Figura 3 y acorde a la Tabla 10 (descrita en el punto anterior), el parámetro FEV1 es menor que el correspondiente a un paciente sano, siendo FVC ligeramente disminuido.

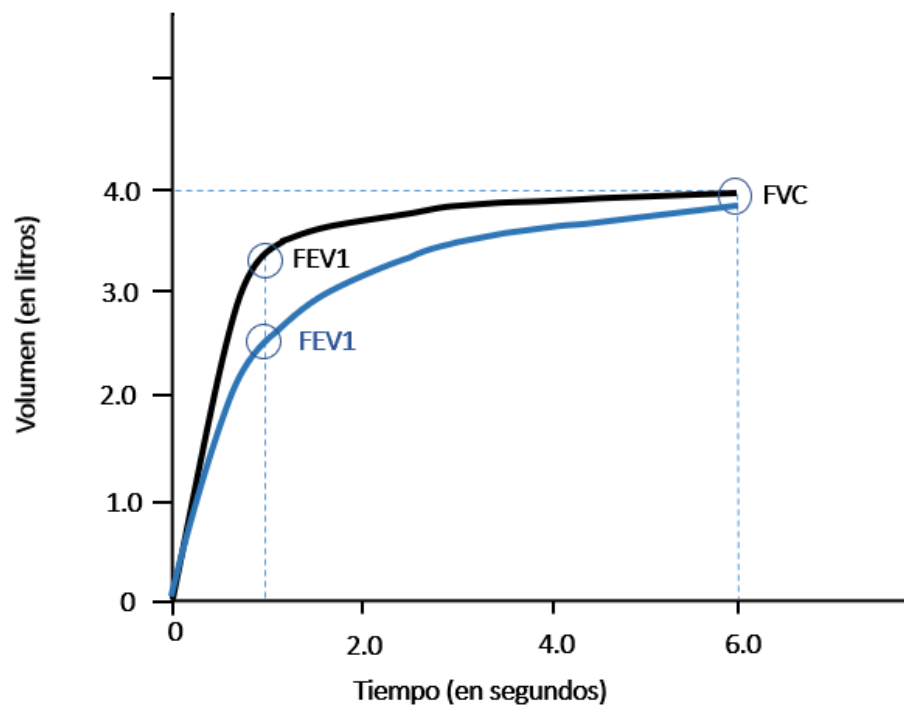


Figura 3. Obstrucción en la gráfica Volumen/Tiempo.

2.6.2 Curva espirométrica flujo/volumen

Por otro lado, de la prueba de espirometría, se obtiene la curva flujo/volumen, mostrada en la Figura 4. Como se observa en dicha curva, obtenemos el PEF antes de llegar al 25% del flujo de aire espirado FEF25%.

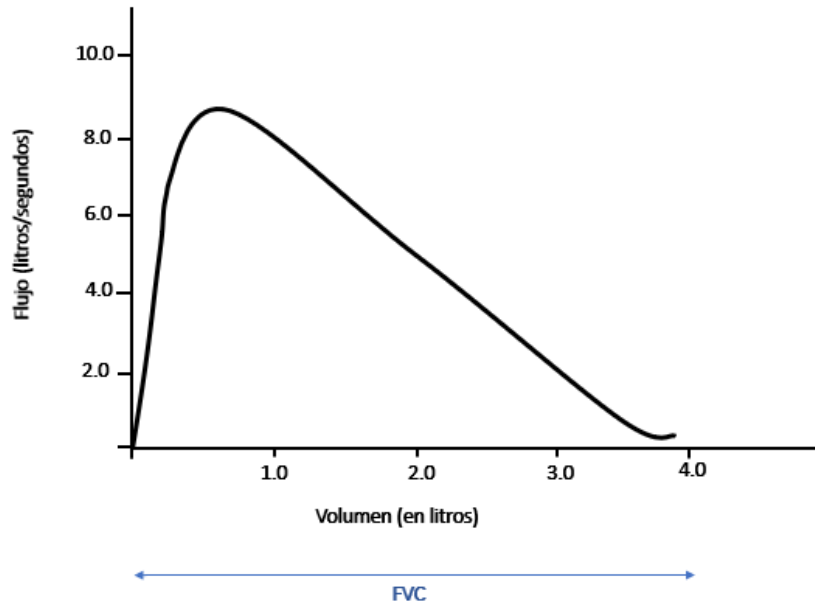


Figura 4. Gráfica Flujo/Volumen.

De la misma manera que en la gráfica volumen/tiempo, resulta muy intuitivo detectar una obstrucción en el paciente debido a la concavidad típica que se muestra en la Figura 5. Esto corresponde a la notable disminución del FEF 25-75% con respecto a un paciente sano.

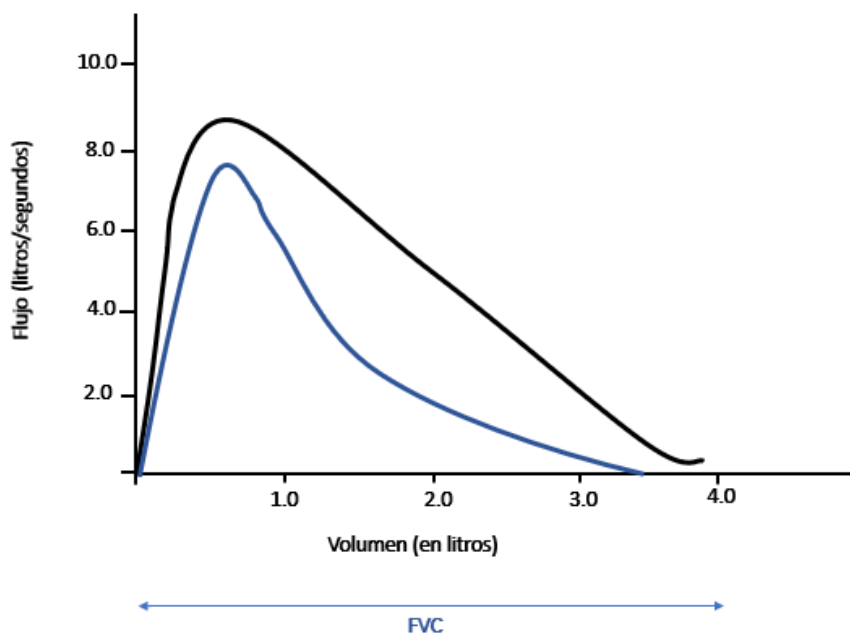


Figura 5. Obstrucción en la gráfica Flujo/Volumen.

3 LEYES FÍSICAS DEL SISTEMA RESPIRATORIO

3.1 Flujo respiratorio

El movimiento del aire al respirar presenta dos tipos de flujo: laminar y turbulento (Martín, Salcedo y Font, 2011). El flujo laminar o corriente laminar es el movimiento de un fluido en el que las partículas se mueven de manera uniforme y regular, sin mezclarse, a lo largo de láminas paralelas debido a la acción de la viscosidad. El estudio de este tipo de flujo está descrito por la ley de Poiseuille.

Por otro lado, en el flujo turbulento las partículas se mueven de manera desordenada en todas las direcciones, chocando unas con otras, de forma que resulta imposible conocer la trayectoria individual de cada partícula. La medición de la turbulencia está descrita por el número de Reynolds.

3.2 Número de Reynolds

El número de Reynolds, descrito por Osborne Reynolds en 1883, es un número adimensional usado en la mecánica de fluidos y fenómenos de transporte para caracterizar el movimiento de un fluido. Como todo número adimensional es un cociente, una comparación. La importancia del mismo reside en la capacidad de clasificar el líquido atendiendo al régimen con el que fluye. De acuerdo a esto, se considera flujo laminar cuando el número de Reynolds es inferior a 2000, de transición cuando está comprendido entre 2000 y 4000 y turbulento cuando es superior a 4000.

Reynolds observó que el tipo de flujo adquirido por un fluido que fluye dentro de una tubería depende de la velocidad del líquido, el diámetro de la tubería y de algunas propiedades físicas del fluido (Jaramillo y Cárdenas, 2015). De esta manera, la fórmula que describe el número de Reynolds a través de un tubo es:

$$R_e = \frac{\rho V_s D}{\mu} = \frac{V_s D}{\nu} \quad (1)$$

donde:

R_e : Número de Reynolds

D : diámetro de la tubería (m)

ρ : densidad del fluido (kg/m^3)

V_s : velocidad característica del líquido (m/s)

ν : viscosidad cinemática del fluido (m^2/s) $\times 10^{-5}$

μ : viscosidad dinámica del fluido (kg/m.s) $\times 10^{-5}$

3.3 Ley de Poiseuille

La ley de Poiseuille (conocida también como ecuación de Hagen-Poiseuille tras los experimentos llevados a cabo por Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen en 1839) es la ley que permite determinar el flujo laminar de un líquido que discurre a través de un tubo cilíndrico de sección circular constante, con una viscosidad y una velocidad característica (Martín Domingo, A. 2011). La ley de Poiseuille es la siguiente:

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

donde:

φ : flujo del líquido (m^3/s)

v : volumen de un líquido transferido en el tiempo t (m^3)

R : radio interno del tubo (m)

ΔP : Diferencia de presión entre los dos puntos (Pa)

x : vector de dirección del flujo (m)

μ : viscosidad dinámica del fluido ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$) $\times 10^{-5}$

L : longitud del tubo (m)

4 NEUMOTACÓGRAFO

A la hora de establecer si una persona sufre de alguna enfermedad respiratoria, resulta importante conocer la diferencia de presión existente en el sistema respiratorio, es decir, la diferencia de presión entre el medio ambiente y el interior del pulmón, de acuerdo con el procedimiento de intercambio de gases necesario para la respiración (Lucerna, 2004).

4.1 Definición de neumotacógrafo

Los neumotacógrafos son sensores de flujo a través de los cuales, el caudal de aire o flujo respiratorio incidente produce una diferencia de presión. Dicha diferencia es medida a través de transductores de presión diferencial para lograr su procesamiento eléctrico.

La estructura es la que se muestra en la Figura 6.

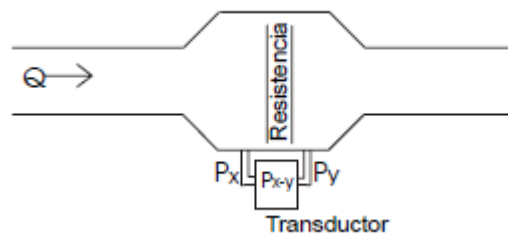


Figura 6. Estructura de un neumotacógrafo.

En la boquilla del neumotacógrafo se coloca una resistencia llamada neumotacómetro, de tal forma que, análogo a un circuito eléctrico, se produce una diferencia de presión a ambos lados de dicha boquilla. Esta diferencia de presión, como se ha dicho anteriormente, es medida por un transductor de presión.

4.2 Tipos de neumotacógrafo

De acuerdo a la resistencia que se coloca en la boquilla podemos clasificar los diferentes tipos de neumotacógrafos:

- Neumotacógrafo de turbina.
- Neumotacógrafo de gradiente térmico.
- Neumotacógrafos ultrasónicos.
- Neumotacógrafos de resistencia neumáticas
o Neumotacógrafo de Freisch.
o Neumotacógrafo de Lilli

Resulta de mayor interés la explicación de los neumotacógrafos de resistencia neumática, ya que son en los que se basa el siguiente documento. Dichos sensores de flujo provocan una caída de presión proporcional al flujo que pasa a través de la resistencia. Son los más usados debido a su practicidad, costo y durabilidad. Dentro de ellos, se distinguen:

- **Tipo Fleisch.** La resistencia es implementada con tubos capilares de 1-2 centímetros de diámetro y 3-5 centímetros de longitud, tal como se expone en la Figura 7.

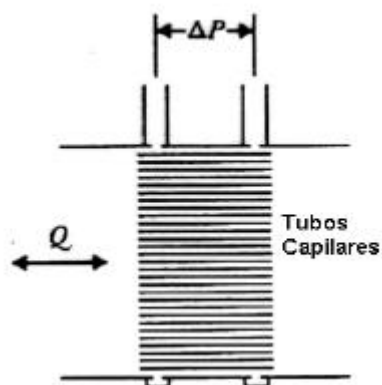


Figura 7. Neumotacógrafo de Fleisch.

- **Tipo Lilli.** El funcionamiento es el mismo que el de tipo Fleisch, pero los tubos capilares son sustituidos por membranas, tal como se presenta en la figura 8.

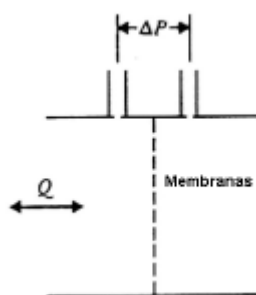


Figura 8. Neumotacógrafo de Lilli.

4.3 Especificaciones técnicas de los neumotacógrafos

Como requisitos básicos de la Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica (SEPAR) (Romero de Ávila et al, 2013) y la Sociedad Torácica Americana (STA) (Toledo et al., 2001), para los espirómetros de flujo o neumotacógrafos se tiene:

- Deben garantizar la medición de flujo en la gama de 0 ± 12 L/s, con exactitud de 0,2 L/s.
- Medir volúmenes desde 0.5 hasta 8 litros y un flujo de 0 a 14 litros/seg, con un volumen mínimo detectable de 30 ml.
- Los sensores de presión diferencial deben ser lineales, con compensación de temperatura y medir en la gama ± 196.133 Pa
- Registro gráfico simultáneo, con visualización en pantalla.
- Impresión de resultados, ya sea en formato PDF pudiendo adjuntarlo al historial clínico del paciente o en papel.

Además, es necesario revisar el espirómetro periódicamente y volver a calibrarlo. Esta periodicidad cambia según el uso del dispositivo. Todos los espirómetros deben de ser recalibrados después de los procesos de limpieza y desinfección.

4.4 Requisitos de limpieza

Se debe realizar una limpieza diaria del neumotacógrafo, presentando especial atención a las partes expuestas a la respiración del paciente (Álvarez et al., 2009). Para ello, se utiliza agua y jabón neutro, lavando cuidadosamente los tubos, conexiones y boquillas. Las boquillas deben ser de uso individual pero no necesariamente desechables. Además, es de importancia que la estructura sea desmontable para poder realizar la completa limpieza del dispositivo de manera cómoda y eficaz.

Tras el lavado, es conveniente secarlo con un secador de mano para evitar dejar partículas no deseables.

5 DISEÑO Y DESARROLLO DEL ESPIRÓMETRO

5.1 Construcción del neumotacógrafo

Atendiendo a los requerimientos y objetivos del proyecto, así como los requisitos de limpieza anteriormente mencionados, se ha diseñado un neumotacógrafo portátil, desmontable, de bajo costo, gran durabilidad, fácil manejo y exactitud. Para cumplir con estas especificaciones, se ha implementado un neumotacógrafo de flujo de resistencia neumática tipo Lilli.

Su construcción se basa en el esquema de la Figura 9.

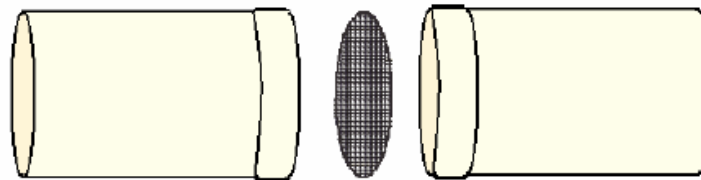


Figura 9. Esquema básico de un neumotacógrafo tipo Lilli.

Para ello, se han empleado dos tubos de PVC de sección circular constante, de 4.5 centímetros de largo (cada uno) y 2 de diámetro interno. Dichos tubos hacen la función de conductor de aire espirado y de aislante de corrientes externas. En el centro de ellos, como resistencia neumática, se ha colocado una malla de fibra sintética acompañado de una rejilla, de forma que, desempeña la función de neumotacógrafo tipo Lilli (Beltrán Rodríguez, 2013). Dicha rejilla está compuesta por orificios de 1 milímetro de diámetro con separación, también, de 1 milímetro.

En dichos tubos, se han realizado dos aberturas de 7 milímetros de diámetro con una separación de 3.5 centímetros, por donde se introducirán dos tubos de 8 centímetros de largo que irán conectados al sensor de presión diferencial escogido, MPX2050DP.

Con el fin de poder desmontar el dispositivo de manera sencilla, se han utilizado tubos de mayor diámetro (2.2 centímetros) para unir unas piezas con otras. El diseño completo también cuenta con un soporte para sujetar cómodamente el neumotacógrafo a la hora de realizar el examen. Además, se ha incorporado una boquilla desechable de PVC de 1.5 centímetros de largo y 3 de diámetro, de forma que, ayude al paciente a la colocación de los labios alrededor de dicha boquilla para ejecutar correctamente la maniobra de espirometría.

Por otra parte, para poder aplicar la ley de Poiseuille para obtener el flujo, se debe garantizar que este sea laminar. Para ello, ya que resulta imposible caracterizar el número de Reynolds debido a la variabilidad de los valores del fluido según el paciente, se ha incorporado una rejilla en la boquilla de orificios de 1 milímetro, separados 1 milímetro entre ellos. De esta manera se asegura que el flujo sea laminar en la realización de la prueba.

El dispositivo completo se muestra en la Figura 10 y Figura 11.



Figura 10. Construcción completa del neumotacógrafo.



Figura 11. Piezas usadas en el neumotacógrafo.

5.2 Sensor de presión diferencial

La señal de flujo adquirida por el neumotacógrafo es medida por un transductor de presión diferencial, que compara la presión existente antes y después de la resistencia neumática.

Para la elección de este sensor se han comparado las algunas características de importancia del MPX2010DP y MPX2050DP, tal como se muestra en la Tabla 11.

Tabla 11. Comparación de los sensores de presión diferencial.

PARÁMETROS	MPX2010DP	MPX2050DP
Sensibilidad	3.5 mV/kPa	0.8 mV/kPa
Offset	20 mV	±1mV
Rango de presión	0-10kPa (0 to 1.45 psi)	0-50kPa (0- 7.25 psi))
Rango de salida	0-35mV	0-40mV

Debido a esto, la opción escogida es el sensor de presión diferencial MPX2050DP; un transductor con compensación de temperatura que mide en el rango de 0 a 50kPa (0-7.25 psi). Los dispositivos de la serie MPX2050 son sensores de presión piezo-resistivos de silicio que proporcionan una salida de tensión de alta precisión y lineal, directamente proporcional a la presión aplicada, siendo utilizado en instrumentación médica (datasheet 1). Además, cuenta con una sensibilidad de 0.8 mV/kPa y un offset de ± 1 mV, lo que resulta muy beneficioso para el diseño del espirómetro.

En la Figura 12 se muestra la comparación entre la salida y la presión diferencial.

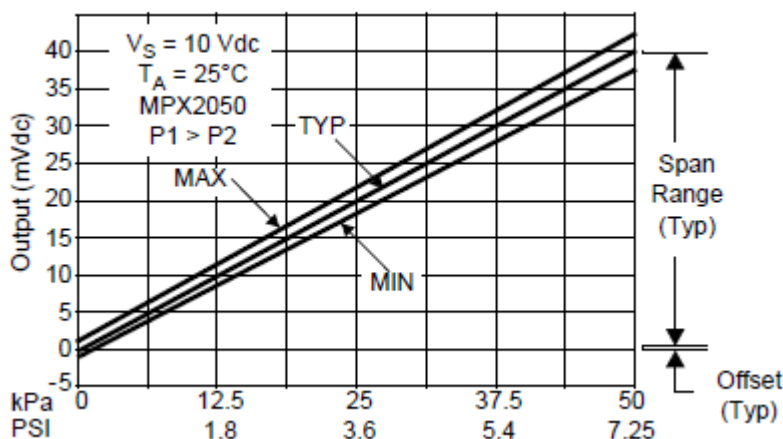


Figura 12. Salida versus Presión diferencial

5.3 Amplificador

Según las especificaciones técnicas de los espirómetros anteriormente mencionadas, se debe cumplir con:

- Deben garantizar la medición de flujo en la gama de $0 \pm 12 \text{ L/s}$, con exactitud de $0,2 \text{ L/s}$.
- Los sensores de presión diferencial deben ser lineales, con compensación de temperatura y medir en la gama $\pm 196.133 \text{ Pa}$.

De acuerdo con la segunda indicación, el rango de presión debe ser igual a $\pm 196.133 \text{ Pa}$ y estar compensado con la temperatura. El rango de medición del transductor escogido es mucho mayor que el requerido, además es lineal y está compensado con la temperatura, sin embargo, la sensibilidad es menor. Esto se resuelve con una amplificación de la etapa de acondicionamiento (Beltrán Rodríguez, 2013).

El amplificador de instrumentación AD620ANZ es un dispositivo de bajo costo y de alta precisión, que requiere solo una resistencia externa para establecer la ganancia de 1 a 10.000. Además, el bajo nivel de ruido, la corriente de polarización de entrada baja y la baja potencia, hace que sea muy adecuado para aplicaciones médicas (datasheet 2).

Con la ayuda de la fórmula dada por el amplificador para ajustar la ganancia, se ha amplificado la señal 727 veces, con una R_G de 68Ω . De esta manera, el rango de salida transductor de presión diferencial (0-40mV) aumenta de 0 a 29V.

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3)$$

donde:

R_G es la resistencia escogida colocada entre los pines 1 y 8

El tratamiento y adquisición de datos se llevará a cabo por la placa Arduino UNO, dicha placa electrónica admite voltajes positivos de 0 a 5V. Sin embargo, esta amplificación resulta útil en este proyecto, ya que el rango de presión del ser humano no supera los 2174.54 Pa (según la Tabla 1 anteriormente dada donde se exponen los valores de referencia para la espirometría forzada). De esta manera, atendiendo a la posibilidad de realizar de forma errónea la prueba espirométrica, lo que supondría presiones superiores, la aplicación para la que ha sido diseñada nunca superará los 5 voltios de entrada admitidos por Arduino.

