



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

DISEÑO DE UN ESPIRÓMETRO DE BAJO COSTE
DESIGN OF A LOW-COST SPIROMETER

Realizado por
MARÍA JOSÉ SANTISTEBAN BARRANCO

Tutorizado por
ANTONIO JESÚS BANDERA RUBIO
CAMILO ANDRÉS RUIZ BELTRÁN

Departamento
Tecnología Electrónica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, (junio de 2022)



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

**DISEÑO DE UN ESPIRÓMETRO DE BAJO
COSTE**

DESIGN OF A LOW-COST SPIROMETER

Realizado por

MARÍA JOSÉ SANTISTEBAN BARRANCO

Tutorizado por

ANTONIO JESÚS BANDERA RUBIA

CAMILO ANDRÉS RUIZ BELTRÁN

Departamento

Tecnología electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, (junio de 2022)

Agradecimientos

Agradecer, en primer lugar, a mi tutor Antonio Bandera por su tiempo durante tantos meses en todo este proyecto, y por todo lo que me ha enseñado.

También, agradecer a mi cotutor Camilo Ruíz por todas las ayudas en el laboratorio.

Dar las gracias a mi familia, en especial a mis padres y mi hermana, por haberme apoyado siempre desde el principio y haberme ayudado a no rendirme nunca.

A mi pareja, por todo lo que me enseña y aporta cada día, por la ayuda a lo largo de todos estos años y por siempre sacar lo mejor de mí.

Y a mis amigos, por siempre ayudarme a sacar fuerzas, en especial a ti, Amalia, por seguir compartiendo todo juntas.

Resumen

Los problemas respiratorios se producen cuando nuestro cuerpo es incapaz de adquirir el oxígeno que necesita. En algunos casos, esta falta de oxígeno será el síntoma de alguna enfermedad grave, como el asma, EPOC, ... Evidentemente, esta incapacidad para conseguir el oxígeno necesario afectará a los pulmones directamente y puede llegar a ser mortal. La importancia del problema es grande. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), unos 235 millones de personas padecen asma, mientras que 64 millones padecen EPOC.

La medición de la capacidad del aparato respiratorio para adquirir aire (y con ello el oxígeno) se convierte en un factor clave para diagnosticar este problema. En este contexto nace este Trabajo Fin de Grado, cuyo objetivo es crear un espirómetro portátil, cómodo y de fácil uso. Se desarrollará tanto el neumotacógrafo, como la electrónica y software necesario para capturar los datos de flujo y volumen de aire. El dispositivo se diseña para que pueda incluirse en un entorno inteligente, estando dotado de salida de datos por Bluetooth Low Energy (BLE). El objetivo es que una persona, con dichas enfermedades, pueda hacerse las medidas necesarias de su flujo respiratorio en casa y poder tener más controlada la enfermedad.

Palabras clave: Neumotacógrafo, BLE, EPOC, flujo, espirómetro.

Abstract

Breathing problems occur when our body is unable to acquire the oxygen it needs. In some cases, this lack of oxygen might be the symptom of a serious disease, such as asthma, COPD, ... Obviously, this inability to get the necessary oxygen will affect the lungs directly and can be fatal. The importance of the problem is great. According to the World Health Organisation (WHO), some 235 million people suffer from asthma, while 64 million suffer from COPD.

Measuring the respiratory system's capacity to acquire air (and thus oxygen) becomes a key factor in diagnosing this problem. It is in this context that this Final Degree Project was born, the aim of which is to create a portable, comfortable and easy-to-use spirometer. Both the pneumotachograph and the electronics and software needed to capture air flow and volume data will be developed. The device is designed so that it can be included in a smart environment, being equipped with Bluetooth Low Energy (BLE) data output. The aim is that a person with such diseases can take the necessary measurements of their respiratory flow at home and be able to better control the disease.

Keywords: Pneumotachograph, BLE, COPD, flow, spirometer.

Índice

	3
Agradecimientos	5
Resumen	7
Abstract	9
Índice	11
Índice de figuras	13
Introducción	15
1.1. Motivación	15
1.2. Objetivos	17
1.3. Arquitectura física del sistema propuesto	17
1.4. Estructura de esta memoria	19
Neumotacógrafo	21
2.1. Introducción	21
Tipos de espirómetros	22
2.2. El Neumotacógrafo	23
Flujo laminar y diferencia de presión	25
2.3. Montaje del neumotacógrafo con resistencia	26
2.4. Verificación	28
Módulo analógico	33
3.1. Diseño del sistema de acondicionamiento	33
3.1.1. Selección de componentes	33
3.1.2. Esquemático	36
3.2. Diseño/montaje de la placa de circuito impreso.	37
3.3. Verificación del módulo analógico.	39
Módulo digital	41
4.1. La Tiny-BLE	41
4.2. Diseño del software de captura	43
4.3. Verificación módulo digital	48