5.4 Rectificador de media onda

Tal como se ha mencionado en el apartado anterior, la placa electrónica Arduino UNO no soporta tensiones negativas, por lo que es necesario utilizar un rectificador de media onda. El escogido para este caso es el diodo rectificador 1N4007 (datasheet 3). Esto no supone ningún inconveniente en la realización de la prueba, ya que, solo se miden los flujos positivos provenientes de la espiración. Sin embargo, es importante realizar esta rectificación para el ejercicio de inspiración máxima y para evitar los flujos bidireccionales.

5.5 Sumador de tensión

Anterior al rectificador, se dispuso un sumador de tensión para compensar los 600 mV DC de consumo del diodo necesarios para permitir el paso de corriente. Por ello, se ha utilizado el amplificador operacional LF353N (datasheet 4).

El esquema de un sumador de tensión se muestra en la Figura 13. Su principio de funcionamiento básico indica que, si todas las resistencias son iguales, la salida será la suma de los voltajes de entrada. De esta manera, se han escogido resistencias de 10k Ω para su construcción.

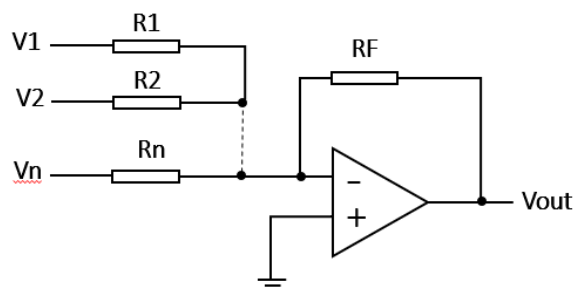


Figura 13. Sumador de tensión

$$V_{out} = -R_F \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (4)$$

$$\text{Si } R_1=R_2=\dots=R_n=R_F$$

$$V_{out}=-(V_1+V_2+\dots+V_n)$$

La manera de suministrar los 600 mV necesarios es mediante un divisor de tensión. Para ello, se ha utilizado un potenciómetro de 1k Ω , dispuesto tal como se muestra en la figura 14.

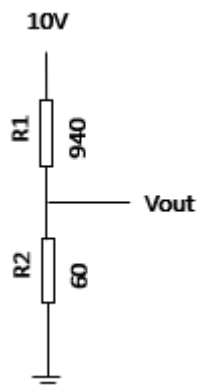


Figura 14. Divisor de tensión

$$V_{out} = \frac{V_{in}R_2}{R_1 + R_2} \quad (5)$$

Si sustituimos los valores $V_{in}=10V$, $V_{out}=0.6V$ y $R_1+R_2=1k\Omega$, obtenemos una $R_2=60\Omega$.

Las conexiones necesarias en este operacional se muestran en la Figura 14, donde se puede apreciar que se han dispuesto los pines de manera que contamos con un seguidor de tensión y un sumador.

5.6 Esquema completo de acondicionamiento de señal

Para un correcto funcionamiento del sistema completo, se ha utilizado una tensión de alimentación de $\pm 10V$. Teniendo esto en cuenta, así como los requisitos dados en los anteriores apartados, el esquema de acondicionamiento de señal se muestra en las Figuras 15, 16 y 17.

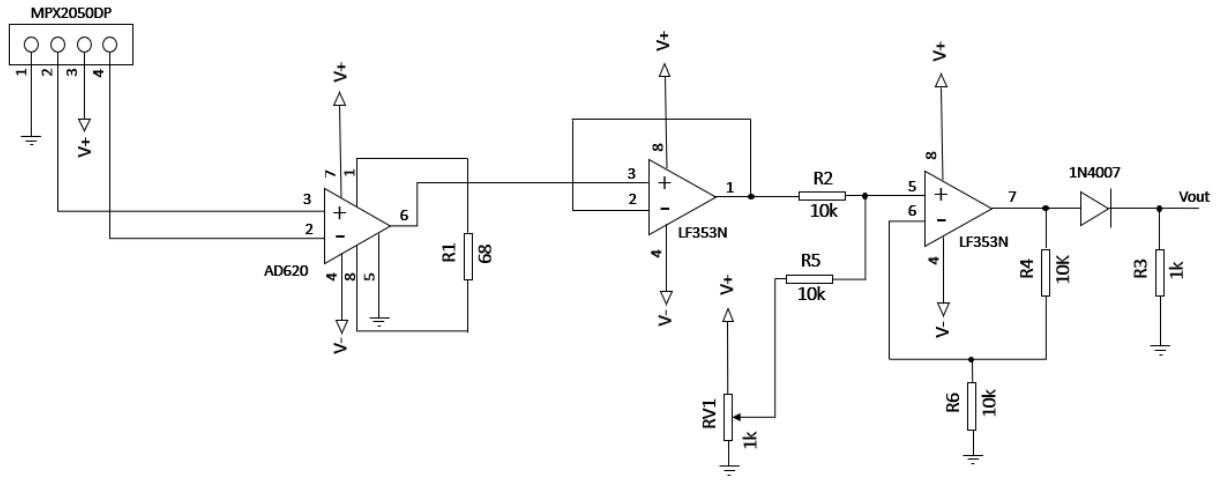


Figura 15. Acondicionamiento de la señal

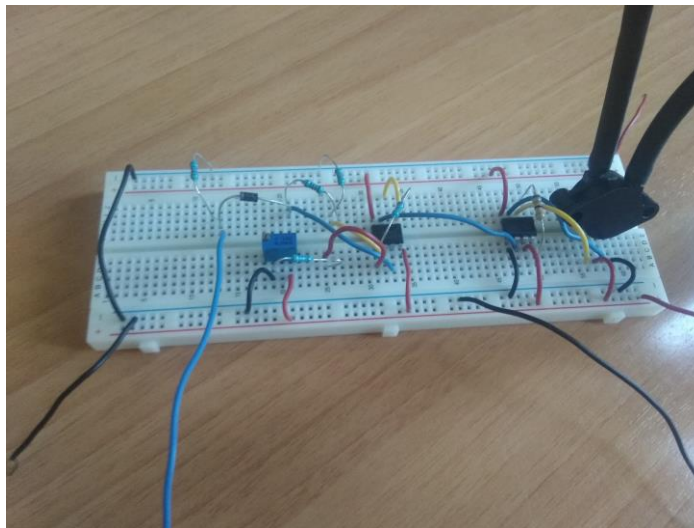


Figura 16. Acondicionamiento de la señal, sistema real



Figura 17. Sistema completo

6 TRATAMIENTO Y ADQUISICIÓN DE DATOS

En el siguiente apartado, se va a desarrollar cómo se procesa y se trata la información obtenida del circuito electrónico para conseguir los parámetros y las gráficas necesarias de la prueba de espirometría. Para ello, se hace uso de la placa Arduino UNO, de 10 bits de resolución, que, como se ha mencionado con anterioridad, el voltaje máximo recomendado para cualquier pin de entrada/salida es de 5V.

Se ha escogido Arduino UNO debido a su simplicidad en la programación y el manejo de datos, así como su bajo precio y practicidad. Las características técnicas se muestran en la Tabla 12 (datasheet 5).

Tabla 12. Características técnicas de la placa Arduino Uno

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (Límite)	6-20V
Pines para entrada-salida digital	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica	6
Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0.5KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1KB
Frecuencia de Reloj	16MHz

Cabe destacar que, la placa puede ser alimentada directamente a través del propio cable USB o mediante una fuente de alimentación externa, cuyos límites aparecen en la tabla anteriormente descrita. Además, para este proyecto, resultan útiles los pines Rx y Tx, dedicados para transmisiones en serie, ya que la finalidad es conectarlo a un módulo Bluetooth que comunique con una aplicación Android. En este diseño, la salida del circuito electrónico estará conectada al pin analógico A0 de dicha placa.

A continuación, se expone el diagrama de bloques completo del sistema de captación de datos (Figura 18), que se irá desarrollando en este apartado.

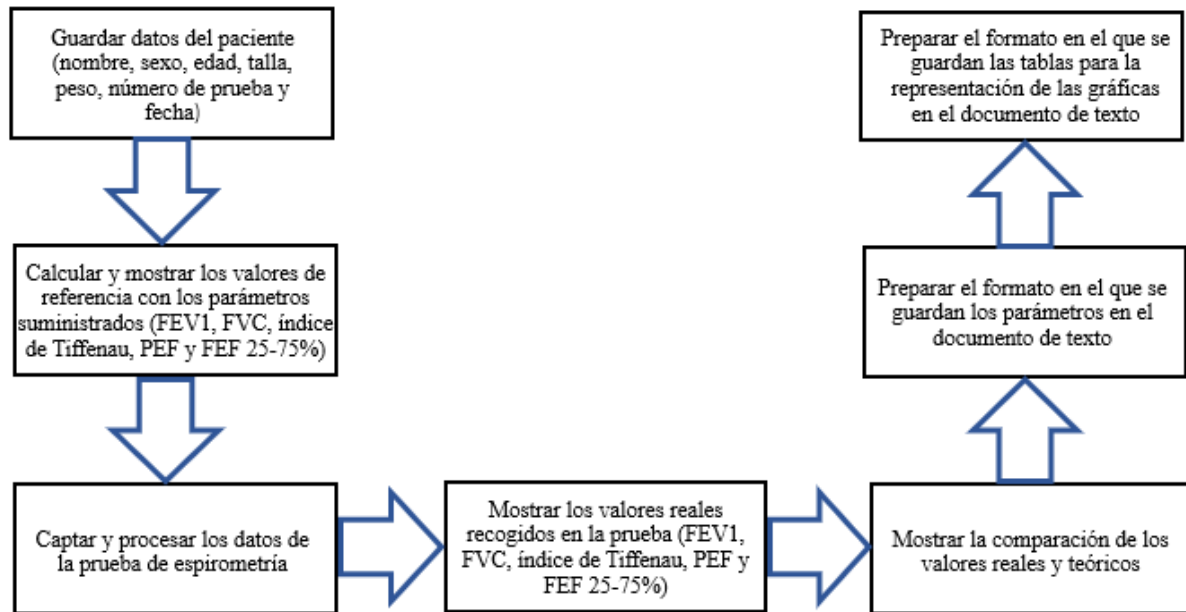


Figura 18. Diagrama de bloques del sistema de captación de datos.

6.1 Control del funcionamiento del programa

El funcionamiento completo del programa se administra a través de una serie de botones, tal como se muestra en la Figura 19. Con la función de bucle o *void loop()*, Arduino lee constantemente del puerto serie (16MHz) gracias a la función *Serial.read()*. La orden recibida es guardada en la variable *instruccion* y posteriormente evaluada.

La utilización de banderas resulta de importancia en este apartado, ya que, el paciente podrá comenzar la prueba en el momento que desee, así como guardar sus datos, de forma que, si hubiera algún error en la maniobra de realización o al rellenar el formulario, este se podría modificar sin necesidad de reiniciar el programa completo.

Una vez realizada la prueba espirométrica de manera satisfactoria, se podrán calcular los resultados correspondientes. De la misma forma, al completar el formulario con los datos correctos del paciente, se obtendrán los parámetros de referencia. Solo si se han finalizado ambos puntos, se podrán hallar los porcentajes de comparación entre valores reales y teóricos.

Por último, una vez concluido esto, se almacenarán los parámetros obtenidos y las tablas necesarias para las gráficas.

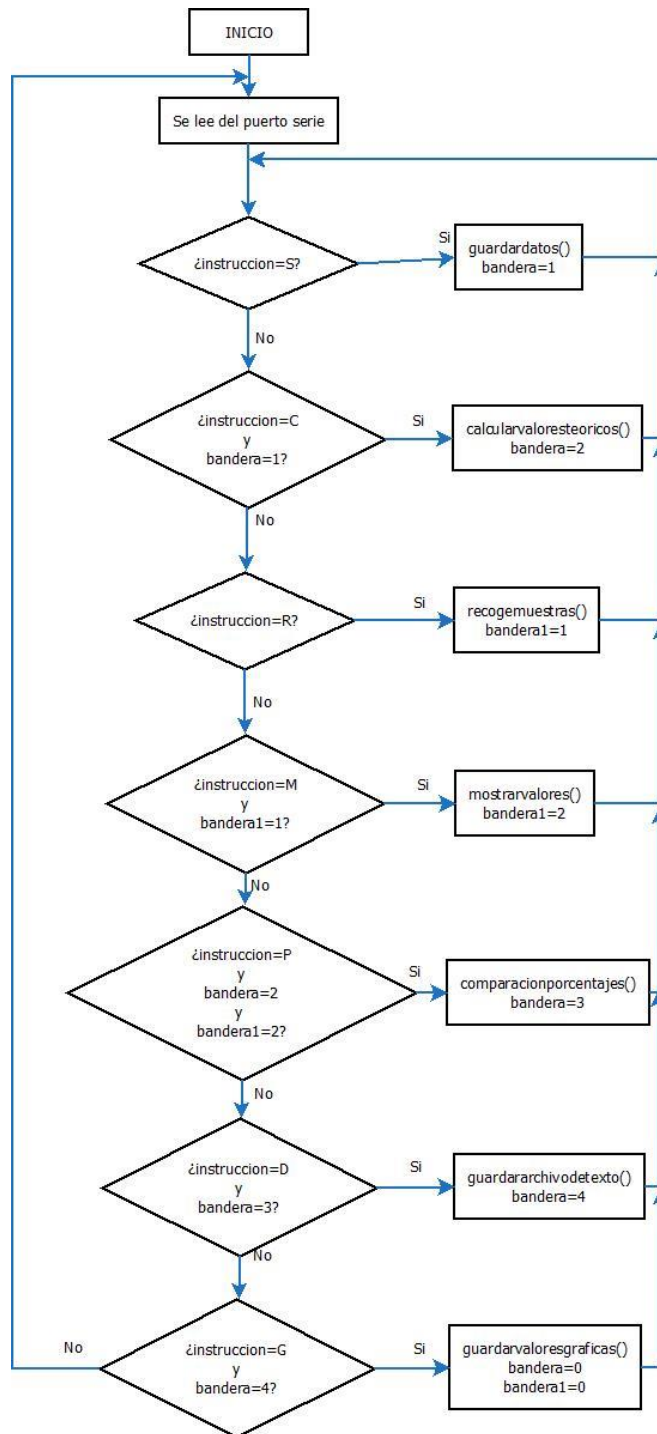


Figura 19. Bucle de control del programa.

6.2 Almacenamiento de los datos del paciente

En la función *void guardardatos()*, se recogen las características de una persona tales como el nombre, sexo, edad, talla y peso, así como el número de prueba realizado y la fecha de la misma. De esta manera, se podrá efectuar un correcto seguimiento del paciente de cara a presentar los resultados en los centros hospitalarios.

Los datos serán recogidos gracias a la función propia de Arduino *Serial.readStringUntil('*')*; de forma que, se leerá la cadena de valores del puerto serie hasta que se llegue al carácter '*', almacenando cada uno de ellos de manera correspondiente.

El formato de los datos introducidos, tal como se vio en el apartado 2.4 *Valores de referencia para la espirometría forzada*, queda reflejado en la Tabla 13.

Tabla 13. Formato de los datos de paciente.

Sexo	1 hombre; 2 mujer
Edad	años
Talla	centímetros
Peso	kilogramos
Fecha	ddmmaa

Siguiendo este procedimiento, el sexo, la edad, la talla y el número de prueba se han guardado en un *int*, siendo necesario convertir a *long int* (32 bits) la fecha, ya que, el formato de esta (ddmmaa) necesita de más de 16 bits que almacena un *int*. Por otro lado, el peso ha sido almacenado en un *float* y el nombre del paciente en un *string*.

El funcionamiento de este apartado se expone en el diagrama de flujo de la Figura 20.

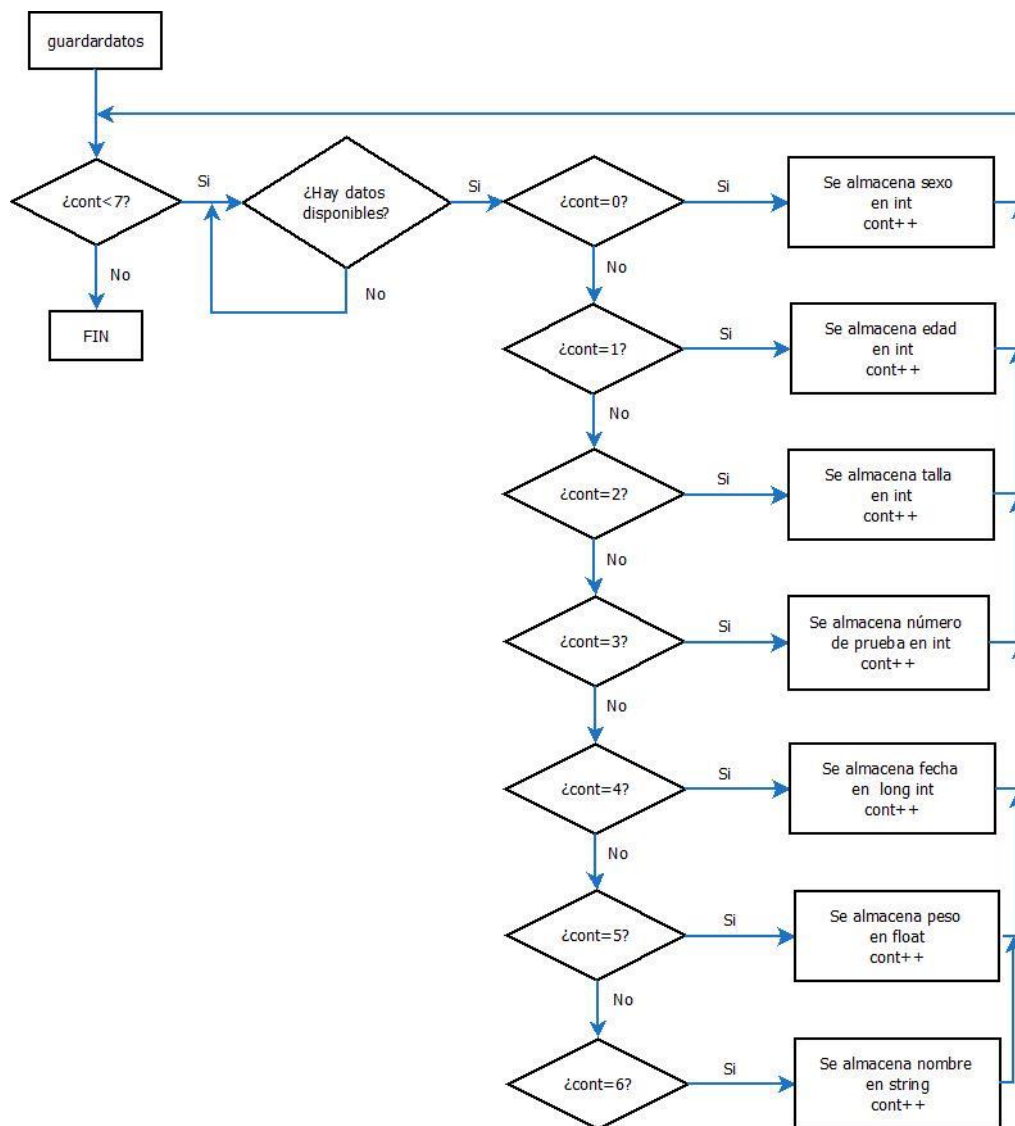


Figura 20. Diagrama de flujo de la función void guardardatos().

6.3 Cálculo y muestra de los valores de referencia

En la función *void calcularvaloresteoricos()*, se realiza el cálculo de los valores de referencia dados por las ecuaciones Casan et al. y Roca et al. anteriormente mencionadas. Para ello, se hace uso de la estructura *switch*, cuyo procedimiento se muestra en la Figura 21.

En primer lugar, se evalúa el sexo del paciente (1 hombre, 2 mujer). A continuación, se distingue entre el rango de edad para usar las ecuaciones correspondientes (entre 6 y 20 años y entre 20 y 70 años). Por último, se calculan y se muestran los parámetros pertinentes.