4.3.1. Captura de datos	48
4.3.2. Validación del canal BLE	50
Validación	55
5.1. Análisis y comprobación del sistema final.	55
Conclusiones y Líneas Futuras	59
Referencias	61
ANEXOS	65
ANEXO A: Código Sensor de Presión	65
ANEXO B: ESQUEMÁTICOS PCB.	69
ANEXO C: FICHEROS GERBER.	71
ANEXO D: MANUAL DE USUARIO.	73

Índice de figuras

Figura 1.1: Diagrama de bloques del sistema propuesto (Elaboración propia)	17
Figura 2.1: Tipos de espirómetros (elaboración propia).	22
Figura 2.2: Estructura de un neumotacógrafo [5]	26
Figura 2.3: Piezas usadas en el Neumotacógrafo.	27
Figura 2.4 Construcción completa del Neumotacógrafo.	27
Figura 2.5: Neumotacógrafo completo con resistencia.	28
Figura 2.6. Curvas flujo-tiempo sin aplicar factor de escala. La unidad del eje de abscisas serían litros por segundo (pero debe ser ponderado por el factor de escala) y la del eje de ordenadas son milisegundos	28
Figura 2.7. Curva volumen-tiempo sin aplicar factor de escala. La unidad del eje de abscisas serían litros, pero los valores deben ser ajustados usando el factor de escala. El eje de ordenadas es en milisegundos	29
Figura 2.8. Curva flujo/volumen de una espirometría forzada realizada con nuestro sistema. El eje de abscisas muestra el flujo y el de ordenadas el volumen. Los valores de ambos ejes deben ser normalizados por el factor de escala.	30
Figura 2.9. Valores de PEF para un conjunto de muestras obtenidos de una misma persona. Se aprecia que, descartando los valores más alejados, los valores de PEF son muy similares.	30
Figura 2.10. Curva flujo/volumen de una espirometría forzada realizada con nuestro sistema. El eje de abscisas muestra el flujo y el de ordenadas el volumen.	31
Figura 3.1: Relación entre presión diferencial y salida en el MPX2050DP. Datos obtenidos del datasheet del dispositivo [13]	34
Figura 3.2: Sensor de presión MPX2050DP [13]	34
Figura 3.3: AI LTC1100 [15]	35
Figura 3.4: Esquemático del módulo de acondicionamiento (elaboración propia)	36
Figura 3.5: Montaje en protoboard y validación con osciloscopio (elaboración propia)	37
Figura 3.6: PCB (elaboración propia)	38
Figura 3.7: PCB en 3D (elaboración propia)	38
Figura 3.8: Placa de Circuito impreso con elementos soldados (elaboración propia)	39

Figura 4.1: Placa Tiny BLE [18]: en rojo la parte CMSIS-DAP y en verde la parte BLE	42
Figura 4.2: Conexión de la Tiny-BLE con el módulo analógico (Elaboración propia)	43
Figura 4.3: Diagrama de flujo código sensor de presión (Elaboración propia)	44
Figura 4.4: Inicio Tera Term (Elaboración propia)	49
Figura 4.5: Valores del flujo y de aire en Tera Term (Elaboración propia)	50
Figura 4.6: App nRF Connect [19]	51
Figura 4.7: Inicio app nRF Connect (Elaboración propia)	51
Figura 4.8: Servicios y atributos (Elaboración propia)	52
Figura 4.9: Servicios del dispositivo (Elaboración propia)	53
Figura 4.10: Valor de flujo y volumen de aire registrado en nRF (Elaboración propia)	54
Figura 5.1: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 1)	55
(Elaboración propia)	55
Figura 5.2: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 2) (Elaboración propia)	56
Figura 5.3: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 3) (Elaboración propia)	57

Introducción

1.1. Motivación

Los problemas respiratorios se producen cuando nuestro cuerpo no es capaz de conseguir el oxígeno que necesita. Este problema, que puede deberse a que tenemos nuestra nariz parcialmente taponada o a que acabamos de realizar un ejercicio físico intenso, puede, sin embargo, resultar ser en algunos casos uno de los síntomas de una enfermedad más o menos grave [1]. Según datos del FIRS [2], casi 3 millones de personas mueren cada año por una enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), que afecta a unos 65 millones de personas. El asma, por su parte, afecta a unos 334 millones de personas. La neumonía es la principal causa de muerte en niños menores de cinco años. Entre las principales enfermedades que afectan al aparato respiratorio se pueden citar:

- Problemas de los pulmones: asma, neumonía...
- Problemas en tráquea y bronquios.
- Enfermedades cardíacas que dificultan el bombeo de oxígeno al cuerpo.
- Alergias.

Los síntomas de estas enfermedades dependerán de si ésta se encuentra en una fase aguda o grave. Así, si la enfermedad está en fase aguda los síntomas más comunes son la aparición de mucosidad, dificultad al tragar, afonía, dolor de oídos, fiebre... En cambio, si la enfermedad se encuentra en fase grave, los síntomas más frecuentes que aparecen son dolor en el pecho y espalda, flemas amarillentas con sangre, dificultad para respirar, taquicardias, y/o fiebres muy altas.

Para prevenir estas enfermedades respiratorias, es conveniente mantener una buena higiene personal y del hogar, así como realizar algunas actividades deportivas (los ejercicios cardiovasculares mejoran la capacidad respiratoria). Sin embargo, en este trabajo nos centraremos en la detección y monitorización de estos problemas respiratorios.

Existen muchas pruebas médicas para, dependiendo de la patología, detectar un problema respiratorio. Las más comunes son [3]:

- Broncoscopia.
- Espirometría.
- Gasometría arterial.
- Pruebas de la función pulmonar.
- Radiografía de tórax.
- Tomografía computarizada (TAC).

En este Trabajo Fin de Grado (TFG) abordaremos la técnica de la espirometría forzada. La espirometría es un estudio rápido e indoloro, en el cual se utiliza un dispositivo manual denominado “espirómetro” para medir la cantidad de aire que pueden retener los pulmones de una persona (volumen de aire) y la velocidad de las inhalaciones y las exhalaciones durante la respiración (velocidad de flujo de aire) [4]. De esta forma, la espirometría indica si los pulmones están funcionando correctamente y puede utilizarse, por tanto, para ayudar a diagnosticar y monitorizar las enfermedades que afectan a estos órganos y que dificultan la respiración. Esta prueba realiza una evaluación objetiva de la función pulmonar, el tamaño de los pulmones y el calibre de los bronquios, lo que es útil para caracterizar y cuantificar la gravedad de diversas enfermedades pulmonares como el asma, EPOC, la fibrosis quística o la neumonía, entre otras [4]. Existen dos tipos de espirometría. En la espirometría simple el paciente lleva a cabo una espiración máxima no forzada tras una inspiración máxima. En nuestro caso, la espirometría forzada, el objetivo es que el paciente lleve a cabo una espiración máxima forzada, esto es, lo más rápida posible, después de una inspiración también máxima.

1.2. Objetivos

El objetivo de este trabajo es desarrollar un prototipo de espirómetro portátil, que tenga un funcionamiento simple y sea cómodo de usar. Estas características deberían permitir al paciente realizar la prueba en su domicilio, sin tener que contar con la supervisión de un médico. El dispositivo constará de un neumotacógrafo y un sistema de captura de la señal de presión diferencial, así como de un microcontrolador, que permite digitalizar la señal. Dado que prácticamente en todo hogar existe un smartphone o Tablet, el dispositivo no dispondrá de un monitor para mostrar los datos, sino que los enviará por Bluetooth de Baja Energía (BLE), pudiendo ser capturados y tratados en estas interfaces. Esta parte del trabajo, externa al espirómetro, no forma parte de los objetivos de este TFG.

1.3. Arquitectura física del sistema propuesto

Como se muestra en la Figura 1.1, la arquitectura física del espirómetro propuesto en este Trabajo Fin de Grado consta de tres grandes bloques. El neumotacógrafo es el sistema mecánico por el que el usuario expira el aire. Una resistencia interna hace que la presión del aire, en las dos boquillas de salida del mismo, sean distintas. La diferencia de presión será debida a esta resistencia, pero también proporcional a la presión inicial aplicada. El objetivo del sistema de acondicionamiento es medir esta diferencia de presión, así como amplificarla y ajustar sus valores a los del convertor

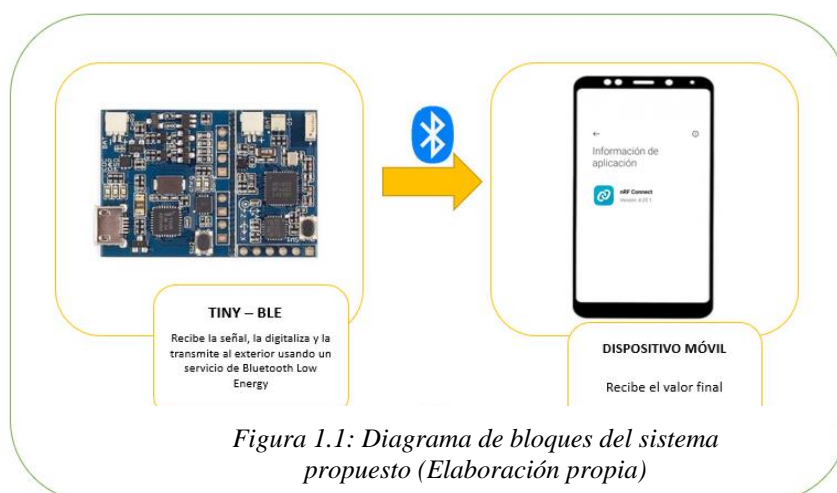


Figura 1.1: Diagrama de bloques del sistema propuesto (Elaboración propia)

analógico/digital del módulo digital. Los elementos centrales del módulo analógico serán el sensor de medida y un amplificador de instrumentación. Finalmente, el módulo digital recibe la señal del amplificador y la digitaliza, estima el valor del flujo y el volumen de aire para cada instante de tiempo, y transmite estos datos al exterior usando un servicio de Bluetooth de Baja Energía (BLE). El elemento central será un ARM Cortex M0 de Nordic, el nRF51822, que incorpora un transceptor BLE. Este ARM se incluirá en nuestro sistema integrado en un pequeño entorno de desarrollo, la placa Tiny-BLE de Seeed Studio, conocida por su empleo en la asignatura de Electromedicina cursada en el cuarto curso de la titulación.