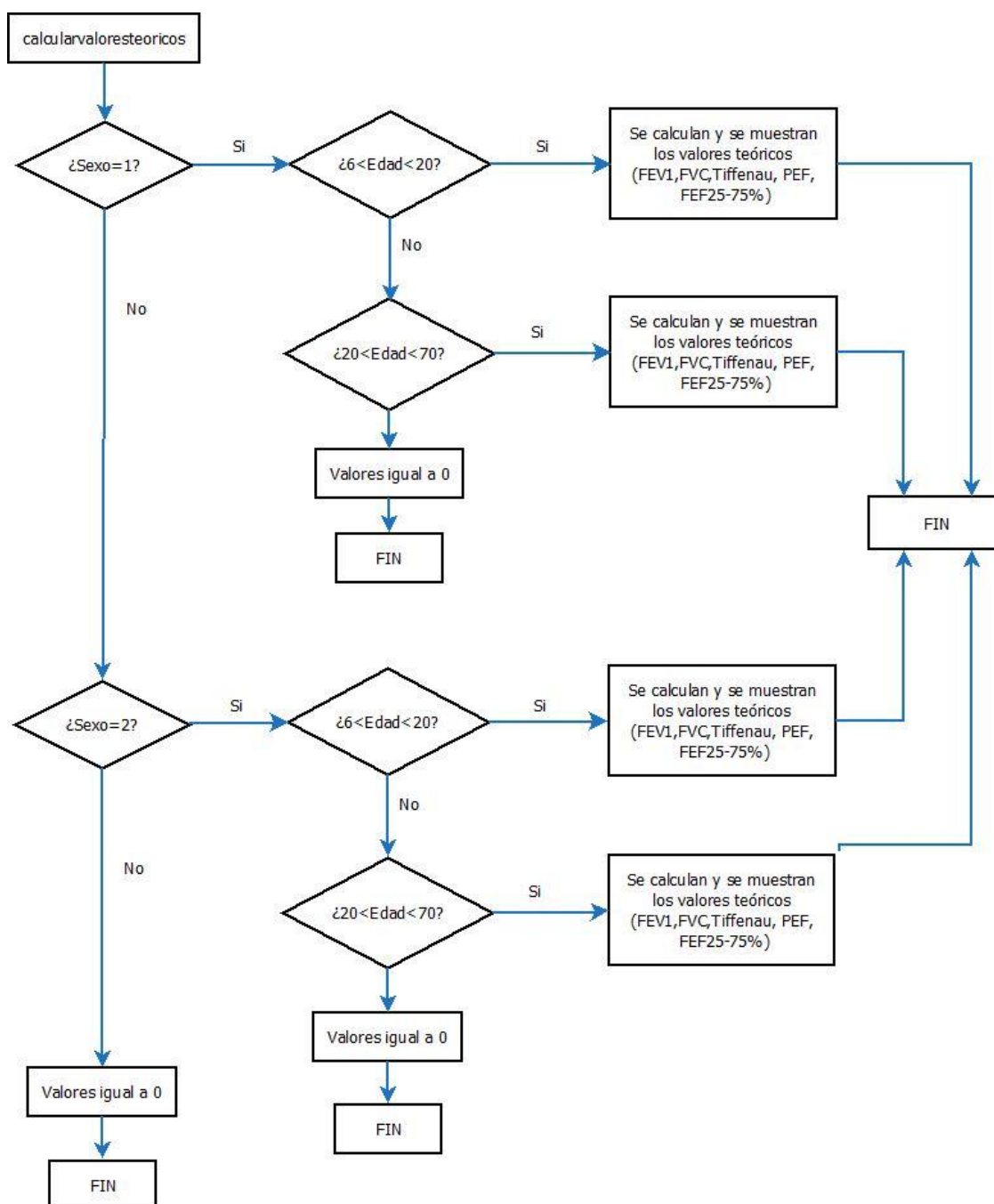


Figura 21. Diagrama de flujo de la función `void calcularvaloresteoricos()`.

6.4 Adquisición y procesamiento de datos de la prueba de espirometría forzada

El funcionamiento de la función *void recogemuestras()*; se expone en la Figura 22, donde se realiza el acondicionamiento de los datos recogidos.

Tal como se ha explicado en el apartado 2.5.2 *Maniobra de realización de la prueba de espirometría forzada*, la ejecución de la misma precisa de 2 segundos de inspiración máxima voluntaria y 6 segundos de espiración máxima forzada. Para ello, se ha hecho uso de un display de 7 segmentos que mostrará de 2 a 0 segundos indicando el inicio de la prueba. Una vez terminado esto, se irá mostrando una cuenta atrás de 6 a 0 segundos que advierte cuando ha concluido el examen, a la misma vez que se recogen las muestras del sensor mediante el pin analógico A0 y con la ayuda de un *while*.

Para controlar el tiempo de muestreo, se ha utilizado un *delay(100)*, cuya finalidad es pausar el programa durante la cantidad de tiempo especificado como parámetro, en este caso, 100 milisegundos. De esta forma, el bucle *while* tendrá que ejecutarse 60 veces para obtener los 6 segundos necesarios para la prueba.

A continuación, se exponen las ecuaciones necesarias para la captación y procesamiento de los datos. El pin A0 es leído gracias a la función propia de Arduino *analogRead(A0)*. Dicha placa, contiene un convertidor A/D multicanal de 10 bits, esto significa que asignará a los voltajes de entrada, entre 0 y 5V, valores enteros, entre 0 y 1023. De esta manera, la forma de obtener el voltaje recibido es la siguiente:

$$V_{sensor} = \frac{valorADC * 5}{1023} \quad (6)$$

En la adquisición de datos nos encontramos ante un offset de DC de 200mV, la manera de compensarlo se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 22.

Idealmente, el voltaje del sensor es solo función de la presión debida al flujo espiratorio. Teniendo en cuenta que la sensibilidad del sensor de presión diferencial es 0.8 mV/kPa (40mV/50kPa), se obtiene la siguiente ecuación:

$$V_{ideal} = \frac{40mV}{50kPa} * \Delta P \quad (7)$$

Por otro lado, considerando la amplificación de 727 dada por el operacional AD620, se tiene:

$$V_{sensor} = amplificación * V_{ideal} = 727 * V_{ideal} \quad (8)$$

Haciendo uso de las ecuaciones (7) y (8), se despeja el incremento de presión:

$$\Delta P = V_{sensor} * \frac{1}{727} * \frac{50kPa}{40mV} \quad (9)$$

Por último, recordando la ecuación de Poiseuille, se obtiene el flujo espiratorio

$$\varphi = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\mu L} \quad (10)$$

donde:

R : radio interno del tubo (0.01m)

ΔP : Diferencia de presión entre los dos puntos (Pa)

μ : viscosidad dinámica del fluido a 37°C (temperatura corporal)($1.90433 \times 10^{-5} \frac{kg}{m.s}$)

L : longitud del tubo (0.035m)

Los datos obtenidos serán almacenados en una tabla llamada *tablaflujo[i]*, donde, en cada incremento del bucle while, se almacenará un valor de flujo recogido por el sensor. Una vez calculado dicho flujo respiratorio, se obtiene el volumen por integración del mismo. Para ello, se ha utilizado el método de integración por rectángulos, guardando los resultados en *tablavolumen[i]* y actualizando el valor del volumen anterior para el sumatorio. El procedimiento se muestra en el siguiente código:

```
volumen=0.00;
```

```
volumen=flujo*tiempo; //Hallo el área de un rectángulo
```

```
tablavolumen[i]=volumen+volumen; //Guardo el volumen en la tabla
```

```
volumen=tablavolumen[i]; //Actualizo el volumen anterior
```

Para terminar, el tiempo de muestreo también es almacenado en una tabla llamada *tablatiempo[i]*, ya que resulta de utilidad a la hora de la representación de las gráficas.

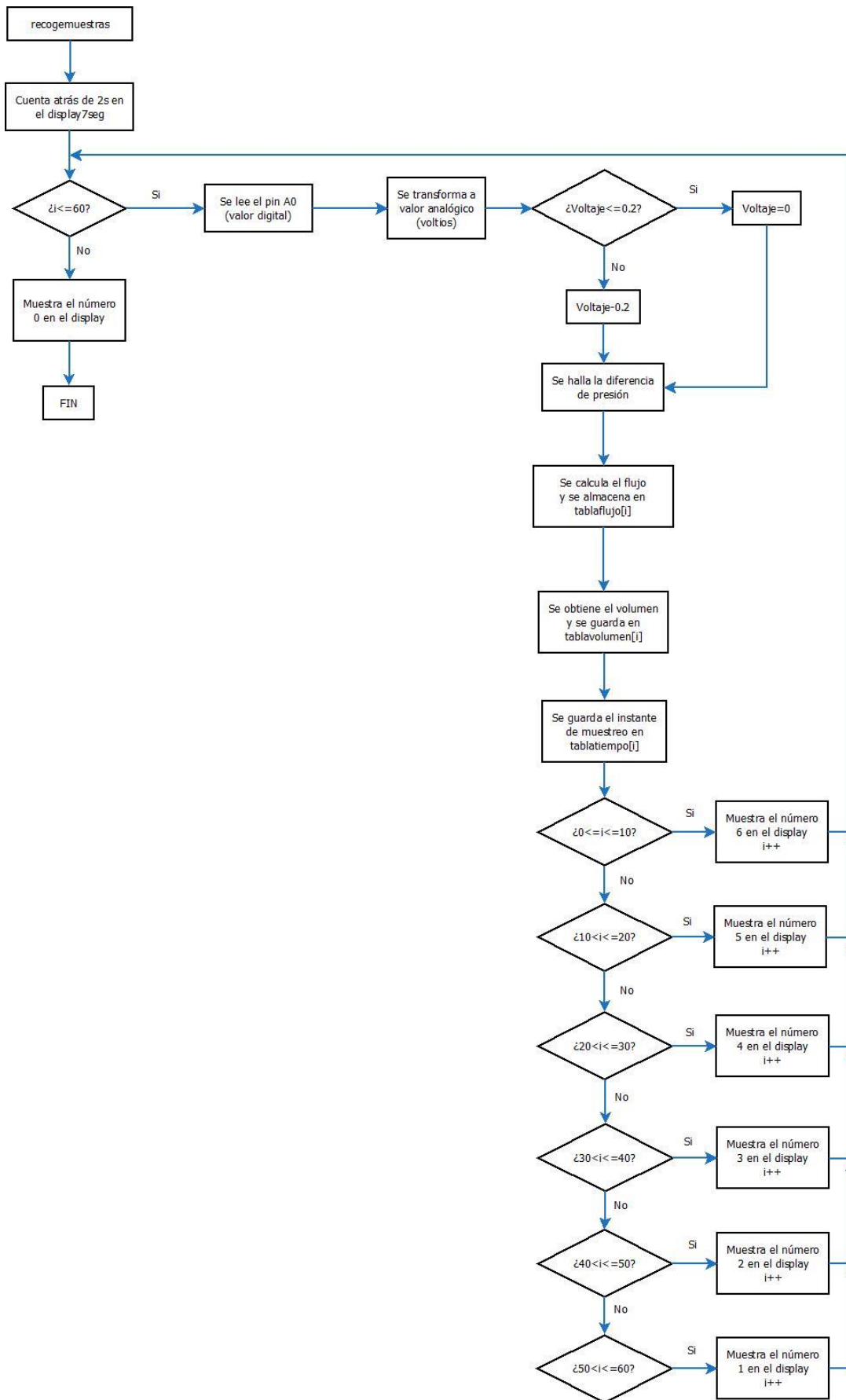


Figura 22. Diagrama de flujo de la función void recogemuestras().

6.5 Muestra de los valores reales de la prueba de espirometría forzada

En la función *mostrarvalores()*, se muestran los parámetros calculados en la prueba espirométrica. A continuación, se va a desarrollar el procedimiento de obtención de cada uno de ellos.

Teniendo en cuenta el tiempo de muestreo anteriormente descrito (100 ms), el FEV1 se encuentra en *tablavolumen[10]*, ya que, corresponde con el segundo 1. De la misma manera, FVC se ubica en la posición 60 de la tabla, *tablavolumen[60]*, coincidiendo con el segundo 6 de la prueba. Una vez obtenidos estos parámetros, se halla el índice de Tiffenau de la siguiente forma:

$$\text{Tiffenau} = (\text{tablavolumen}[10] / \text{tablavolumen}[60]) * 100;$$

Para el cálculo del PEF, se recorre *tablaflujo[i]* hallando, así, el flujo máximo. El método queda descrito en la Figura 23.

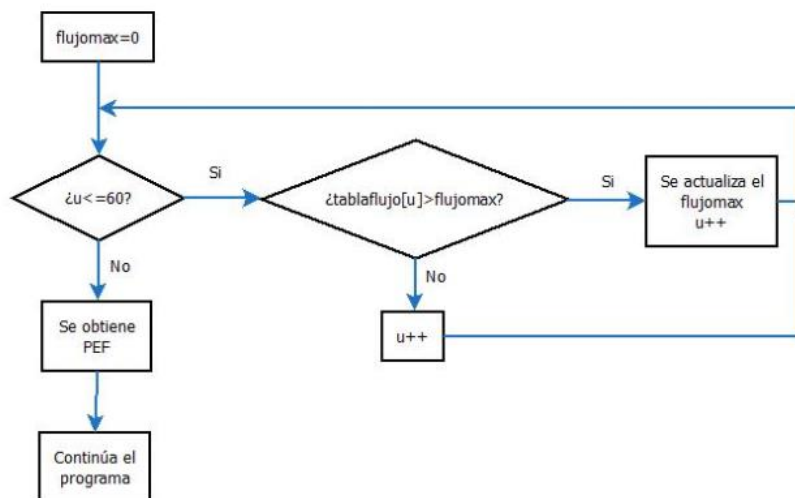


Figura 23. Diagrama de flujo de PEF.

Por último, siguiendo el mismo procedimiento anteriormente utilizado, para el FEF25-75%, se recorre *tablavolumen[i]*, obteniéndose el máximo volumen de dicha tabla. Una vez calculado, se halla el 75% de este. A continuación, se busca en la tabla dicho valor, y en la posición dada, en la *tablaflujo[i]*, se encuentra el parámetro FEF25-75%. El procedimiento se expone en la Figura 24.

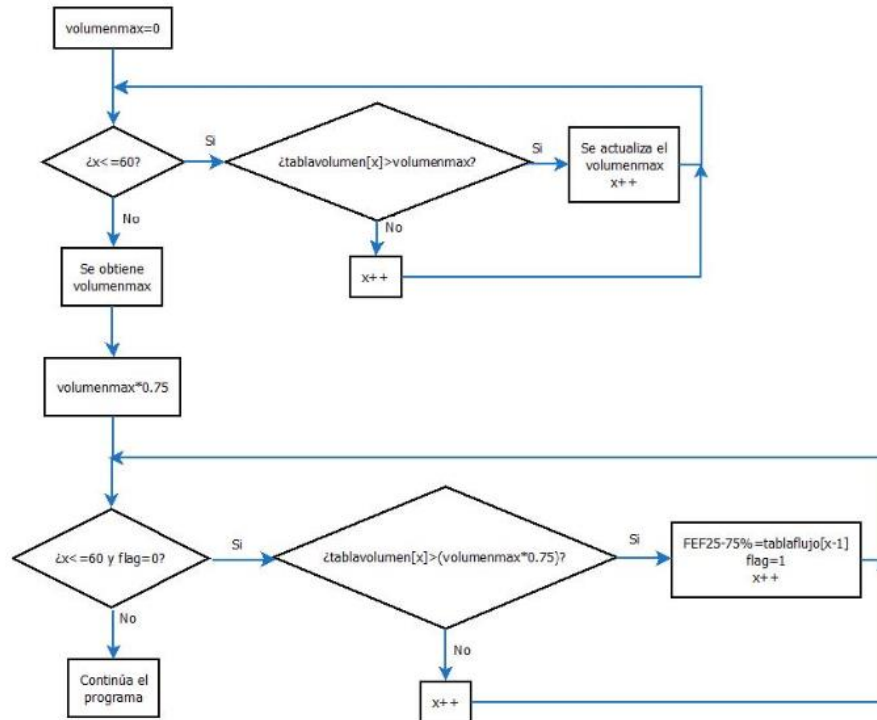


Figura 24. Diagrama de flujo de FEF25-75%.

El diagrama de flujo completo de la función *mostrarvalores()* se muestra en la Figura 25.

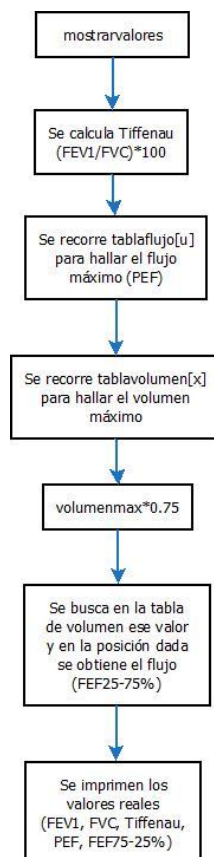


Figura 25. Diagrama de flujo de la función *mostrarvalores()*.

6.6 Comparación entre valores reales y de referencia

Para la comparación entre los valores reales y teóricos se diseña la función *comparacionporcentajes()*, cuyo funcionamiento se describe en la Figura 26.

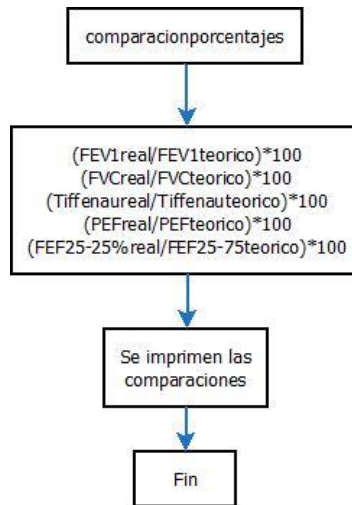


Figura 26. Diagrama de flujo de la función *comparacionporcentajes()*.

6.7 Formato de almacenamiento de datos

Los datos y parámetros obtenidos, se almacenan siguiendo un formato dado por la función *guardararchivodetexto()*. El diagrama de flujo se muestra en la Figura 27.



Figura 27. Diagrama de flujo de la función *guardararchivodetexto()*.

6.8 Formato de almacenamiento de tablas

La función *guardarvaloresgraficas()* es la responsable de preparar el formato con el que se almacenan las tablas. Como se ha mencionado anteriormente, las gráficas resultantes se mostrarán con la ayuda de la herramienta Matlab, por ello, para leer correctamente el documento de texto donde se encuentran dichas tablas, para su posterior representación, cada una de ellas se debe situar en una línea independiente. Imprimiéndose, de esta manera, el volumen, el tiempo y el flujo, en este orden.

El funcionamiento de esta función se expone en la Figura 28.

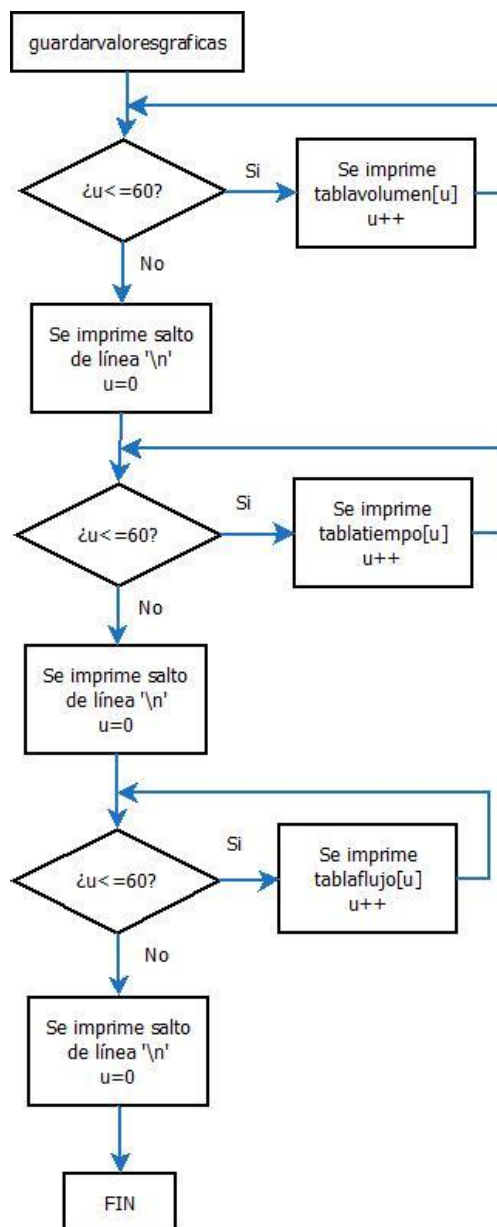


Figura 28. Diagrama de flujo de la función *guardarvaloresgraficas()*.

6.9 Display de 7 segmentos

Como se ha descrito en apartados anteriores, para la monitorización del tiempo de ejecución de la prueba de espirometría, se ha hecho uso de un display de 7 segmentos, cuya conexión se muestra en la Figura 29.

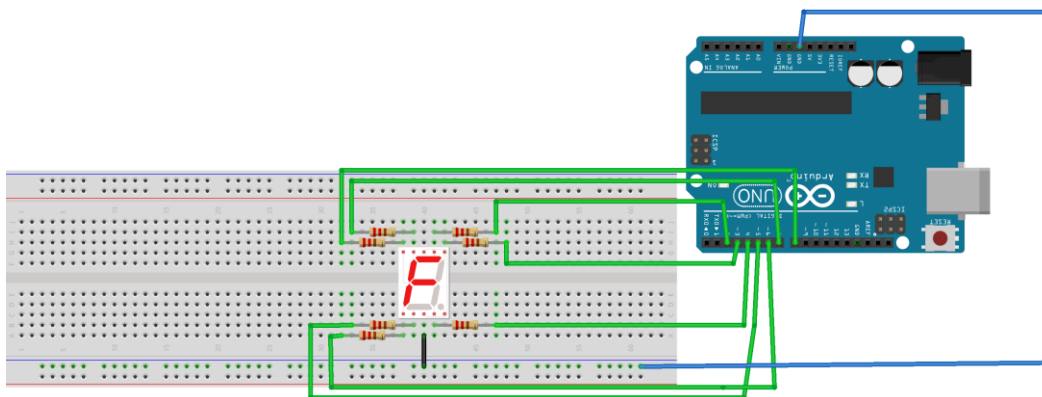


Figura 29. Conexión display de 7 segmentos.

Se han utilizado resistencias en serie de 220Ω , conectadas entre los pines digitales 2 y 8. El tipo utilizado es cátodo común, lo que significa que todos los segmentos están unidos a una patilla común conectada al potencial negativo o tierra.

El display está organizado de tal forma que, cada uno de los 7 segmentos se asocia a las siete primeras letras del alfabeto (a-g), pudiéndose activar cada uno de ellos por separado. El esquema se expone en la Figura 30.

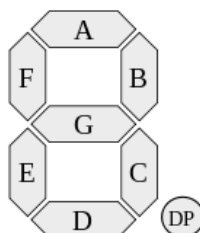


Figura 30. Display de 7 segmentos.

De esta manera, haciendo uso de la función `void encender(int a, int b, int c, int d, int e, int f, int g)`, se controla su funcionamiento, asignando un segmento del display a cada pin. La asociación de pines se describe en el siguiente código:

```
digitalWrite(2, a); //Se asigna el pin 2 al segmento a
digitalWrite(3, b);
digitalWrite(4, c);
digitalWrite(5, d);
digitalWrite(6, e);
digitalWrite(7, f);
digitalWrite(8, g);
```

6.10 Bluetooth

Como se ha mencionado anteriormente, la finalidad de este proyecto es que el usuario interactúe con una aplicación Android, desde la cuál, se controle la prueba de espirometría. Por ello, la comunicación serie entre Arduino y Android se realiza a través de un módulo Bluetooth. Para este caso, se ha utilizado el HC-05.

Atendiendo a la asociación de pines descrito en la Tabla 14, el esquema de conexión se muestra en la Figura 31.

Tabla 14. Conexión entre Arduino y HC-05.

HC-05	ARDUINO
VCC	5V
GND	GND
RXD	TX
TXD	RX

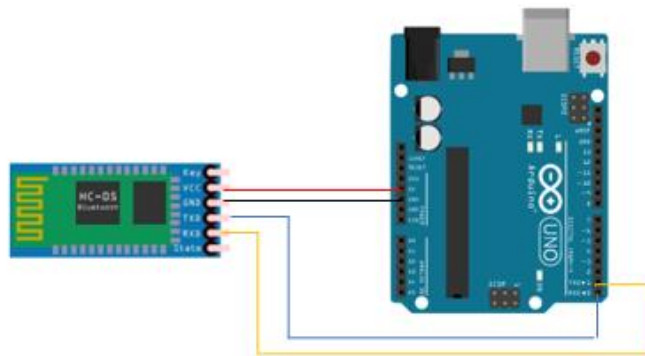


Figura 31. Conexión HC-05.

Los parámetros de dicho módulo Bluetooth se han configurado acorde a la Tabla 15.

Tabla 15. Parámetros HC-05.

Nombre	ESPIROMETRO
Contraseña	1234
Comunicación	9600 Baudios
Rol	Esclavo

6.11 Esquema completo

El esquema completo de este proyecto se expone en la Figura 32.

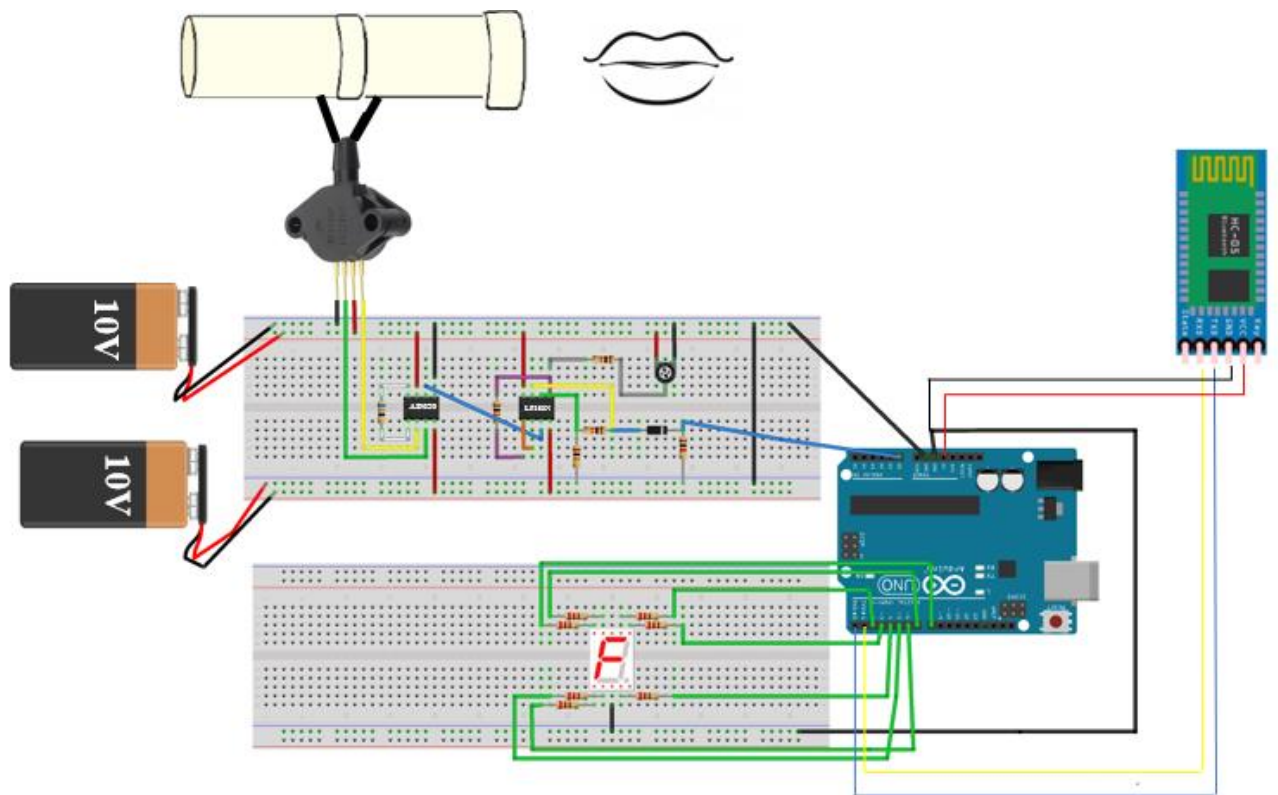


Figura 32. Esquema completo del espirómetro.

7 MONITORIZACIÓN DE LOS RESULTADOS

Para interactuar con el usuario, se ha diseñado una aplicación Android con la ayuda de MIT App inventor. La cuál, se conecta al módulo Bluetooth, anteriormente explicado, para permitir la comunicación serie con Arduino. En ella, el paciente podrá seleccionar las características del mismo, así como iniciar la prueba de espirometría y mostrar los valores tanto teóricos como reales y su comparación. Además, los resultados obtenidos y las tablas necesarias para la representación gráfica serán exportadas a un documento de texto (Word) para su correcta visualización.

A continuación, se describe el diseño y funcionamiento de dicha App, así como las funciones principales usadas para ello.

7.1 Diseño y funcionamiento de la App

En primer lugar, siguiendo el procedimiento de la Figura 33, se debe vincular el dispositivo Bluetooth llamado *ESPIROMETRO* al teléfono móvil. La contraseña requerida para ello es 1234.

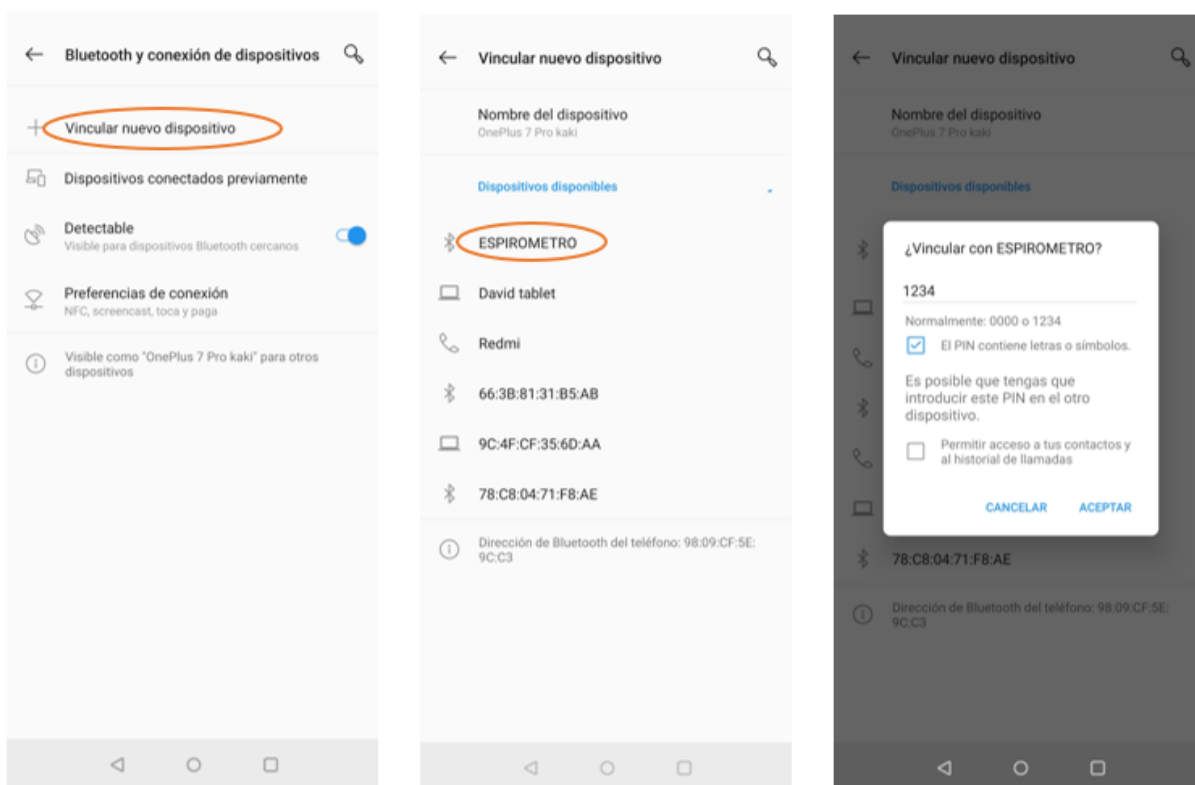


Figura 33. Conexión Bluetooth.

A continuación, se ejecuta la App llamada *espirometría*, mostrada en la Figura 34.



Figura 34. Ejecutar App espirometría.

Una vez dentro de la aplicación, se pulsa del botón *Conectar* para conectarse al módulo Bluetooth, tal como se expone en la Figura 35. Para asegurar que se ha realizado correctamente dicha conexión, aparecerá en pantalla un mensaje de confirmación.

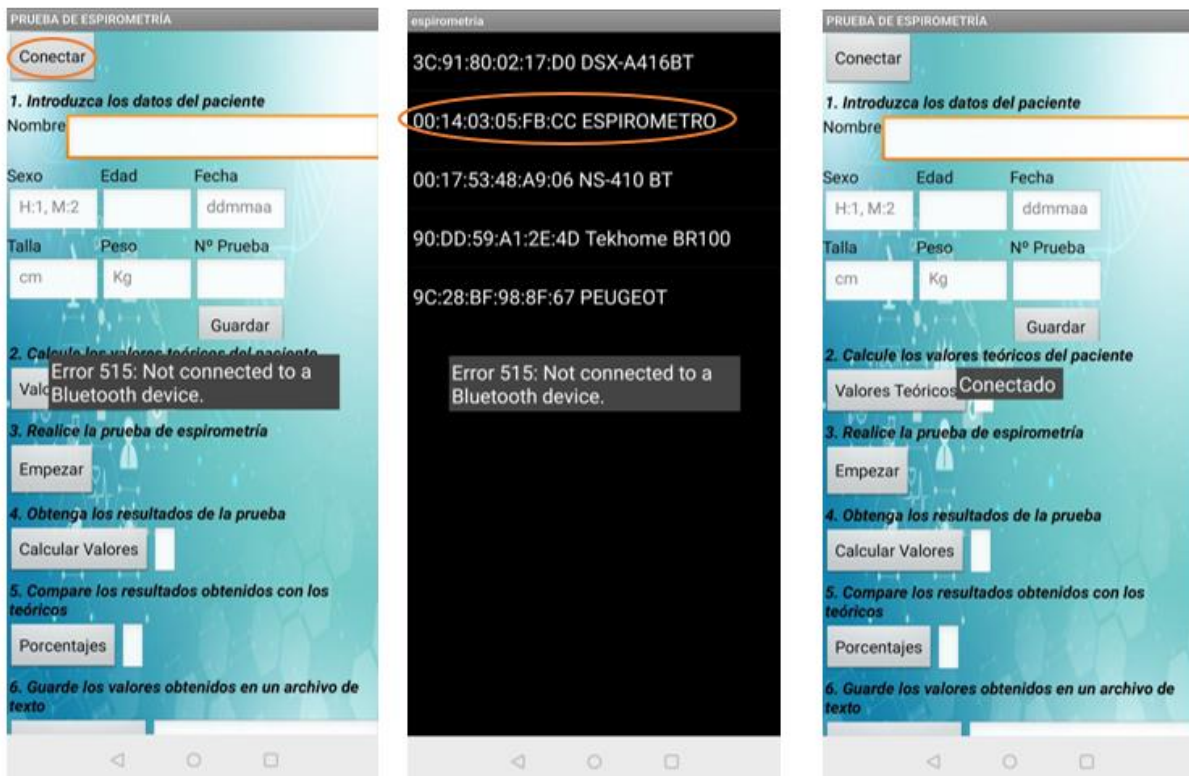


Figura 35. Conectar Bluetooth.

Concluido esto, la App está preparada para comenzar la prueba espirométrica. El diseño de la misma se muestra en la Figura 36.

Figura 36. Diseño de la App.

A la hora de realizar el examen, se pueden consultar las instrucciones incorporadas al final de la App (Figura 37). Para volver a la pantalla principal, se selecciona el botón táctil “atrás” del dispositivo móvil.

INSTRUCCIONES

1. Conéctese al dispositivo Bluetooth llamado ESPIRÓMETRO.
2. Introduzca los datos del paciente en las casillas correspondientes. A continuación, guardamos los datos con el botón GUARDAR.
3. Pulse VALORES TEÓRICOS para obtener los resultados por pantalla.
4. Para realizar la prueba real utilice la pinza para la nariz, siéntese, colóquese erguido e introduzca la boquilla en la boca sellándola con los labios para evitar posibles fugas de aire.

A continuación, seleccione EMPEZAR. Inspire durante 2 segundos y espire durante 6 tal como se le indica en pantalla.

5. Pulse CALCULAR VALORES para mostrar por pantalla los datos obtenidos.
7. Con el botón PORCENTAJES podemos calcular la diferencia entre los valores reales y teóricos y mostrarlos en el teléfono.
8. Si desea guardar los resultados en un archivo de texto, introduzca el nombre del archivo y seleccione GUARDAR DATOS.
9. Si desea guardar los datos para mostrar las gráficas, introduzca el nombre del archivo donde desee guardarlo y pulse GUARDAR GRÁFICAS.
10. Deberá repetir la prueba 3 veces. Para ello vuelva a pulsar EMPEZAR y guarde los resultados en los mismos archivos de texto anteriores.

Figura 37. Instrucciones de la App.

A continuación, se introducen los datos del paciente en las casillas correspondientes siguiendo el formato indicado. Seguidamente, se pulsa el botón *Guardar*, apareciendo en pantalla una alerta de datos guardados (Figura 38).

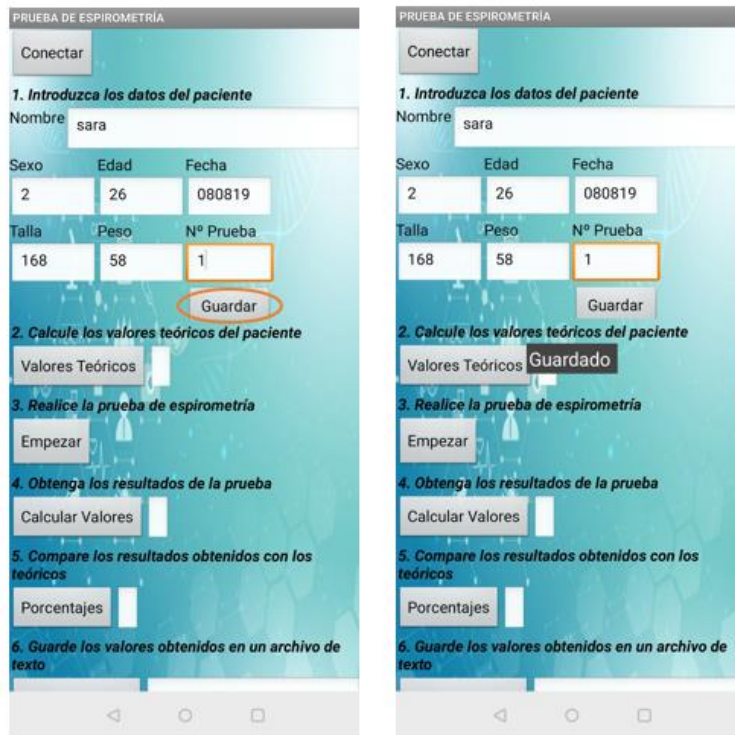


Figura 38. Guardar datos del paciente.

Una vez terminado esto, el programa puede calcular los parámetros de referencia de la prueba de espirometría pulsando *Valores Teóricos*. De la misma manera que antes, aparece un notificador que informa que los valores han sido calculados. El resultado de los mismos se imprime en pantalla, tal como se muestra en la Figura 39.

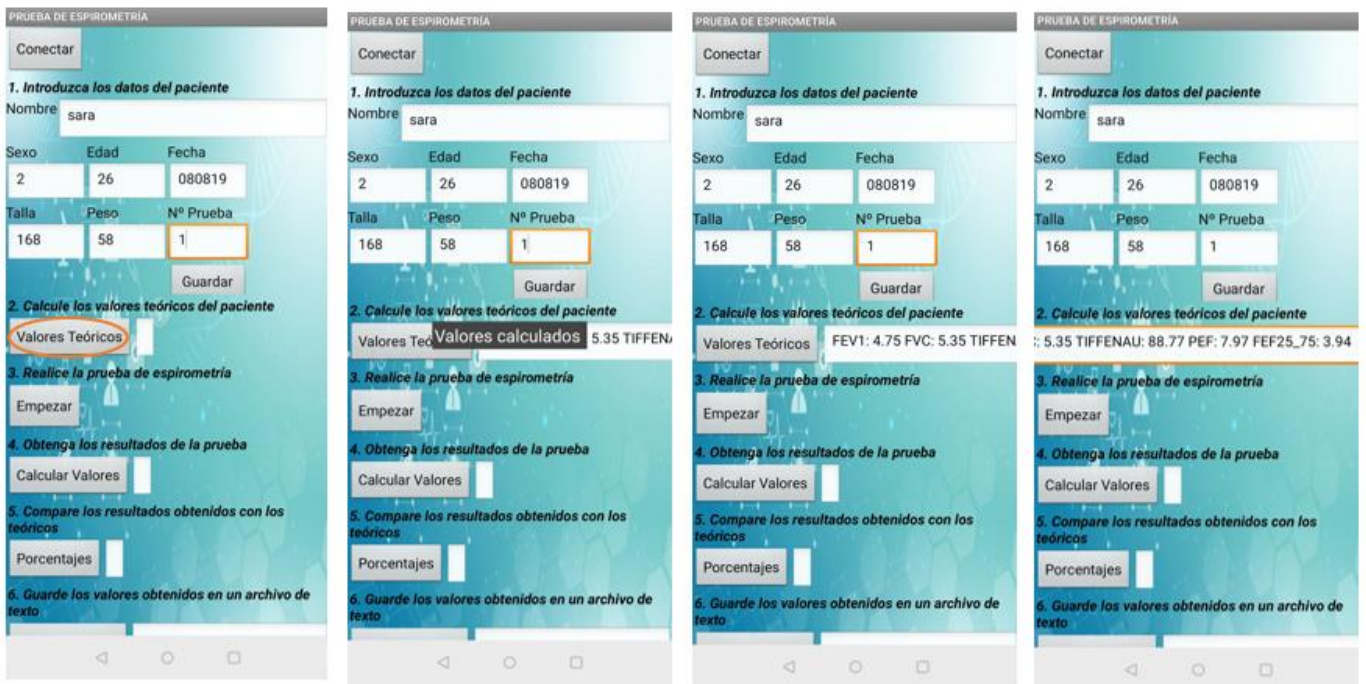


Figura 39. Calcular valores de referencia.

Para comenzar con la prueba, se pulsa el botón *Empezar* (Figura 40). En ese momento, comienza una cuenta atrás de 2 segundos, mostrada en el display de 7 segmentos, que indica el momento de inspiración máxima voluntaria. A continuación, el programa recoge los datos del paciente durante la maniobra de espiración forzada, a la vez que se muestra en el mismo display los 6 segundos de realización.

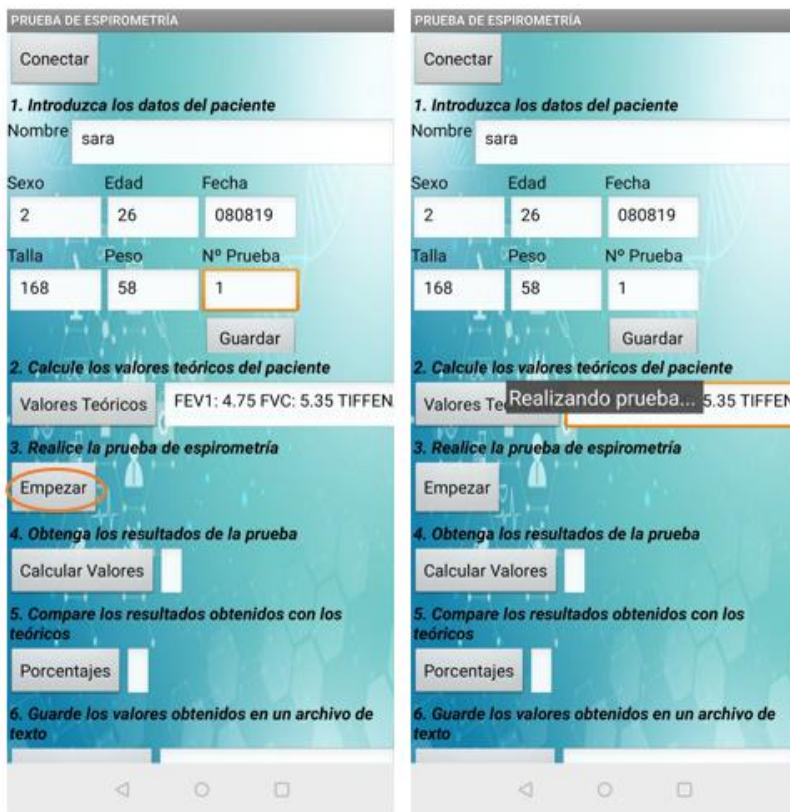


Figura 40. Comienzo de la prueba de espirometría.