Como hemos comentado, y muestra la Figura 1.1, nuestro sistema se divide en dos grandes bloques, el Módulo Analógico y el Módulo Digital. Cada uno de ellos se divide en otros dos:

- Módulo analógico:
 - Sistema mecánico: es el que contiene el neumotacógrafo, por donde el usuario expira el aire. Dispondrá de dos salidas, situadas antes y después de la resistencia interna, que llegan al sensor de presión.
 - Acondicionamiento: Se encarga de amplificar la señal capturada del sensor de presión y eliminar el ruido. El elemento central es el Amplificador de Instrumentación.

- Módulo digital:
 - TINY – BLE: Recibe la señal del sistema de acondicionamiento y la digitaliza. Con este dato (una tensión proporcional a la diferencia de presión) estima el valor de flujo y, por integración, el volumen de aire expirado. Estos dos datos, no totales sino asociados a cada instante de tiempo, son transmitidos al exterior usando un servicio de Bluetooth de Baja Energía (BLE).
 - Dispositivo móvil: Es la última etapa y se encarga de recibir los valores transmitidos vía BLE. Debería representar estos valores por instante de tiempo y estimar los parámetros propios de una espirometría

forzada. En nuestro caso no desarrollaremos ninguna aplicación específica, y solo verificaremos la recepción de los datos usando la aplicación de Nordic nRF Connect.

1.4. Estructura de esta memoria

Aparte de este primer capítulo, la presente memoria se organiza en otros cinco capítulos más. Los Capítulos segundo, tercero y cuarto describen el diseño e implementación del dispositivo: un espirómetro portátil, cuyos datos se transmiten usando el protocolo Bluetooth de Baja Energía (BLE) para que puedan ser capturados por un dispositivo externo.

El Capítulo 2 describe qué es un espirómetro y los diferentes tipos que existen. En nuestro caso montaremos un neumotacógrafo. En este capítulo se introduce qué son estos dispositivos y cómo se clasifican en función del tipo de resistencia interna que se utilice. Se presenta la relación entre la diferencia de presión, medida en el neumotacógrafo, y el flujo respiratorio. La integración con el tiempo del flujo permite también estimar el volumen respiratorio. Ambos datos son la base de los métodos de detección de problemas respiratorios. El capítulo termina con la descripción de nuestro neumotacógrafo con resistencia. Al expirar el aire a través suya, la salida del neumotacógrafo es una diferencia de presión, medible físicamente en dos pequeños tubos, uno más cercano a la boquilla del dispositivo y otro más alejado de la misma.

En los Capítulos 3 y 4 se describe el diseño del sistema hardware/software encargado de evaluar esta presión, digitalizarla, y transmitirla usando el mencionado protocolo BLE. Como se ha comentado, este hardware cuenta con un módulo analógico, basado en un sensor de presión diferencial y un amplificador de instrumentación, cuyo diseño se aborda en el Capítulo 3. Se diseñará una pequeña placa de circuito impreso para albergar estos dispositivos. El módulo digital se basa en la placa Tiny-BLE de Seeed Studio, construida en torno al mencionado ARM Cortex M0 de Nordic Tech.

Su descripción se incluye en el Capítulo 4, donde también se presenta el software desarrollado en el TFG, responsable de la digitalización de la información, la estimación del flujo desde el dato de voltaje entrante, y su transmisión usando el servicio BLE-UART.

Los Capítulos 5 y 6 recogen la verificación de requisitos y validación del dispositivo, y la presentación de las conclusiones y líneas de trabajo futuros, respectivamente.

Capítulo 2

Neumotacógrafo

2.1. Introducción

Como se ha comentado en el Capítulo 1, la espirometría es la técnica empleada para evaluar, en un contexto controlado, la magnitud de los volúmenes pulmonares y su capacidad para mover el aire (flujo) durante la respiración. Así, la técnica sirve para evaluar el tamaño de los pulmones y el calibre de los bronquios. Como se ha comentado, la prueba espirométrica forzada implica llevar a cabo una inspiración máxima seguida de una espiración forzada en una boquilla especial.

Básicamente, el espirómetro es el aparato que calcula el volumen de aire espirado durante el proceso descrito. Debido a la amplia variedad de espirómetros en el mercado, los terapeutas respiratorios y los profesionales de la salud que realizan esta prueba suelen elegir un espirómetro que, aparte de satisfacer los estándares internacionales, cumpla con los requisitos que imponga su propia experiencia clínica. En este sentido, según un estudio realizado para la *Australian and New Zealand Thoracic Society* (Pierce, 1995), las tendencias de los operadores a la hora de elegir un espirómetro son [6]

- Ser fácil de usar
- Ser seguro y cumplir con estándares médicos y electrónicos
- Tener una calibración simple y estable
- Que no requiera altos costos de mantenimiento
- Utilizar un sensor que pueda ser limpiado e incluso desechado
- Que use valores predictivos normales

Tipos de espirómetros

Existen diferentes tipos de espirómetros según sus características. De forma más general, se dividen en espirómetros de volumen (aquellos que miden el volumen directamente y obtienen el flujo por diferenciación) y de flujo (que obtienen directamente el flujo y el volumen por integración). Pero atendiendo a su estructura existen distintos tipos. En la Figura 2.1 se muestran los más populares.