Concluido este punto, se imprimen en pantalla los resultados obtenidos haciendo uso del botón *Calcular Valores* (Figura 41).

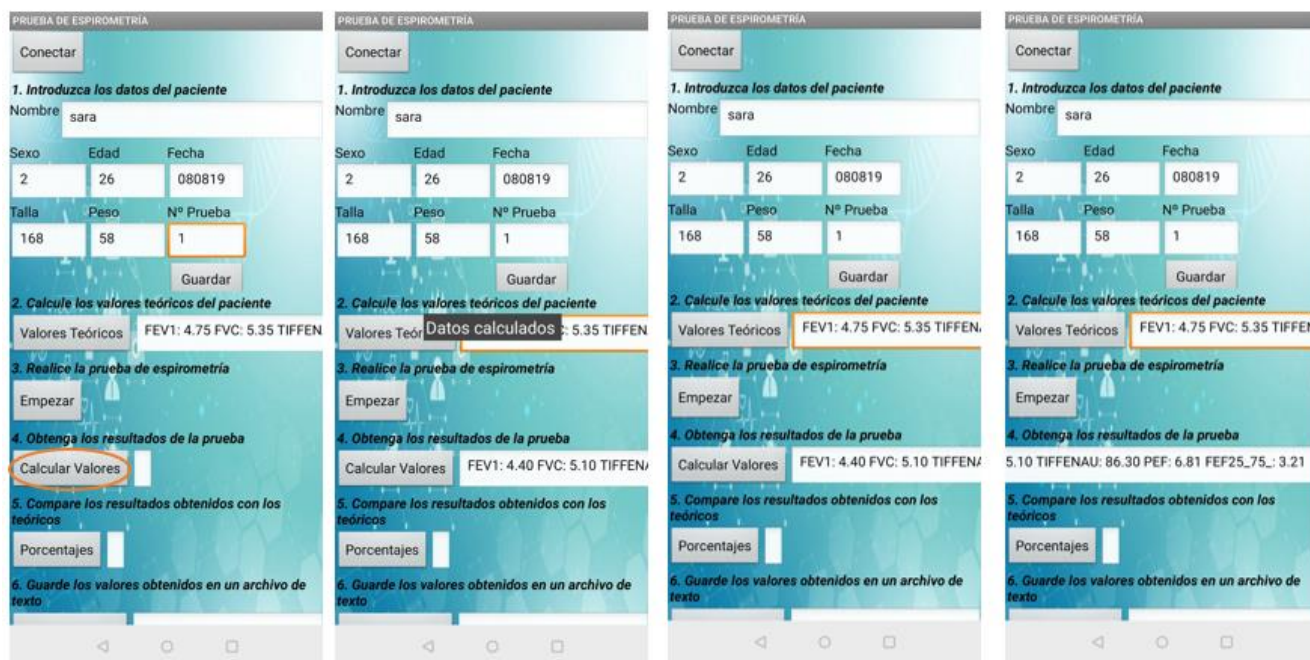


Figura 41. Calcular valores reales.

Una vez hallados los parámetros reales y teóricos, si el resultado obtenido es satisfactorio, se procede con el cálculo de la comparación entre ambos. Para ello, se pulsa *Porcentajes*, imprimiéndose en pantalla dicha comparación (Figura 42).



Figura 42. Calcular porcentajes

Finalmente, tanto los valores reales como teóricos, así como la comparación entre ambos, pueden ser almacenados en un documento de texto. Para ello, se introduce el nombre del documento donde desea ser guardado y se pulsa *Guardar Archivo* (Figura 43).

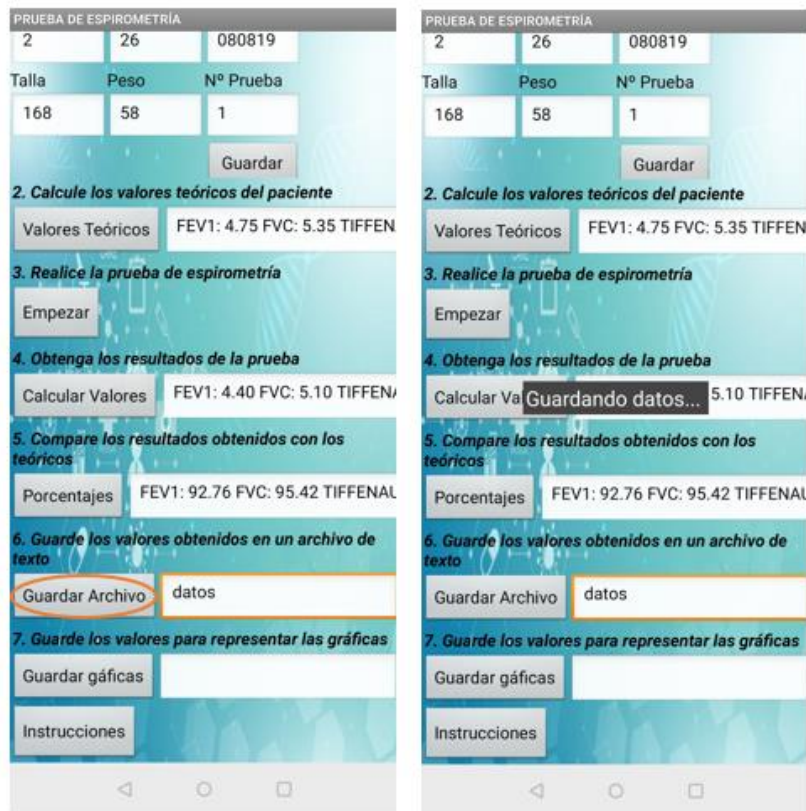


Figura 43. Guardar Archivo.

De la misma manera, las tablas necesarias para la representación gráfica se pueden almacenar en un documento de texto. Para ello, se escribe el nombre del documento donde se desea guardar y se pulsa *Guardar gráficas* (Figura 44).

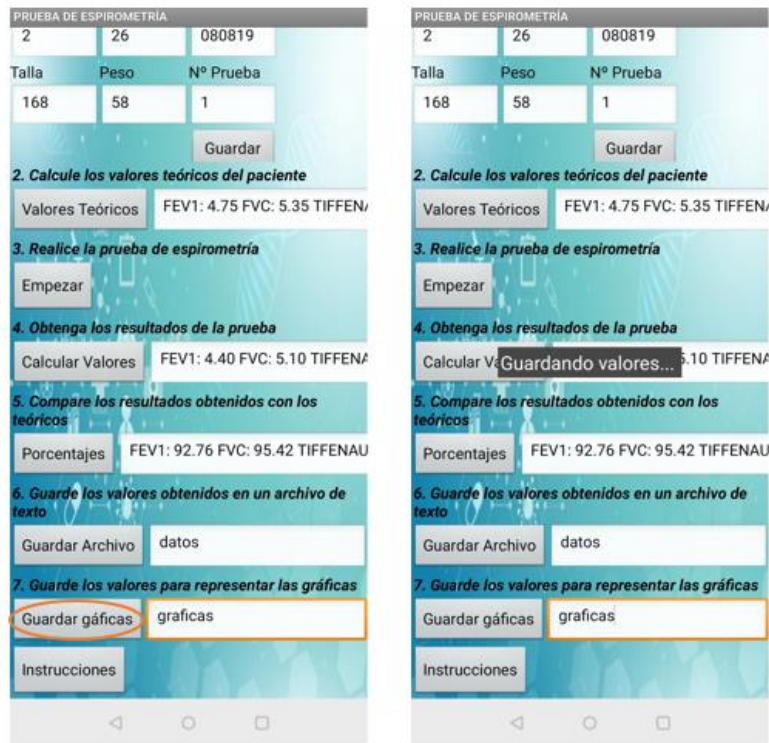


Figura 44. Guardar gráficas.

Para salir de la aplicación, únicamente, se debe seleccionar el botón táctil “atrás” del dispositivo móvil. Los documentos de texto se encuentran almacenados en la memoria interna del teléfono, tal como se muestra en la Figura 45.

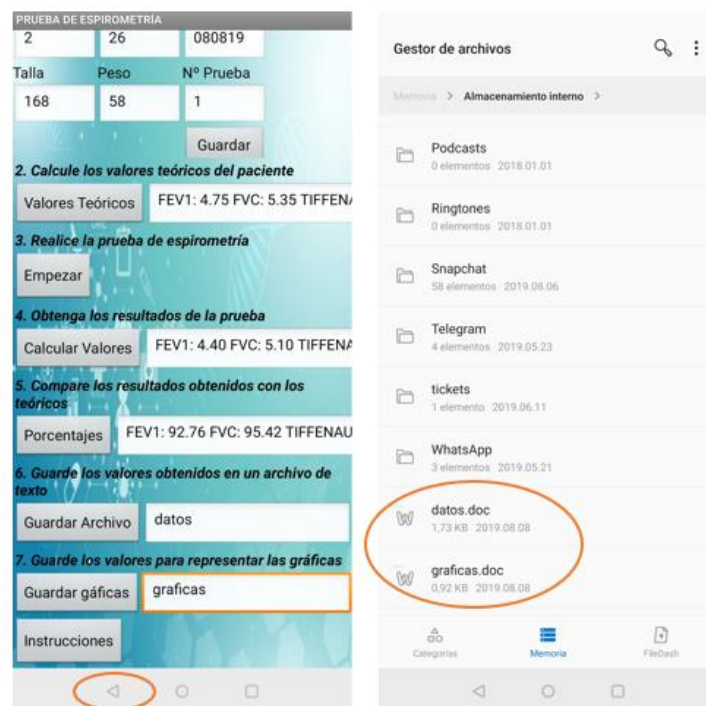


Figura 45. Final de la prueba.

Tal como se ha explicado con anterioridad, la prueba espirométrica concluye cuando se han obtenido 3 resultados satisfactorios y dos reproducibles. Por ello, en cada intento se ha de cambiar la casilla de N° Prueba. Además, cabe destacar que, el nombre de los archivos donde se guardan tanto los parámetros calculados como las gráficas debe ser los mismos durante todo el examen, de forma que, se almacenen los resultados unos tras otro.

Por otro lado, carece de importancia el orden en el que se ejecuta la aplicación, pudiendo así, comenzar introduciendo los datos del paciente, tal como se ha mostrado anteriormente, y realizando la maniobra a continuación, o viceversa. Además, el programa cuenta con la posibilidad de modificar los datos del usuario si ha ocurrido un error en la introducción de los mismos, así como desechar las pruebas no válidas.

7.2 Funciones principales

App Inventor es un entorno de desarrollo de software que permite crear aplicaciones destinadas al sistema operativo Android. Para ello, hace uso de bloques preprogramados, de forma que, enlazando unos con otros se consigue el diseño de la App.

En el siguiente apartado, se describen las funciones principales, desarrolladas con MIT App Inventor, que permiten la comunicación con Arduino.

7.2.1 Conexión Bluetooth en Android

En la Figura 46, se expone la función encargada de la conexión con el módulo Bluetooth HC-05. Cuando se pulsa el botón *Conectar*, se muestra una lista de todos los dispositivos Bluetooth disponibles; una vez seleccionado nuestro módulo, se lleva a cabo dicha conexión. Se ha hecho uso de un notificador que muestra un mensaje de confirmación si el dispositivo se ha conectado correctamente y uno de error en caso contrario.

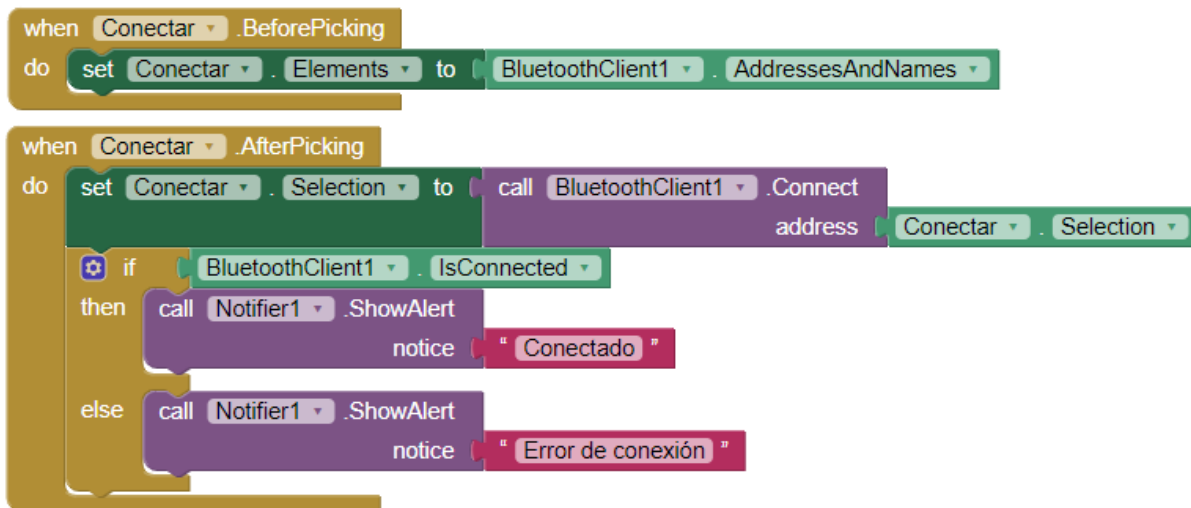


Figura 46. Conectar Bluetooth.

7.2.2 Almacenar los datos del paciente

Una vez rellenados los datos del paciente en las casillas adecuadas, se pulsa el botón *Guardar*, de esta manera, se envía el carácter 'S' a Arduino, ejecutando la función *void guardardatos()*.

Los datos son recogidos y almacenados, cada uno de ellos, en la variable correspondiente y enviados mediante Bluetooth al puerto serie de Arduino. Cabe destacar que, para distinguir un valor de otro se ha usado el carácter '*', de forma que, se leerá del puerto serie hasta llegar a él (Figura 47).

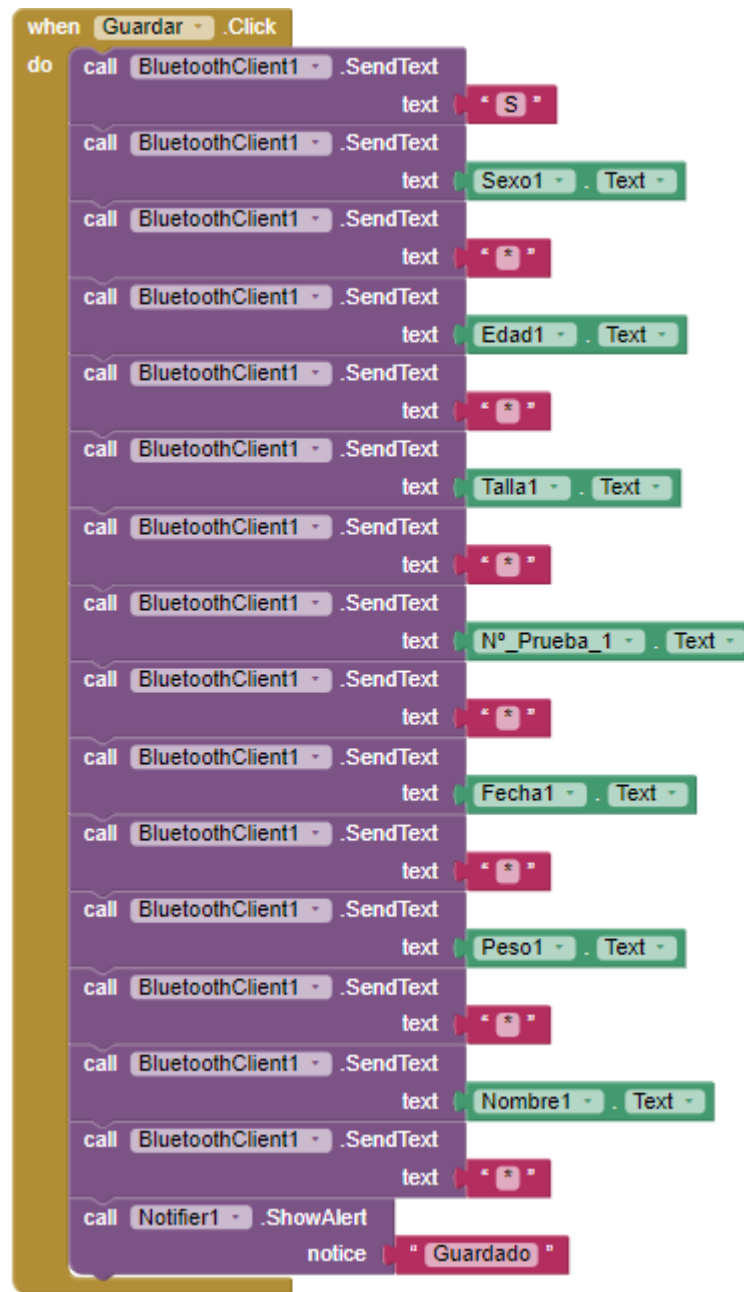


Figura 47. Almacenamiento de los datos del paciente.

7.2.3 Administrar botones

En los siguientes bloques (Figura 48), se muestra la forma de administrar cada una de las órdenes de la aplicación. Cada vez que se acciona cualquiera de los botones, es enviado por puerto serie a Arduino un carácter que ejecuta una de las funciones anteriormente detalladas. Además, este carácter es almacenado en una variable global llamada *instruccion*, declarada con anterioridad, para su posterior uso.

En el caso de *Guardar_archivo* y *Guardargraficas*, además, se almacena en otra variable el nombre del documento donde se desean exportar los resultados obtenidos.

Por otra parte, se aprecia que, a la hora de pulsar *Intrucciones*, se abre una segunda pantalla con las mismas. La forma de volver a la pantalla principal es la misma que la de salir de la App, pulsando el botón “atrás” del dispositivo móvil (Figura 49).

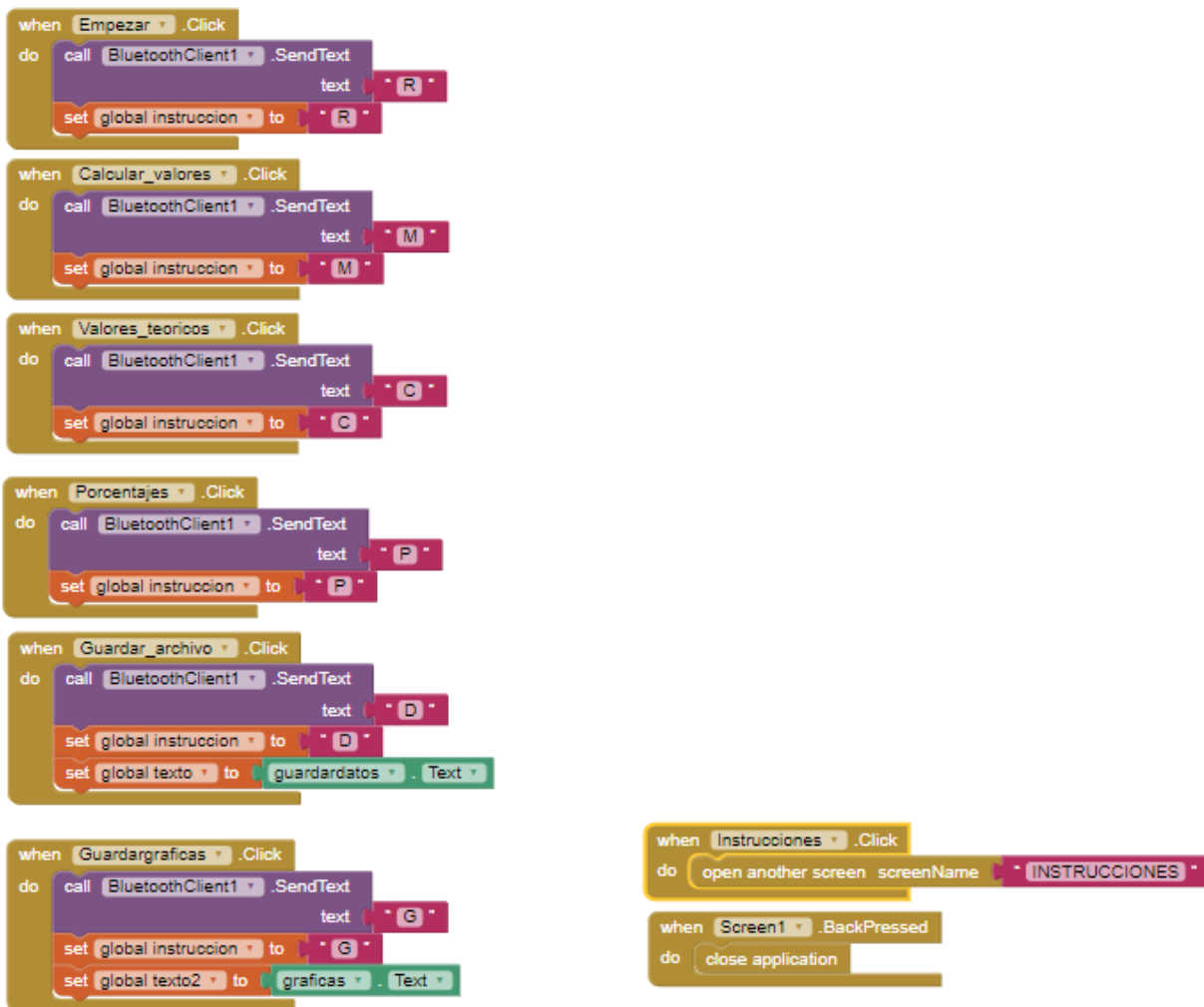


Figura 48. Administar botones.

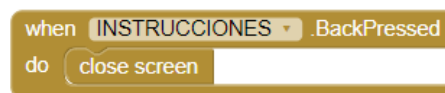


Figura 49. Salir de la pantalla INSTRUCCIONES.

7.2.4 Funciones Android

En los bloques que se exponen a continuación (Figuras 50-55), se gobierna el funcionamiento de la aplicación completa. Para ello, se evalúa el valor de la variable global *instruccion*, correspondiendo cada valor a una función desarrollada en Arduino. Una vez ejecutada esta función de Arduino, se recogen los datos enviados por puerto serie a Android, guardándose en una variable global, y enviándose al lugar correspondiente en la App.

Por último, como se puede observar, las Figuras 54 y 55 corresponden con las funciones *void guardararchivodetexto()* y *void guardargraficas()*, respectivamente. En ellas, los datos recibidos por Arduino son guardados en un documento de texto (.doc), cuyo nombre se ha introducido en la aplicación.

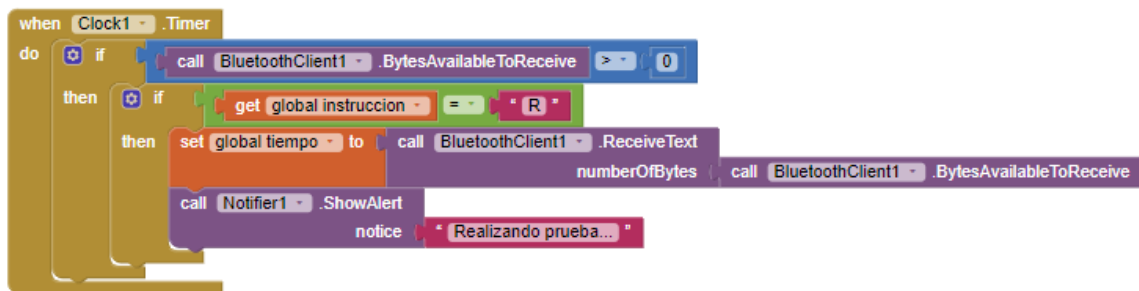


Figura 50. Comienzo de la prueba.

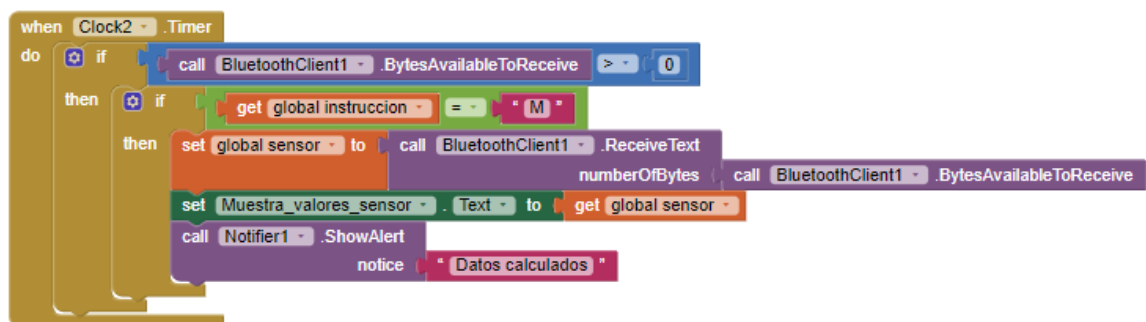


Figura 51. Mostrar valores reales.



Figura 52. Calcular valores teóricos.

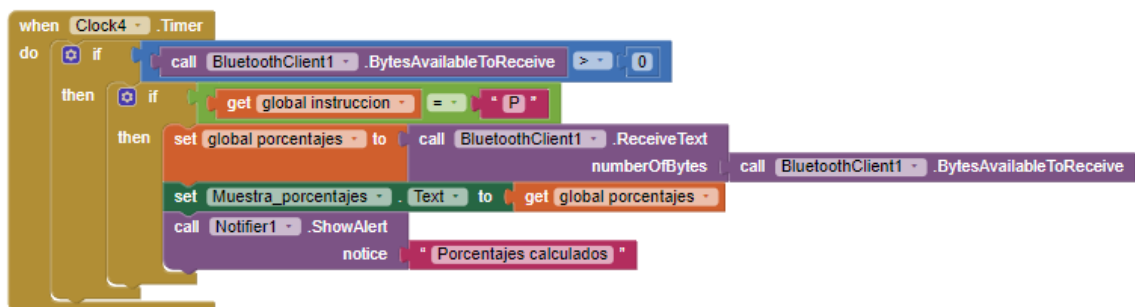


Figura 53. Calcular porcentajes.

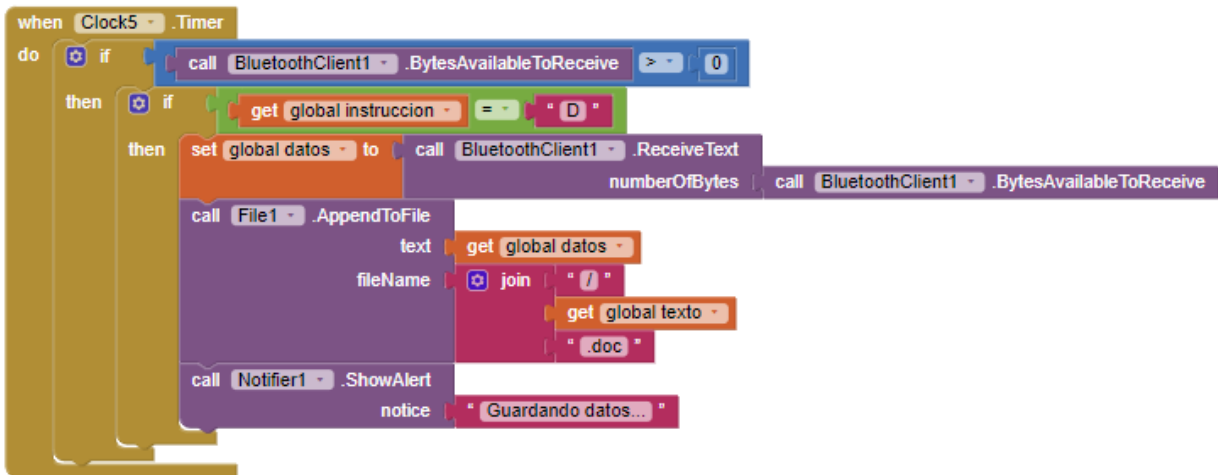


Figura 54. Guardar datos en un documento de texto.

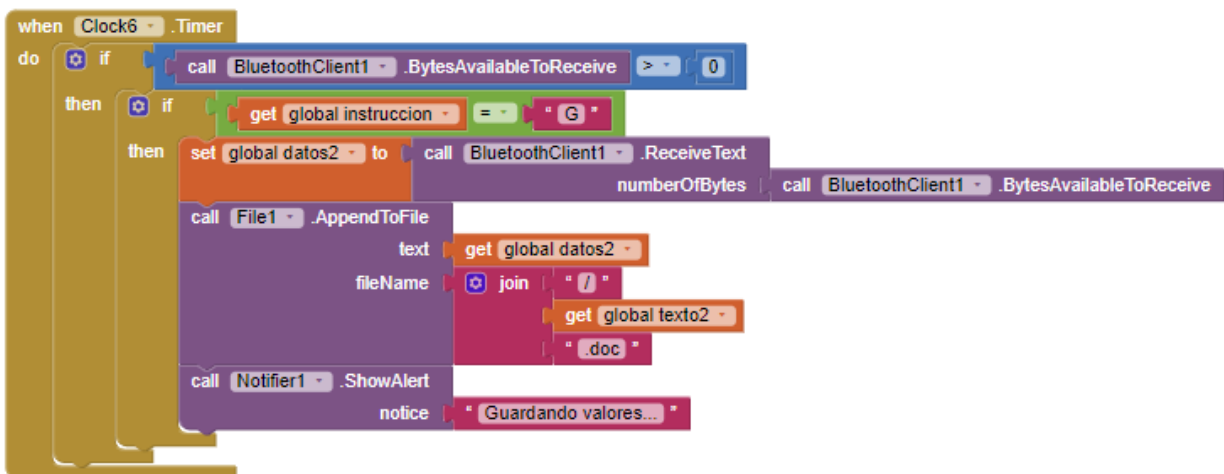


Figura 55. Guardar gráficas en un documento de texto.

8 REPRESENTACIÓN GRÁFICA

Una vez exportadas las tablas en un documento de texto, se hace uso de la herramienta Matlab para su representación gráfica. En cada línea de dicho documento, se encuentran los valores de volumen, tiempo y flujo, respectivamente, de las tres pruebas almacenadas.

El programa pregunta al usuario el nombre del archivo que desea leer. A continuación, se introduce por la línea de comandos el documento de texto donde se encuentran dichas tablas (terminado en .doc). Matlab lee este documento almacenando cada volumen, tiempo y flujo en un array diferente. Haciendo uso de la función *plot*, se muestran en pantalla las gráficas flujo-tiempo, volumen-tiempo y flujo-volumen de las tres pruebas realizadas.

Finalmente, el programa pregunta al usuario si desea guardar en un fichero dicha representación gráfica. Para ello, se introduce de nuevo por la línea de comandos el nombre del mismo, guardándose en un archivo .png. El diagrama de flujo del programa se muestra en la Figura 56.

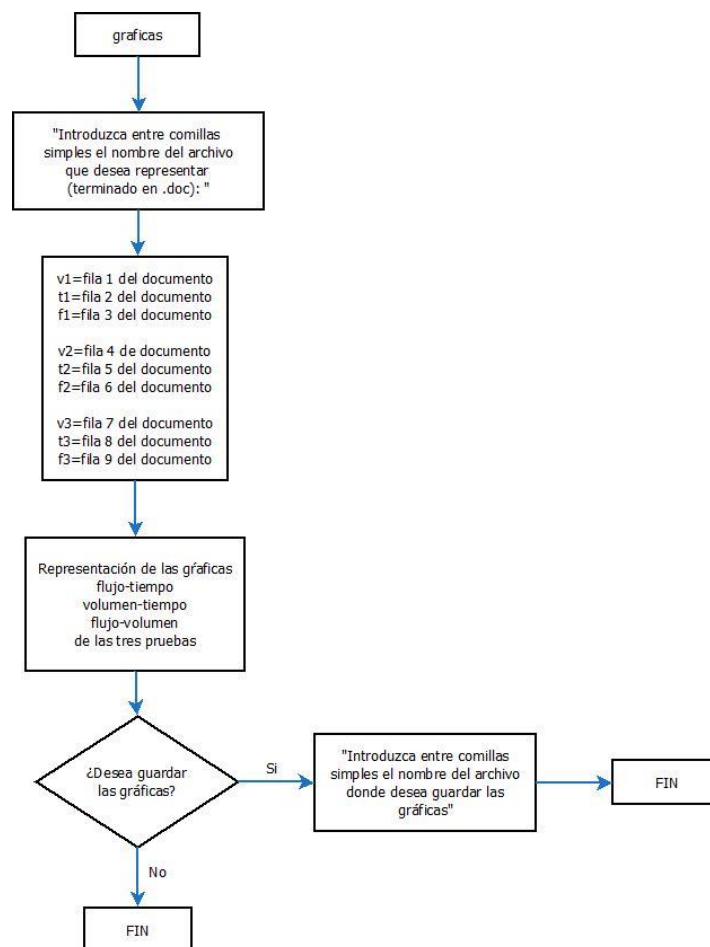


Figura 56. Diagrama de flujo de Matlab.

9 PRUEBAS

9.1 Pruebas en el neumotacógrafo

Para caracterizar correctamente el neumotacógrafo, se han realizado varias pruebas con diferentes mallas de fibra sintética.

Para ello, se ha medido el PEF y el FEV1 obtenido con dicho neumotacógrafo, comparando los resultados con los de un paciente cuyos parámetros son conocidos de antemano gracias a las ecuaciones de los valores de referencia de espirometría forzada. Debido a que el neumotacógrafo proporciona una diferencia de presión que es medida por el sensor de presión diferencial, una vez comparados los resultados reales y teóricos, se ha hecho uso de un factor de escala en la diferencia de presión obtenida para compensar las desigualdades. Los resultados se exponen en las tablas que se muestran a continuación. (Tablas 16-19).

Tabla 16. Prueba neumotacógrafo número 1.

Nº Prueba	1
Resistencia neumática	Sábana
FEV1 teórico	4.75
PEF teórico	7.97
Diferencia de presión teórica en PEF	1352.722
Diferencia de presión obtenida en PEF	3078.65
Factor de escala usado	0.36
Corrección	$3078.65 \times 0.36 = 1108.31$
FEV1 tras la corrección	4.20
PEF tras la corrección	6.53

Tabla 17. Prueba neumotacógrafo número 2.

Nº Prueba	2
Resistencia neumática	Camiseta
FEV1 teórico	4.75
PEF teórico	7.97
Diferencia de presión teórica en PEF	1352.722
Diferencia de presión obtenida en PEF	1308.73
Factor de escala usado	0.83
Corrección	$1308.73 \times 0.83 = 1086.25$
FEV1 tras la corrección	4.35
PEF tras la corrección	6.40

Tabla 18. Prueba neumotacógrafo número 3.

Nº Prueba	3
Resistencia neumática	Media
FEV1 teórico	4.75
PEF teórico	7.97
Diferencia de presión teórica en PEF	1352.722
Diferencia de presión obtenida en PEF	932.79
Factor de escala usado	1.21
Corrección	$932.79 \times 1.21 = 1128.68$
FEV1 tras la corrección	4.16
PEF tras la corrección	6.65

Tabla 19. Prueba neumotacógrafo número 4.

Nº Prueba	4
Resistencia neumática	Rejilla y media
FEV1 teórico	4.75
PEF teórico	7.97
Diferencia de presión teórica en PEF	1352.722
Diferencia de presión obtenida en PEF	1118.49
Factor de escala usado	-
Corrección	-
FEV1 tras la corrección	4.42
PEF tras la corrección	6.71

9.2 Pruebas con diferentes pacientes

A continuación, para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo completo, se exponen las tablas con los diferentes paciente que han realizado la prueba de espirometría. En ellas, los resultados mostrados son los impresos por la App en el documento word, así como las gráficas obtenidas en Matlab.

Tabla 20. Paciente 1.

<p>Datos del paciente: Fecha: 080819 Numero de prueba: 1 Nombre: sara Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 26 Talla: 168 Peso: 58.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.40 FVC: 5.10 TIFFENAU: 86.27 PEF: 6.81 FEF25_75_: 3.21</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 4.75 FVC: 5.35 TIFFENAU: 88.77 PEF: 7.97 FEF25_75: 3.94</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 92.76 FVC: 95.42 TIFFENAU: 97.18 PEF: 85.48 FEF75: 81.48</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 080819 Numero de prueba: 2 Nombre: sara Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 26 Talla: 168 Peso: 58.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.15 FVC: 4.86 TIFFENAU: 85.39 PEF: 6.40 FEF25_75_: 3.33</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 4.75 FVC: 5.35 TIFFENAU: 88.77 PEF: 7.97 FEF25_75: 3.94</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 87.41 FVC: 90.89 TIFFENAU: 96.19 PEF: 80.33 FEF75: 84.53</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 080819 Numero de prueba: 3 Nombre: sara Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 26 Talla: 168 Peso: 58.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.44 FVC: 5.08 TIFFENAU: 87.33 PEF: 6.53 FEF25_75_: 3.67</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 4.75 FVC: 5.35 TIFFENAU: 88.77 PEF: 7.97 FEF25_75: 3.94</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 93.56 FVC: 95.10 TIFFENAU: 98.38 PEF: 81.97 FEF75: 93.16</p>
--	--	--

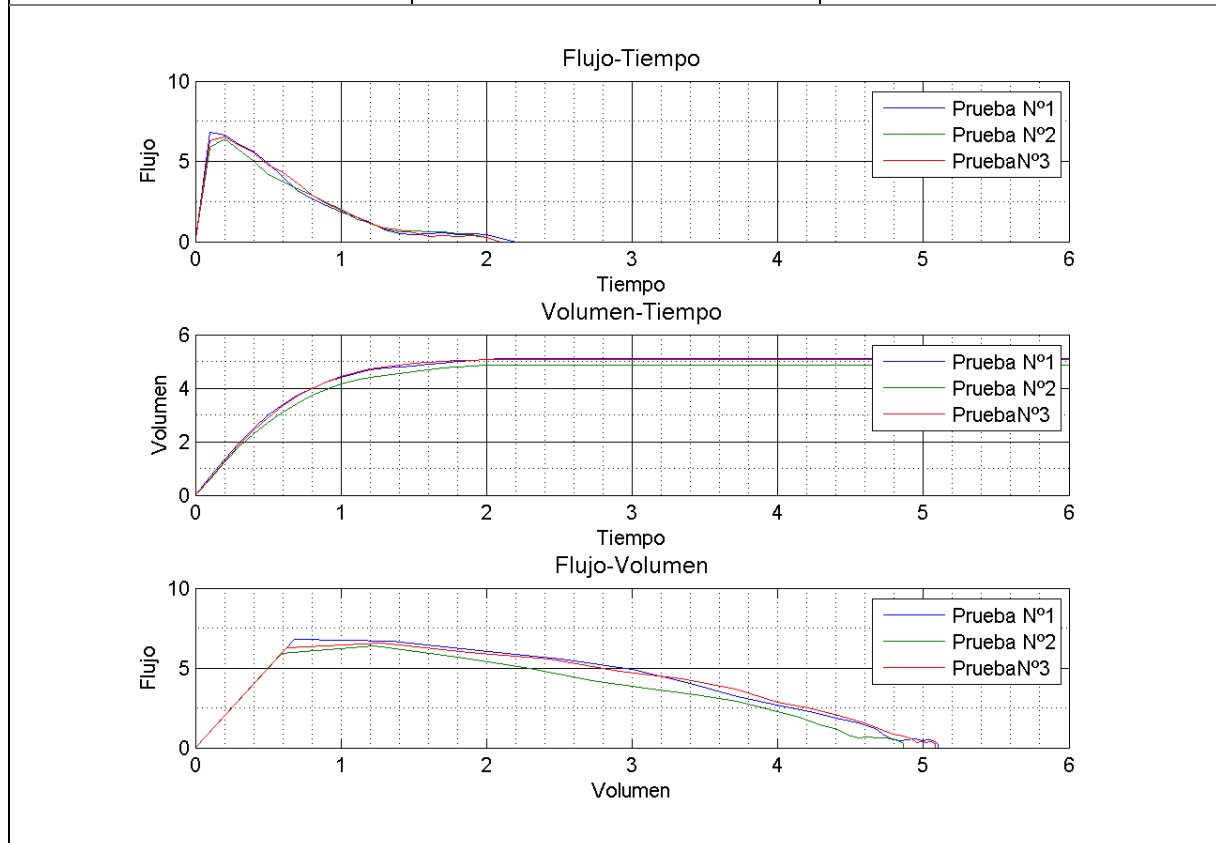


Tabla 21. Paciente 2.