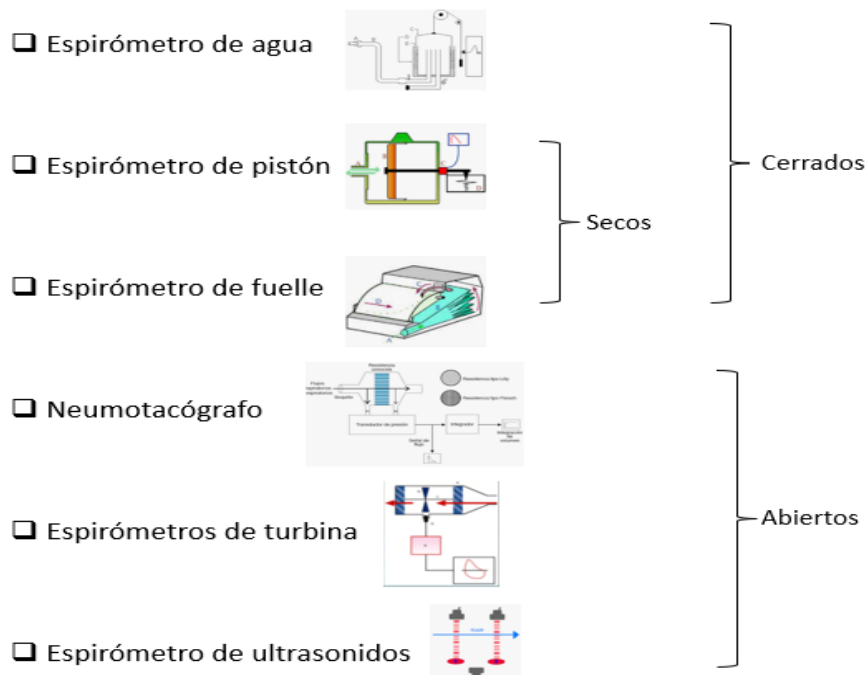


Figura 2.1: Tipos de espirómetros (elaboración propia).

- **Espirómetro de agua:** es de volumen cerrado, éste contiene una campana que puede ser plástica o de metal y que está equilibrada mediante una balanza y unas poleas. Cuando el paciente espira, se introduce el aire por debajo de la campana, el flujo empuja hacia arriba y la balanza desciende. Todo este proceso se registra mediante un quimógrafo [7].
- **Espirómetro de pistón:** El aire espirado empuja al pistón y lo mueve hacia el interior del cilindro, y este movimiento se transfiere a un lápiz para registrar los resultados en un papel. Se puede conectar un potenciómetro que genera una señal analógica y, a través de un convertidor analógico-digital el

resultado se puede mostrar y almacenar en un pc [7].

- **Espirómetro de fuelle:** Cuando el paciente espira, el aire fluye dentro de un fuelle el cuál se infla, entonces el recorrido de esa pared flexible se registra sobre un papel especial en constante movimiento [7].
- **Neumotacógrafo:** Es el que vamos a utilizar en nuestro Trabajo Fin de Grado y lo contamos con más detalle a continuación.
- **Espirómetro de turbina:** El flujo de aire hace mover una hélice muy sensible con aspas finas que moderan el flujo. La hélice está sujeta por un eje en la mitad y de extremo a extremo y se encuentra en el cabezal. El flujo se registra mediante dos láseres infrarrojos y la información es mandada a un microprocesador donde luego podrá ser vista en el aparato [8].
- **Espirómetro de ultrasonidos:** Se basa en ondas de ultrasonidos que se encuentran en el interior del cabezal, estas ondas forman un determinado ángulo debido a la dirección del flujo de aire. Necesita impresora u ordenador para la impresión de las curvas [8].

2.2. El Neumotacógrafo

En este Trabajo Fin de Grado implementaremos un neumotacógrafo. El neumotacógrafo es un espirómetro de flujo, caracterizados por medir directamente el flujo ventilatorio y estimar el volumen por integración. Para medir el flujo, el neumotacógrafo usa un procedimiento simple, en el que el caudal de aire se hace pasar por un tubo, y se produce una diferencia de presión como respuesta a una obstrucción en el flujo. Esto es, se mide la diferencia en la presión del aire antes y después de pasar por una resistencia conocida. Como veremos más adelante, esta diferencia de presión es proporcional al flujo de aire a través del dispositivo. Una vez obtenido el caudal, el elemento de procesamiento en nuestro sistema calcula el volumen integrando matemáticamente el caudal en función del tiempo. El principal problema de los neumotacógrafos es que pueden verse afectados por la condensación. Para evitar esto, muchos cuentan con algunos sistemas de calefacción [9], [10].