<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 1 Nombre: samuel Sexo (1 hombre, 2 mujer): 1 Edad: 21 Talla: 180 Peso: 75.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.50 FVC: 5.12 TIFFENAU: 87.76 PEF: 7.48 FEF25_75_: 3.41</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.00 FVC: 5.79 TIFFENAU: 86.45 PEF: 8.35 FEF25_75: 3.99</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 89.92 FVC: 88.57 TIFFENAU: 101.52 PEF: 89.56 FEF75: 85.52</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 2 Nombre: samuel Sexo (1 hombre, 2 mujer): 1 Edad: 21 Talla: 180 Peso: 75.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.59 FVC: 5.33 TIFFENAU: 86.18 PEF: 6.78 FEF25_75_: 3.67</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.00 FVC: 5.79 TIFFENAU: 86.45 PEF: 8.35 FEF25_75: 3.99</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 91.88 FVC: 92.17 TIFFENAU: 99.69 PEF: 81.17 FEF75: 92.04</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 3 Nombre: samuel Sexo (1 hombre, 2 mujer): 1 Edad: 21 Talla: 180 Peso: 75.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.47 FVC: 5.25 TIFFENAU: 85.21 PEF: 7.06 FEF25_75_: 3.23</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.00 FVC: 5.79 TIFFENAU: 86.45 PEF: 8.35 FEF25_75: 3.99</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 89.40 FVC: 90.70 TIFFENAU: 98.57 PEF: 84.53 FEF75: 81.00</p>
---	--	--

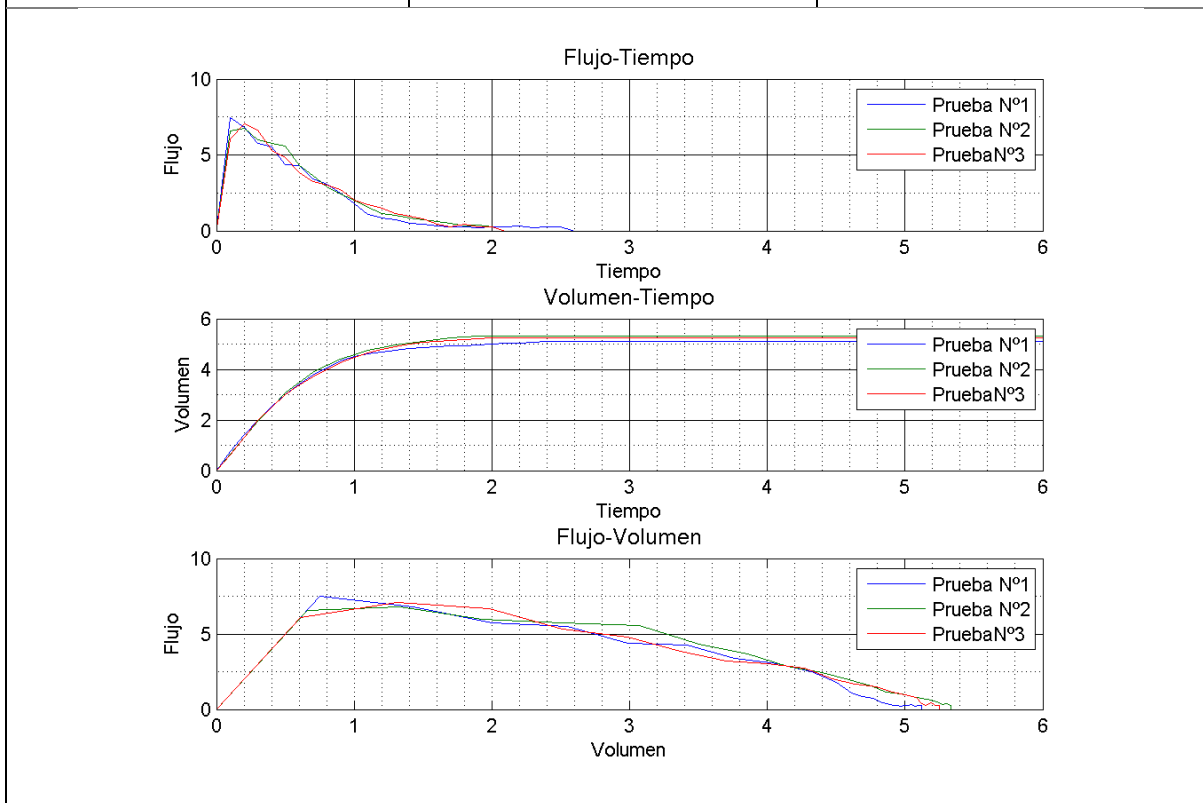
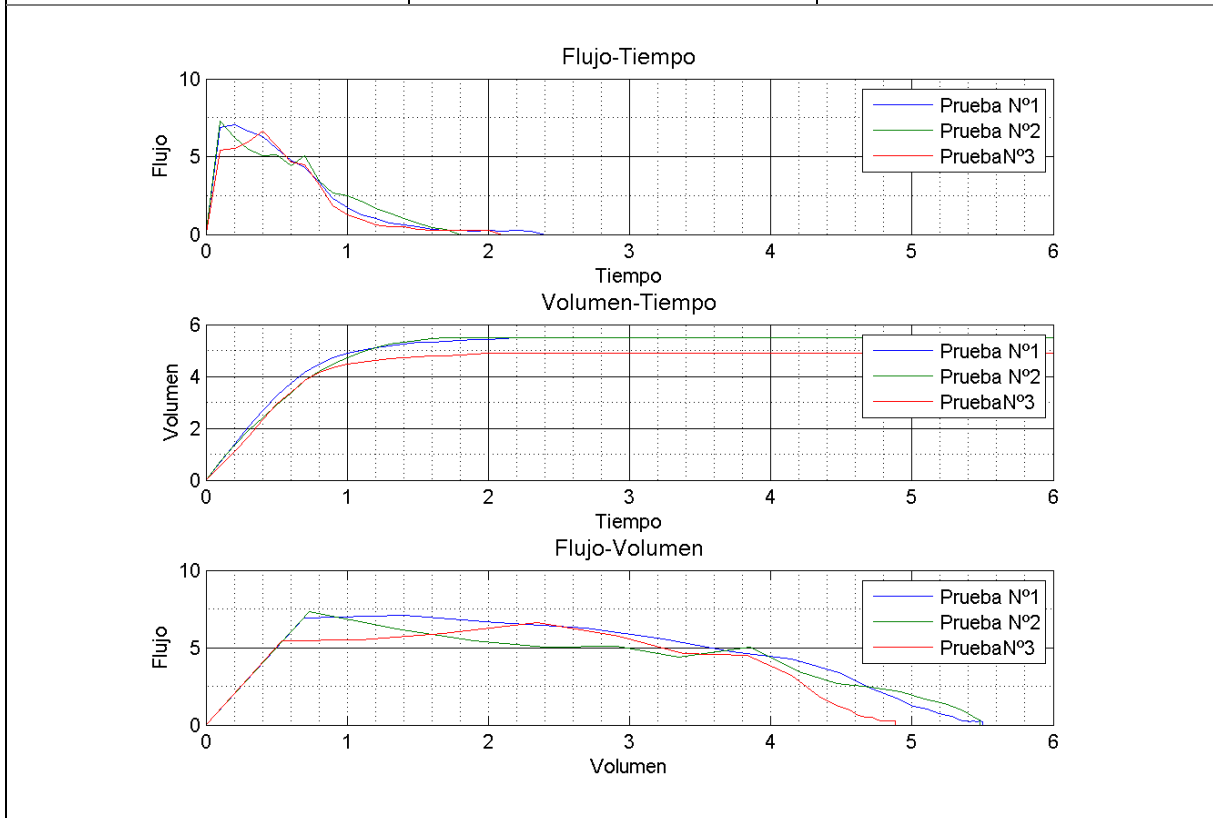


Tabla 22. Paciente 3.

<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 1 Nombre: manuela Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 57 Talla: 157 Peso: 53.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.89 FVC: 5.50 TIFFENAU: 88.86 PEF: 7.06 FEF25_75_: 4.76</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.17 FVC: 5.50 TIFFENAU: 94.03 PEF: 8.42 FEF25_75: 5.10</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 94.51 FVC: 100.01 TIFFENAU: 94.50 PEF: 83.88 FEF75: 93.33</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 2 Nombre: manuela Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 57 Talla: 157 Peso: 53.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.71 FVC: 5.48 TIFFENAU: 85.94 PEF: 7.30 FEF25_75_: 5.03</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.17 FVC: 5.50 TIFFENAU: 94.03 PEF: 8.42 FEF25_75: 5.10</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 91.09 FVC: 99.66 TIFFENAU: 91.40 PEF: 86.74 FEF75: 98.62</p>	<p>Datos del paciente: Fecha: 170719 Numero de prueba: 3 Nombre: manuela Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2 Edad: 57 Talla: 157 Peso: 53.00</p> <p>Valores reales sensor: FEV1: 4.46 FVC: 4.88 TIFFENAU: 91.45 PEF: 6.63 FEF25_75_: 4.62</p> <p>Valores teoricos: FEV1: 5.17 FVC: 5.50 TIFFENAU: 94.03 PEF: 8.42 FEF25_75: 5.10</p> <p>Comparacion valores reales y teoricos: FEV1: 86.25 FVC: 88.68 TIFFENAU: 97.26 PEF: 78.77 FEF75: 90.58</p>
--	---	---



Además, como se ha mencionado en apartados anteriores, la maniobra de realización de la prueba espirométrica cuenta con unos requisitos en su realización para conseguir los resultados óptimos. En caso de realizarla de manera incorrecta se falsearían los resultados. En la Tabla 22, se muestra una prueba en la que el paciente ejerce fuerza con la boca, de forma que, no se mide la capacidad pulmonar real.

Tabla 23. Maniobra de realización incorrecta.

```
Datos del paciente:
Fecha: 080819
Numero de prueba: 4
Nombre: sara
Sexo (1 hombre, 2 mujer): 2
Edad: 26
Talla: 168
Peso: 58.00

Valores reales sensor:
FEV1: 7.00
FVC: 8.01
TIFFENAU: 87.39
PEF: 7.35
FEF25_75_: 6.28

Valores teoricos:
FEV1: 4.75
FVC: 5.35
TIFFENAU: 98.77
PEF: 7.97
FEF25_75: 3.94

Comparacion valores reales y teoricos:
FEV1: 147.61
FVC: 149.80
TIFFENAU: 98.45
PEF: 92.20
FEF75: 159.30
```

10 CONCLUSIONES

Tras el estudio de las diferentes enfermedades pulmonares existentes en el mundo, nace la necesidad de crear un dispositivo para el seguimiento y diagnóstico de las mismas, el espirómetro. Con el fin de reducir las constantes visitas a los hospitales, en pacientes que sufren algún tipo de enfermedad respiratoria, se ha diseñado un espirómetro portátil, de fácil manejo, bajo costo y buena precisión, que cuenta con la posibilidad de realizar la prueba requerida en el entorno doméstico, sin la necesidad de contar con un profesional médico.

Para ello, se han diseñado los diferentes subsistemas necesarios en el desarrollo del proyecto: subsistema médico, electrónico, de control, de conexión y de visualización y almacenamiento de datos y gráficas.

En el subsistema médico se ha construido un neumotacógrafo, un sensor de flujo a través del cual el caudal respiratorio produce una diferencia de presión que es medida por un transductor de presión. Su diseño es sencillo y de bajo costo, pudiendo ser desmontado en partes para facilitar su limpieza y mantenimiento. Tras varias pruebas realizadas en él, se ha caracterizado de manera correcta, obteniendo unos resultados fiables y precisos.

Hoy día, la electrónica se encuentra presente en muchos aspectos de la vida cotidiana, siendo la base del desarrollo de una diversidad de herramientas. En este proyecto, se ha hecho uso de un circuito electrónico, conectado a la placa Arduino UNO para el tratamiento y adquisición de datos. Dicha placa ha sido escogida por su bajo precio y simplicidad en la programación y manejo de datos, así como su alta flexibilidad, permitiendo la posibilidad de crear un sinfín de aplicaciones.

Gracias al avance tecnológico, teniendo en cuenta que la mayoría de las personas disponen de un teléfono móvil, se ha diseñado una aplicación de fácil uso, con un formato claro y conciso para realizar la prueba de espirometría. Dicha App se comunica con Arduino a través de un módulo Bluetooth, por lo que el dispositivo móvil debe contar con la capacidad de conectarse a él y disponer del sistema operativo Android.

De esta manera, se necesitarán, exclusivamente, conocimientos previos sobre el manejo de la aplicación, así como dominar la maniobra de realización de la prueba. Sin embargo, resulta destacable que un alto porcentaje de la población no es capaz de llevar a cabo la técnica de realización del examen por muchos intentos que se repitan.

Los resultados teóricos y reales han sido exportados a un documento de texto de forma que se pueda visualizar de manera sencilla en cualquier dispositivo.

Por último, las gráficas necesarias para el diagnóstico de la prueba han sido representadas con la herramienta Matlab, ofreciendo la posibilidad de guardar los resultados en un archivo png de manera que puedan ser consultadas en cualquier momento.

La fiabilidad de los resultados obtenidos depende tanto del paciente como del diseño del espirómetro. En este proyecto, se han llevado a cabo varias pruebas a diferentes usuarios garantizando su correcto funcionamiento, ofreciendo la alternativa de realizar el examen espirométrico desde casa y presentar los resultados ante un profesional médico para su evaluación.

11 TRABAJO FUTURO

Tal como se ha descrito en este documento, la salida del transductor de presión se encuentra en el rango de 0 a 40mV, por ello, se ha hecho uso de un amplificador de instrumentación AD620ANZ, el cuál, requiere, únicamente, de una resistencia externa para establecer la ganancia de 1 a 10.000.

Con la ayuda de la fórmula dada por el amplificador para ajustar dicha ganancia, en este proyecto, se ha utilizado una R_G de 68 Ω , amplificando la señal 727 veces (0-29V).

En este apartado, se propone ajustar la ganancia al máximo rango posible, de forma que se obtengan los mejores resultados, teniendo en cuenta el máximo voltaje admitido por la placa Arduino UNO (0-5V).

Según las tablas usadas para obtener los valores de referencia de los parámetros espirométricos, el mayor valor de PEF, aproximadamente, lo da un varón de 200 cm y 20 años, lo que corresponde con un resultado de 12.812 litros de flujo espiratorio pico.

Teniendo esto en cuenta, y haciendo uso de la ecuación de Poisselle estudiada, se obtiene una diferencia de presión de 2174.5394.

$$\varphi = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8 \mu L} \quad (11)$$

Por tanto, deshaciendo las ecuaciones de captación y procesamiento de datos, se halla un voltaje de 1.265V.

$$\Delta P = V_{sensor} * \frac{1}{727} * \frac{50kPa}{40mV} \quad (12)$$

Dividiendo por la amplificación utilizada en este caso, se calcula un valor ideal de $1.739 * 10^{-3}V$

(13)

$$V_{sensor} = \text{amplificación} * V_{ideal} = 727 * V_{ideal}$$

De esta manera, para conseguir llegar al rango de 0-5V, se necesita amplificar la señal 2875 veces, lo que se conseguiría con una R_G de 17.18 Ω .

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3)$$

Sin embargo, teniendo en cuenta la posibilidad de realizar la prueba espirométrica de manera incorrecta, se propone realizar un estudio para establecer un factor de seguridad adecuado de forma que nunca se superen los 5 V máximos admitidos por Arduino como entrada.

Por otra parte, tras el diseño realizado, debido a la variabilidad del offset producido por los diferentes componentes y Arduino, se propone como mejora realizar la compensación del offset de manera digital. Para ello, se realizará una fase previa de calibración al inicio del programa, detectando el valor medio medido cuando el sistema se encuentre en reposo. Una vez hallado esto, se compensará restándole dicho valor a los datos recogidos por el circuito electrónico, de manera que, se obtenga el 0 deseado cuando el dispositivo no mida ningún volumen. De esta forma, se simplificaría dicho circuito electrónico, ya que no contaría con la parte de sumador de tensión necesaria para compensar el voltaje que se lleva el diodo.

12 PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO

12.1 Planificación

El desarrollo del proyecto de ha llevado a cabo desde mediados de Abril de 2019 hasta finales de Agosto del mismo año. El tiempo empleado en el mismo se muestra en la siguiente gráfica (Figura 57).

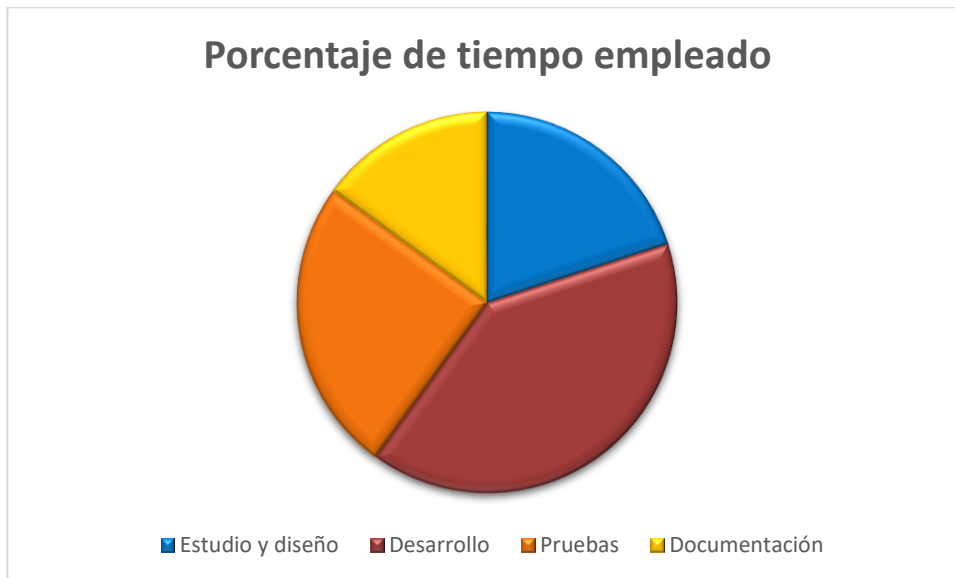


Figura 57. Porcentaje de tiempo empleado.

Durante las primeras 4 semanas se ha realizado el estudio del estado del arte, así como el alcance del proyecto, el diseño de los diferentes subsistemas y la elección de los componentes usados en él.

Las siguientes 13 semanas se han dedicado al desarrollo e implementación del espirómetro completo. En este punto, se han utilizado 2 semanas para la elaboración del sistema médico, 3 para el sistema electrónico, 4 para la programación de Arduino, 3 para la aplicación móvil y 1 para la visualización gráfica.

Por otro lado, las pruebas han requerido 6 semanas, ya que se han realizado variaciones en el diseño del neumotacógrafo y se ha comprobado su correcto funcionamiento con algunos pacientes.

Por último, la documentación ha hecho uso de otras 3 semanas.

Teniendo esto en cuenta, el proyecto ha contado con 26 semanas para su elaboración, dedicando unas 15 horas/semana, lo que supone un total de 390 horas.

12.2 Presupuesto

En la Tabla 24 se resume el presupuesto requerido en el proyecto completo.

Tabla 24. Presupuesto.

COMPONENTE	PRECIO	PROVEEDOR
Sensor de presión diferencial MPX2050DP	13.73€	RS Amidata (719-1033)
Amplificador AD620ANZ	9.15€	RS Amidata (522-9717)
Rectificador 1N4007	0.163€	RS Amidata (628-8931)
Amplificador LF353N	1.12€	RS Amidata (533-9202)
Arduino Uno	24.89€	Amazon
Módulo Bluetooth HC-05	8.49€	Amazon
Tubos PVC	6.09€	Leroy Merlín
Mano de obra 1 ingeniero (25€/hora)	390*25=9750€	
TOTAL	9813.633€	

13 BIBLIOGRAFÍA

1. ÁLVAREZ, F.J. et al. Documento de consenso sobre Espirometría en Andalucía. NEUMOSUR, SAMFyC y SEMERGEN-Andalucía. Marzo, 2009.
2. ASBHY, I. Sensores para e estudio de mecánica ventilatoria. En: XV Seminario de Ingeniería Biomédica. Vinculada a la conferencia del Profesor. Dr. Walter Zin, Viscoelasticidad de tejido pulmonar en modelos patológicos: del 4 de abril. Montevideo, Uruguay, 2006.
3. BELTRÁN RODRÍGUEZ, O.A. Diseño e implementación de un espirómetro. En: Tekhnê. 2013, vol. 10, no. 2, pp. 5–14. ISSN 1692-8407.
4. BERCEDO, A., JULIÁ, J., ÚBEDA, M.I., PRAENA, M. y GRUPO DE VÍAS RESPIRATORIAS DE LA AEPap. Espirometría. En: AEPap ed. Curso de Actualización Pediatría 2015. Madrid: Lúa Ediciones 3.0; 2015. Pp. 371-382.
5. CARVAJAL UREÑA, I., BLANCO GONZÁLEZ, J.E. Espirometría forzada. En: AEPap ed. Curso de Actualización de Pediatría 2005: 13 al 15 de octubre. Madrid: Exlibris Ediciones; 2005. p. 201-216.
6. CASAN et al. Recommendations of SEPAR. Spirometry. En: Archivos de bronconeumología. 2013, vol. 49, no. 9, pp. 388-401.
7. FREIRE SÁNCHEZ, L.A. Diseño e implementación de un dispositivo electrónico para monitorear la capacidad vital respiratoria. Ecuador, 2010.
8. FOROS DE LAS SOCIEDADES RESPIRATORIAS INTERNACIONALES (FIRS). El impacto mundial de la Enfermedad Respiratoria. Ginebra, 2017.
9. GUTKOWSKI, P., LUBINSKI, W. y ZIELONKA, T. Spirometry. Medical Tribune.2005
10. IÑIGUEZ, F. y SÁNCHEZ, I. Determinación de valores de referencia para volúmenes pulmonares en escolares y adolescentes. En: Neumología Pediátrica. 2008, vol. 3, no. 2. Pp. 156-159. ISSN 0717-3321.
11. JARAMILLO, J.D y CÁRDENAS, H.A. Número de Reynolds. Girardot, 2015
12. LUCERNA, P. Transductores de presión y flujo. En: XIII Seminario de Ingeniería Biomédica: 16 a 20 marzo. Montevideo, Uruguay, 2004.
13. MARTÍN DOMINGO, A. Apuntes de mecánica de fluidos. Capítulo 4. Dinámica de fluidos reales. Flujo de fluidos en tuberías. 2011.
14. MARTÍN, I. SALCEDO, R. y FONT, R. Mecánica de fluidos. Tema1. Flujo interno de fluidos incompresibles y compresibles. Alicante, 2011.
15. ROCA, J., CASTELLSAGUER, J., BURGOS, F. y SUNYER, J. Prediction equations for forced spirometry from European origin population. En: Respiratory Medicine. 1998, vol. 92, no 3, pp. 401–407.
16. ROJO HERNÁNDEZ, A. y GAITANO GARCÍA. A. Espirometría forzada en pediatría. Comité de Enfermería de la Sociedad Española de Inmunología Clínica, Alergología y Asma Pediátrica (SEICAP), 2016.
17. ROMERO DE ÁVILA, G. et Al. Habilidades e terapéutica. Las 4 reglas de la espirometría. En: Cadernos de atención primaria. 2013, vol. 20, no 7-50.
18. SANCHÍS ALDÁS, J., CASAN CLARÁ, P., CASTILLO GÓMEZ, J., GONZÁLEZ MANGADO, N., PALENCIANO BALLESTEROS, L. y ROCA TORRENTE, J. Normativa SEPAR. Espirometría forzada. Barcelona. En: Doyma. 1997, pp. 1–19.
19. TOLEDO, N., DE LA PEÑA, J., FOLGUERAS, H. YUR. Calibración de transductores y sensores de presión diferencial. En: II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica: 23 a 25 de mayo. La Habana, Cuba, Instituto Central de Investigación Digital (ICID), 2001.

LISTADO DE COMPONENTES:

Datasheet 1. <https://docs-emea.rs-online.com/webdocs/0ef4/0900766b80ef40f3.pdf>

Datasheet 2. <https://docs-emea.rs-online.com/webdocs/077f/0900766b8077fed7.pdf>

Datasheet 3. <https://docs-emea.rs-online.com/webdocs/13b0/0900766b813b04cb.pdf>

Datasheet 4. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353-n.pdf>

Datasheet 5.

<http://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoblog/ralvgon/files/2013/05/Caracter%C3%ADsticas-Arduino.pdf>

14 ANEXO A: MANUAL DE INSTRUCCIONES

REALIZACIÓN DE LA PRUEBA DE ESPIROMETRÍA

En primer lugar, conecte la placa Arduino UNO a su ordenador. Asegúrese de que se encuentre en el puerto COM4. Para ello, seleccione **Herramientas> Puerto> COM4**.

A continuación, desconecte el pin de alimentación del módulo Bluetooth (5V) y pulse el botón **Subir** de Arduino.



Seguidamente, vuelva a conectar dicho pin de alimentación y vincule el dispositivo Bluetooth llamado **ESPIROMETRO** en su teléfono móvil. La contraseña requerida es 1234.

Una vez realizado esto, instale la aplicación y pulse el botón **Conectar**, seleccionando de nuevo el dispositivo **ESPIROMETRO**. Para asegurar que se ha realizado correctamente la conexión, aparecerá en pantalla un mensaje de confirmación, además, las luces del HC-05 cambiarán de un parpadeo rápido a uno lento.

Concluido esto, la App está preparada para comenzar la prueba espirométrica. Si desea consultar las instrucciones de la aplicación, puede pulsar el botón **Instrucciones** incorporado al final de la pantalla. Para volver a la pantalla principal, seleccione el botón táctil “**atrás**” de su dispositivo móvil.

A continuación, introduzca sus datos en las casillas correspondientes siguiendo el formato indicado. Seguidamente, pulse el botón **Guardar**. En este momento, aparecerá en pantalla una alerta de datos guardados. Si desea modificar algún dato del formulario, vuelva a rellenar la casilla con el valor correcto y pulse de nuevo **Guardar**.

Una vez terminado esto, el programa puede calcular sus parámetros de referencia de la prueba de espirometría pulsando **Valores Teóricos**. De la misma manera que antes, aparecerá un notificador que informa que los valores han sido calculados. El resultado de los mismos se imprime en pantalla.

Para realizar la prueba espirométrica siga los siguientes pasos:

- Manténgase en reposo durante al menos 15 minutos antes de su realización.
- Adopte la postura correcta: sentado con la cabeza ligeramente levantada, con la espalda recta, sin cruzar las piernas y sin ropa ajustada u otros elementos que puedan obstruir o dificultar el paso del aire.
- Utilice pinzas nasales que eviten que se escape el aire.
- Coloque la boquilla entre los dientes, sellándola con los labios para evitar el flujo de aire.
- Realice unas cuatro respiraciones de manera relajada.
- Posteriormente, seleccione **Empezar**. En ese momento, realice una inspiración máxima voluntaria durante los 2 segundos que muestra el display de 7 segmentos.
- Seguidamente, lleve a cabo una espiración máxima forzada durante la cuenta atrás de 6 segundos que se muestra de nuevo en el display.
- Deseche los resultados obtenidos si realiza la prueba de manera indebida (Ejemplo: Tos, taponar la boquilla con la lengua o sellarla de forma errónea, postura incorrecta, maniobra demasiado corta, vacilación al comienzo, rehinalación de aire o ejercer fuerza con la boca en lugar de con los pulmones). Para ello, pulse de nuevo el botón **Empezar** y comience de nuevo.

Además del display, la App cuenta con un notificador que muestra en pantalla un mensaje de **Realizando prueba...** mientras se ejecuta la maniobra.

Concluido este punto, imprima los resultados obtenidos haciendo uso del botón **Calcular Valores**.

Tenga en cuenta que, el orden en el que se ejecuta la aplicación hasta ahora carece de importancia, pudiendo introducir sus datos y calcular los valores teóricos, en primer lugar, y realizar la prueba real a continuación, o viceversa.

Una vez hallados los parámetros reales y teóricos, imprima en pantalla la comparación entre ambos. Para ello, seleccione **Porcentajes**.

Finalmente, tanto los valores reales como teóricos, así como la comparación entre ambos, pueden ser almacenados en un documento de texto. Para ello, introduzca el nombre del documento donde desee guardarlos y pulse **Guardar Archivo**.

De la misma manera, las tablas necesarias para la representación gráfica se pueden almacenar en un documento de texto. Para ello, escriba el nombre del documento donde desee guardarlos y pulse **Guardar gráficas**.

La prueba concluye cuando se disponen de tres resultados válidos y dos reproducibles (variación entre el FEV1 y la FVC menor o igual al 5%). Para ello, en cada intento, cambie el valor de la casilla **Nº prueba** y realice de nuevo la maniobra.

Tenga cuidado con no cambiar, durante todo el examen, los nombres de los documentos de texto donde desee guardar los valores. Dichos documentos se encuentran almacenados en la memoria interna del teléfono.

Para salir de la aplicación, únicamente, seleccione el botón táctil **“atrás”** del dispositivo móvil.

REPRESENTACIÓN DE LOS RESULTADOS

Para mostrar la representación gráfica de sus resultados, transfiera los archivos generados por la aplicación a su ordenador y guárdelos en la misma carpeta que el fichero **graficas.m**. A continuación, pulse el botón **Run** de la herramienta Matlab.



En ese momento, aparecerá en pantalla el siguiente mensaje: **“Introduzca entre comillas simples el nombre del archivo que desea representar (terminado en .doc):”**. Siguiendo los pasos tal como se le indica, se abrirá una ventana con las tres gráficas resultantes (flujo-tiempo, volumen-tiempo y flujo-volumen, respectivamente) de las tres pruebas de espirometría realizadas.

A continuación, aparecerá un nuevo mensaje en pantalla: **“Introduzca entre comillas simples el nombre del archivo donde desea guardar las gráficas:”**. De la misma manera, y sin cerrar la ventana donde aparecen las gráficas, escriba el nombre del archivo deseado tal como se le indica.

Concluido esto, se guardará en la misma carpeta donde se encuentra el programa, un archivo **.png** con las curvas espirométricas resultantes.

15 ANEXO B: CÓDIGO ARDUINO

```
#define pin_sensor A0 //Pin del sensor
float valorADC; //Valor del convertidor
float voltajeAmplif, voltajeAmplif1; //Voltaje amplificado
float difPresion; //Variable de la diferencia de presion
float sensib = 0.0000008; //0-50kPa (0-7.25psi) = 0 a 40mV 0.8 mV/kPa
int amplif= 727; //Valor de la amplificacion para 68 es 727
float flujo, volumen; //Valor de flujo y volumen
const float pi = 3.1416;
float diam = 0.02; //Diametro del neumotacografo
float longi = 0.035; //Separacion entre orificios del neumotacografo
float radio4;
float mu=0.0000190433;
int n=60; //6 seg que dura la prueba entre 100ms de muestreo
float tablavolumen[61]; //Para evitar ovf
float tablaflujo[61];
float tablatiempo[61];
float tiempo=0.1;
float Tiffenau=0;
float flujomax=0;
float volumenmax=0;
float volumen75=0;
float FEF75=0;
int S, E, T, numeroPrueba;
long int fecha;
String nombre;
float P;
float FVC, FEV1, FEF25_75, PEF, PORCENTAJE, PFEV1, PFVC, PPORCENTAJE, PPEF, PFEF75;
int bandera, banderal=0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(pin_sensor, INPUT);
  radio4= pow(diam/2, 4);
  pinMode(2, OUTPUT);
  pinMode(3, OUTPUT);
  pinMode(4, OUTPUT);
  pinMode(5, OUTPUT);
  pinMode(6, OUTPUT);
  pinMode(7, OUTPUT);
  pinMode(8, OUTPUT);
}
```

```
void guardardatos();
void recogemuestras();
void mostrarvalores();
void calcularvaloresteoricos();
void comparacionporcentajes();
void guardararchivodetexto();
void guardarvaloresgraficas();
void encender(int a, int b, int c, int d, int e, int f, int g);

void loop() {

    char instruccion='0';
    instruccion=Serial.read();

    if(instruccion=='S'){ //Cuando enviamos una S
        guardardatos(); //guardamos los datos del paciente
        bandera=1;
    }
    else if (instruccion=='C' && bandera==1){//Cuando enviamos una C
        calcularvaloresteoricos(); //mostramos los valores teóricos
        bandera=2;
    }

    else if(instruccion=='R'){ //Cuando enviamos una R
        recogemuestras(); //empezamos a recoger las muestras
        banderal=1;
    }
    else if (instruccion=='M' && banderal==1){ //Cuando enviamos una M
        mostrarvalores(); //mostramos los valores sensor
        bandera=2;
        banderal=2;
    }

    else if (instruccion=='P' && bandera==2 && banderal==2){//Cuando enviamos una P
        comparacionporcentajes(); //hallamos la diferencia
        bandera=3; //entre ambos
    }
    else if (instruccion=='D' && bandera==3 ){//Cuando enviamos una D
        guardararchivodetexto(); //guardamos los datos en
        bandera=4; //un archivo .doc
    }
    else if (instruccion=='G' && bandera==4){//Cuando enviamos una G
        guardarvaloresgraficas(); //guardamos los valores
        bandera=0; //de las gráficas en un archivo .doc
        banderal=0;
    }
}
}
```

```
void guardardatos () {
  int cont=0;

  while (cont<7){
    if(Serial.available ()>0){
      String str = Serial.readStringUntil('*'); //Lee del puerto serie hasta llegar a *
      if( cont==0)
        S = str.toInt ();
      else if( cont==1)
        E = str.toInt ();
      else if( cont==2)
        T = str.toInt ();
      else if( cont==3)
        numeroPrueba = str.toInt ();
      else if( cont==4)
        fecha = str.toInt ();
      else if( cont==5)
        P = str.toFloat ();
      else if( cont==6)
        nombre = str;

      cont++;
    }
  }

}

void recogemuestras () {
  int i=0;
  float volumenant=0.00;
  float tiemposig=0.00;

  encender (1, 1, 0, 1, 1, 0, 1); //Muestra el numero 2
  Serial.println(2);
  delay(1000);

  encender (0, 1, 1, 0, 0, 0, 0); //Muestra el numero 1
  Serial.println(1);
  delay(1000);

  encender (1, 1, 1, 1, 1, 1, 0); //Muestra el numero 0
  Serial.println(0);
  delay(1000);
}
```

```
while(i<=n){ //Recoger las muestras del sensor

valorADC=analogRead(A0); //Leemos el pin A0
voltajeAmplif = valorADC*5/1023; //Transformamos valor D/A

if(voltajeAmplif<=0.2)//Para quitar el offset
    voltajeAmplif=0.00;
else
    voltajeAmplif=voltajeAmplif-0.2;

difPresion= (voltajeAmplif/amplif)*(1/sensib); //Con rejilla y media
flujo= (pi*radio4*difPresion)/(8*mu*longi); //Ley de Poiseuille
tablaflujo[i]=flujo; //Guardo el flujo en una tabla
volumen=flujo*tiempo; //Hallo el area de un rectangulo
tablavolumen[i]=volumen+volumenant; //Guardo el volumen en la tabla
volumenant=tablavolumen[i]; //Actualizo el volumen anterior
tablatiempo[i]=tiemposig; //Guardo el tiempo em una tabla
tiemposig=tiemposig+tiempo;

if (i>=0 && i<=10){
    encender (1, 0, 1, 1, 1, 1, 1); //Muestra el numero 6
    Serial.println(6);
}
else if (i>10 && i<=20){
    encender (1, 0, 1, 1, 0, 1, 1); //Muestra el numero 5
    Serial.println(5);
}
else if (i>20 && i<=30){
    encender (0, 1, 1, 0, 0, 1, 1); //Muestra el numero 4
    Serial.println(4);
}
else if (i>30 && i<=40){
    encender (1, 1, 1, 1, 0, 0, 1); //Muestra el numero 3
    Serial.println(3);
}
else if (i>40 && i<=50){
    encender (1, 1, 0, 1, 1, 0, 1); //Muestra el numero 2
    Serial.println(2);
}
else if (i>50 && i<=60){
    encender (0, 1, 1, 0, 0, 0, 0); //Muestra el numero 1
    Serial.println(1);
}
```

```

        i++;
    delay(100);

}

if(i==61){
    encender (1, 1, 1, 1, 1, 1, 0); //Muestra el numero 0
}

}

void mostrarvalores(){
    int flag=0;

    Tiffenau=(tablavolumen[10]/tablavolumen[60])*100;

    flujomax=tablaflujo[0]; //Hallo el maximo de la tabla de flujo y ese es PEF
    for (int u=0; u<=n; u++){
        if(tablaflujo[u]>flujomax )
            flujomax=tablaflujo[u];
    }

    volumenmax=tablavolumen[0]; //Hallo el maximo de la tabla de volumen
    for (int u=0; u<=n; u++){
        if(tablavolumen[u]>volumenmax )
            volumenmax=tablavolumen[u];
    }

    volumen75=volumenmax*0.75; //Hallo el 75%

    for ( int x=0; x<=n && flag==0; x++){
        if(tablavolumen[x]>volumen75 ){ //Busco en el volumen ese valor y digo cuanto va
            FEF75=tablaflujo[x-1]; //Para no pasarnos
            flag=1;
        }
    }

    Serial.print("FEV1: ");
    Serial.println(tablavolumen[10]); //Muestra FEV1
    Serial.print("FVC: ");
    Serial.println(tablavolumen[60]); //Muestra FVC
    Serial.print("TIFFENAU: ");
    Serial.println(Tiffenau); //Muestra FEV1/FVC
    Serial.print("PEF: ");
    Serial.println(flujomax); //Muestra PEF
    Serial.print("FEF25_75 : ");
    Serial.println(FEF75);
}
}

```

```

void calcularvaloresteoricos() {

  switch (S) {
  case 1:
    if (E>6 && E<20) {
      FVC=(0.02800*T)+(0.03451*P)+(0.05728*E)-3.21;
      FEV1=(0.02483*T)+(0.02266*P)+(0.07148*E)-2.91;
      PORCENTAJE=(FEV1/FVC)*100;
      FEF25_75=(0.038*T)+(0.140*E)-4.33;
      PEF=(0.075*T)+(0.275*E)-9.8;
    }
    else if ( E>20 && E<70) {
      FVC=(0.0678*T)+(0.0147*E)-6.05;
      FEV1=(0.0499*T)+(0.0211*E)-3.84;
      PORCENTAJE=(FEV1/FVC)*100;
      FEF25_75=(0.0392*T)+(0.0430*E)-1.16;
      PEF=(0.0945*T)+(0.0209*E)-5.77;
    }
    break;

  case 2:
    if (E>6 && E<20) {
      FVC=(0.03049*T)+(0.02220*P)+(0.03550*E)-3.04;
      FEV1=(0.02866*T)+(0.01713*P)+(0.02955*E)-2.87;
      PORCENTAJE=(FEV1/FVC)*100;
      FEF25_75=(0.046*T)+(0.051*E)-4.30;
      PEF=(0.073*T)+(0.134*E)-7.57;
    }
    else if (E>20 && E<70) {
      FVC=(0.0454*T)+(0.0211*E)-2.83;
      FEV1=(0.0317*T)+(0.0250*E)-1.23;
      PORCENTAJE=(FEV1/FVC)*100;
      FEF25_75=(0.0230*T)+(0.0456*E)-1.11;
      PEF=(0.0448*T)+(0.0304*E)+0.35;
    }
    break;

  }

  Serial.print("FEV1: ");
  Serial.println (FEV1);
  Serial.print("FVC: ");
  Serial.println (FVC);
  Serial.print("TIFFENAU: ");
  Serial.println (PORCENTAJE);
  Serial.print("PEF: ");
  Serial.println (PEF);
  Serial.print("FEF25_75: ");
  Serial.println (FEF25_75);

}

```

```
void comparacionporcentajes() {
  PFEV1=(tablavolumen[10]/FEV1)*100;
  PFVC=(tablavolumen[60]/FVC)*100;
  PPORCENTAJE=(Tiffenau/PORCENTAJE)*100;
  PPEF=(flujomax/PEF)*100;
  PFEF75=(FEF75/FEF25_75)*100;

  Serial.print("FEV1: ");
  Serial.println (PFEV1);
  Serial.print("FVC: ");
  Serial.println (PFVC);
  Serial.print("TIFFENAU: ");
  Serial.println (PPORCENTAJE);
  Serial.print("PEF: ");
  Serial.println (PPEF);
  Serial.print("FEF75: ");
  Serial.println (PFEF75);
}

void guardararchivodetexto() {
  delay(1000);

  Serial.print("Datos del paciente: ");
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Fecha: ");
  Serial.print (fecha);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Numero de prueba: ");
  Serial.print (numeroPrueba);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Nombre: ");
  Serial.print (nombre);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Sexo (1 hombre, 2 mujer): ");
  Serial.print (S);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Edad: ");
  Serial.print (E);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Talla: ");
  Serial.print (I);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print("Peso: ");
  Serial.print (P);
  Serial.print ('\n');
  Serial.print ('\n');
```

```
Serial.print("Valores reales sensor: ");
Serial.print('\n');
Serial.print("FEV1: ");
Serial.print(tablavolumen[10]); //Muestra FEV1
Serial.print('\n');
Serial.print("FVC: ");
Serial.print(tablavolumen[60]); //Muestra FVC
Serial.print('\n');
Serial.print("TIFFENAU: ");
Serial.print(Tiffenau); //Muestra FEV1/FVC
Serial.print('\n');
Serial.print("PEF: ");
Serial.print(flujomax); //Muestra PE
Serial.print('\n');
Serial.print("FEF25_75_: ");
Serial.print(PEF75);
Serial.print('\n');
Serial.print('\n');

Serial.print("Valores teoricos: ");
Serial.print('\n');
Serial.print("FEV1: ");
Serial.print(FEV1);
Serial.print('\n');
Serial.print("FVC: ");
Serial.print(FVC);
Serial.print('\n');
Serial.print("TIFFENAU: ");
Serial.print(PORCENTAJE);
Serial.print('\n');
Serial.print("PEF: ");
Serial.print(PEF);
Serial.print('\n');
Serial.print("FEF25_75: ");
Serial.print(PEF25_75);
Serial.print('\n');
Serial.print('\n');

Serial.print("Comparacion valores reales y teoricos: ");
Serial.print('\n');
Serial.print("FEV1: ");
Serial.print(PFEV1);
Serial.print('\n');
Serial.print("FVC: ");
Serial.print(PFVC);
Serial.print('\n');
```



```
    Serial.print("TIFFENAU: ");
    Serial.print(PPORCENTAJE);
    Serial.print('\n');
    Serial.print("PEF: ");
    Serial.print(PPEF);
    Serial.print('\n');
    Serial.print("FEF75: ");
    Serial.print(PFEF75);
    Serial.print('\n');
    Serial.print('\n');
}

void guardarvaloresgraficas() {

    //Volumen
    for (int u=0; u<=n; u++){
        Serial.print(tablavolumen[u]);
        Serial.print(" ");
    }
    Serial.print('\n');

    //Tiempo
    for (int u=0; u<=n; u++){
        Serial.print(tablatiempo[u]);
        Serial.print(" ");
    }
    Serial.print('\n');

    //Flujo
    for (int u=0; u<=n; u++){
        Serial.print(tablaflujo[u]);
        Serial.print(" ");
    }
    Serial.print('\n');
}
```

```
void encender(int a, int b, int c, int d, int e, int f, int g)
{
  //Asigna un segmento del display a cada pin

  digitalWrite(2, a); //Pin 2 al segmento a
  digitalWrite(3, b);
  digitalWrite(4, c);
  digitalWrite(5, d);
  digitalWrite(6, e);
  digitalWrite(7, f);
  digitalWrite(8, g);
}
```

16 ANEXO C: CÓDIGO MATLAB

```
prompt = 'Introduzca entre comillas simples el nombre del archivo que desea
representar (terminado en .doc): ';
nombrearchivo=input(prompt); %Leemos de la línea de comandos
fileID = fopen(nombrearchivo,'r'); %Abrimos el documento de texto en modo
lectura
[A,delimiterOut]=importdata(nombrearchivo); %Importa el archivo en A y
detecta el caracter delimitador
fclose(fileID);

%Valores de la prueba numero 1
v1=A(1,:); %Volumen1
t1=A(2,:); %Tiempo1
f1=A(3,:); %Flujo1

%Valores de la prueba numero 2
v2=A(4,:); %Volumen2
t2=A(5,:); %Tiempo2
f2=A(6,:); %Flujo2

%Valores de la prueba numero 3
v3=A(7,:); %Volumen3
t3=A(8,:); %Tiempo3
f3=A(9,:); %Flujo3

subplot(3,1,1),plot(t1,f1,t2,f2,t3,f3), xlabel('Tiempo'),
ylabel('Flujo'),title('Flujo-Tiempo', 'FontSize',12); legend('Prueba
N°1','Prueba N°2','PruebaN°3');
grid on
grid minor
subplot(3,1,2),plot(t1,v1,t2,v2,t3,v3), xlabel('Tiempo'), ylabel('Volumen'),
title('Volumen-Tiempo','FontSize',12); legend('Prueba N°1','Prueba
N°2','PruebaN°3');
grid on
grid minor
subplot(3,1,3),plot(v1,f1,v2,f2,v3,f3), xlabel('Volumen'), ylabel('Flujo'),
title('Flujo-Volumen','FontSize', 12); legend('Prueba N°1','Prueba
N°2','PruebaN°3');
grid on
grid minor

%%No cierres las gráficas antes de guardarlas
prompt = '¿Desea guardar las gráficas? [Y/N]: ';
x=input(prompt, 's'); %Leemos de la línea de comandos
if x=='Y'
    prompt = 'Introduzca entre comillas simples el nombre del archivo donde
desea guardar las gráficas: ';
    nombrearchivo2=input(prompt); %Leemos de la línea de comandos
    print(nombrearchivo2,'-dpng'); %Lo guardo en un png
end
```