Existen diferentes tipos de neumotacógrafos, según el tipo de resistencia que utilicen: [10]

- Tipo Fleisch: Consiste en un conjunto de capilares, que pueden proporcionar una pequeña resistencia fija al flujo de aire. Las pequeñas aberturas en ambos extremos del capilar se utilizan para medir la diferencia de presión generada cuando el aire fluye a través del dispositivo [11].
- Tipo Lilly: Reemplaza los tubos capilares por membranas. La diferencia de presión es muy pequeña y se mide con un sensor de presión diferencial, que genera una señal eléctrica en la salida, a partir de la cual se obtienen los valores de flujo.

Como requisitos básicos para los espirómetros de flujo o neumotacógrafos se tiene:[5], [10]

- Garantizar la medición de flujo en el rango de 0 ± 12 L/s, con una exactitud de 0.2 L/s.
- Medir volúmenes desde 0.5 hasta 8 litros y flujos desde 0 a 14 litros/segundo, con un volumen mínimo detectable de 30 ml.
- Para medir la presión diferencial se usará un sensor lineal, con compensación de temperatura, y que garantice la medida en el rango ± 196.133 Pa.

Además, para aquellos que se desplieguen en un entorno hospitalario, los neumotacógrafos deberán ser capaces de

- Llevar a cabo un registro gráfico simultáneo de la medida, con visualización en pantalla.
- Imprimir los resultados, ya sea en formato PDF o en papel, de manera que se pueda adjuntar al historial clínico del paciente.

Además, el espirómetro debe revisarse y recalibrarse periódicamente. Esta periodicidad variará en función del mayor o menor empleo del dispositivo. Después de todo proceso de limpieza y desinfección, todo espirómetro deberá ser recalibrado.

Flujo laminar y diferencia de presión

El neumotacógrafo permite estimar el flujo respiratorio a partir de una diferencia de presión. La relación entre ambas variables queda establecida por la Ley de Hagen-Poiseuille. Según ésta, el flujo laminar de un líquido φ que discurre por un tubo cilíndrico de sección constante cumple con

$$\varphi = \frac{dv}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\mu} \cdot \left(\frac{-\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4 |P1 - P2|}{8\mu L}$$

Donde v es el volumen de líquido transferido en el tiempo en m^3 . La geometría del cilindro está presente a través de su radio R y su longitud L (ambas en metros). La constante μ es determinada por la viscosidad dinámica del fluido ($kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$) $\cdot 10^{-5}$. La diferencia de presión, en Pa, viene determinada por la relación entre $P1$ y $P2$. Dado que el pascal es equivalente a $kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2}$, si el radio y la longitud se expresan en metros como se ha indicado, el resultado del flujo sería en m^3/s . En el ámbito médico, sin embargo, el flujo se mide típicamente en litros por segundo (l/s), para lo que habrá que dividir por 1000 el valor obtenido al aplicar la fórmula.

Esta fórmula es fundamental en un neumotacógrafo. Conocidas sus dimensiones (longitud entre los puntos de medida de la diferencia de presión y radio), y con un valor de viscosidad para el aire a temperatura corporal (37 grados) de $1.90433 \times 10^{-5} kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$, es posible obtener el flujo dado un valor de diferencia de presión. Como se ha comentado, una vez conocida la evolución del flujo con el tiempo, será posible estimar el volumen de aire por integración.

2.3. Montaje del neumotacógrafo con resistencia

La Figura 2,2 muestra el esquema de montaje de un neumotacógrafo. Como se ha comentado, el objetivo es hacer pasar el flujo de aire por una resistencia, llamada neumotacómetro. Conectada entre la boquilla y la salida del dispositivo, la presencia de esta resistencia crea una diferencia de presión en ambos lados del dispositivo. Esta diferencia se mide mediante transductores de presión diferencial para lograr su procesamiento eléctrico [5], [10].

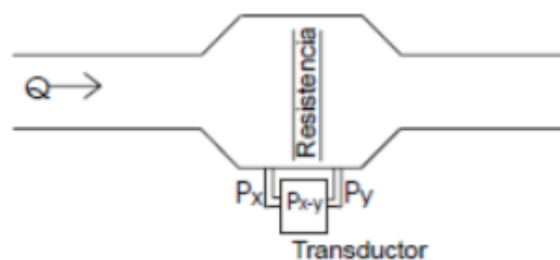


Figura 2.2: Estructura de un neumotacógrafo [5]

Para el diseño de nuestro neumotacógrafo se sigue un esquema simple, como el planteado en la referencia [4]. Básicamente se ha construido el dispositivo en torno a dos piezas de PVC, de sección circular y 2 centímetros de diámetro interno. Entre estas dos piezas se situaría la resistencia interna. Cada una de las dos piezas cuenta con una vía, a la que se conecta un pequeño tubo de 7 mm de diámetro. Así, se obtienen los datos de presión anterior y posterior a la resistencia, o de diferencia de presión, haciendo llegar los dos tubos a un sensor de presión. La distancia entre las vías es de 4cm. Los datos relevantes para la fórmula del flujo son, por tanto, un radio de 1 cm (0,01m) y una distancia entre puntos de medida de presión de 4cm (0,04m).

Para poder montar y desmontar fácilmente el dispositivo se usa una pieza de sección circular de PVC de 2.2 centímetros de diámetro. Otras dos piezas de este mismo diámetro se añaden a la entrada y salida del dispositivo, sirviendo la primera como boquilla del neumotacógrafo. En conjunto, todo esto permite un diseño que se monta y desmonta fácilmente. Las piezas descritas se muestran en la Figura 2.3. En la

Figura 2.4 se presenta el dispositivo montado. Entre las dos piezas de las que salen los tubos al sensor de presión se ha incluido la resistencia, en este caso un círculo de plástico al que se han abierto un conjunto de taladros. Dado que la resistencia presentará un valor variable se hace necesario incluir un factor de escala en la fórmula de flujo presentada en el apartado anterior. Este factor relacionará el valor obtenido con el valor real de flujo. Este proceso requiere un calibrado del dispositivo montado, proceso que, además, debería llevarse a cabo tras cada uso del mismo.

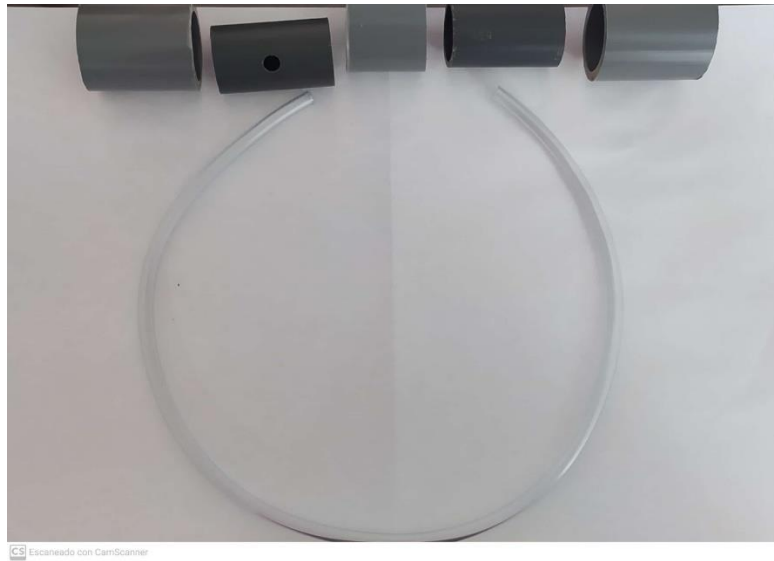


Figura 2.3: Piezas usadas en el Neumotacógrafo.



Figura 2.4 Construcción completa del Neumotacógrafo.

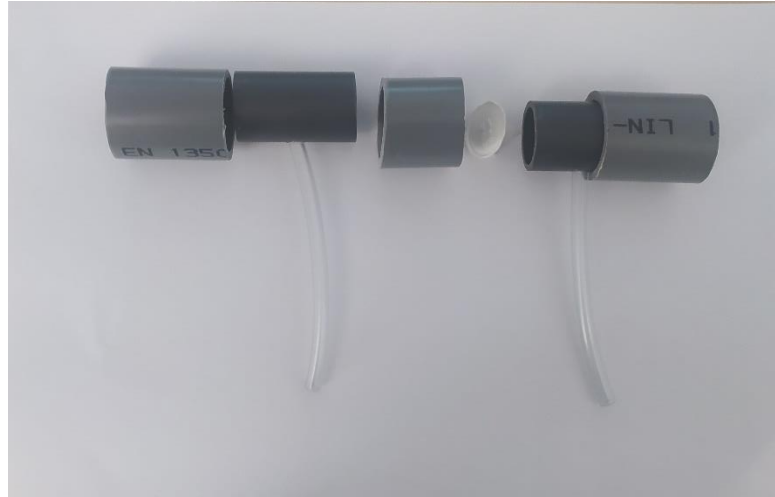


Figura 2.5: Neumotacógrafo completo con resistencia.

2.4. Verificación

La verificación del dispositivo requiere evaluar su capacidad para permitir obtener una curva de flujo-tiempo que presente la forma típica de estas curvas y, por supuesto, su capacidad para medir fielmente el flujo. En la Figura 2.5 se ha superpuesto distintas curvas obtenidas para una misma persona sin aplicar factor de escala (esto es, obteniendo el flujo directamente de la fórmula presentada en el apartado 2.2). Los valores se han obtenido usando la electrónica y software que se describirá en los siguientes Capítulos de esta memoria.

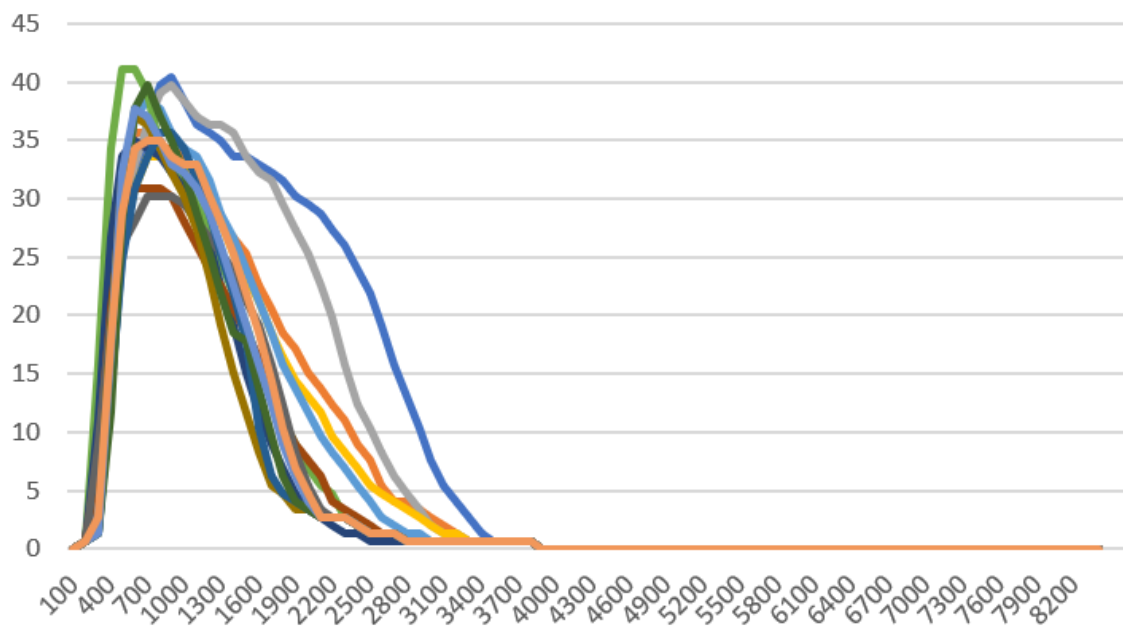


Figura 2.6. Curvas flujo-tiempo sin aplicar factor de escala. La unidad del eje de

abscisas serían litros por segundo (pero debe ser ponderado por el factor de escala) y la del eje de ordenadas son milisegundos

De la Figura 2.6 se aprecia que las curvas sí que presentan la típica forma de una curva de flujo en espirometría forzada. Si se calculan los volúmenes asociados, también usando el software desarrollado en este trabajo, se obtienen gráficas como la presentada en la Figura 2.7.

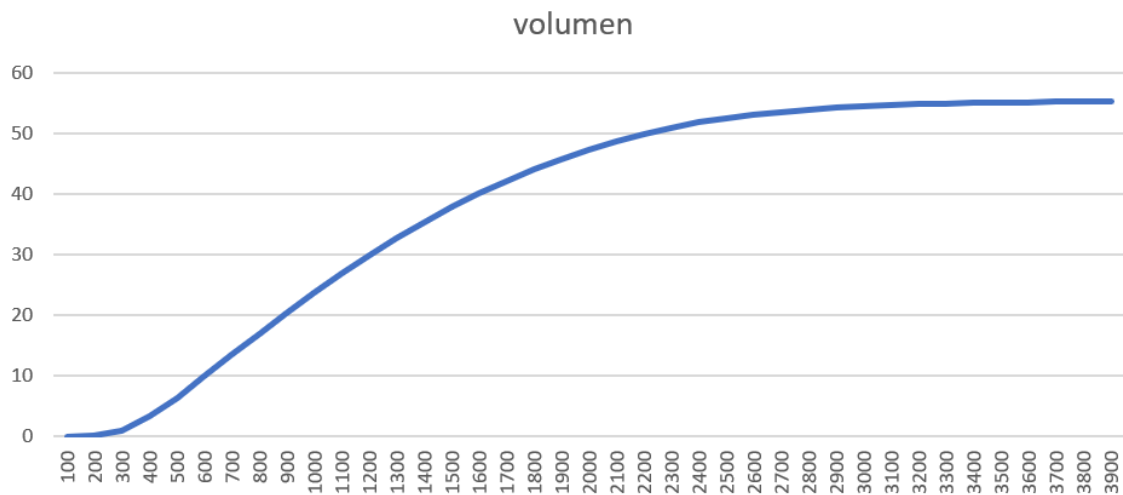


Figura 2.7. Curva volumen-tiempo sin aplicar factor de escala. La unidad del eje de abscisas serían litros, pero los valores deben ser ajustados usando el factor de escala. El eje de ordenadas es en milisegundos

En cualquier caso, las curvas que suelen presentarse como resultado de una espirometría son las de flujo por volumen. En la Figura 2.8 se muestra un ejemplo obtenido con nuestro sistema. Nuevamente no se ha aplicado el factor de escala.

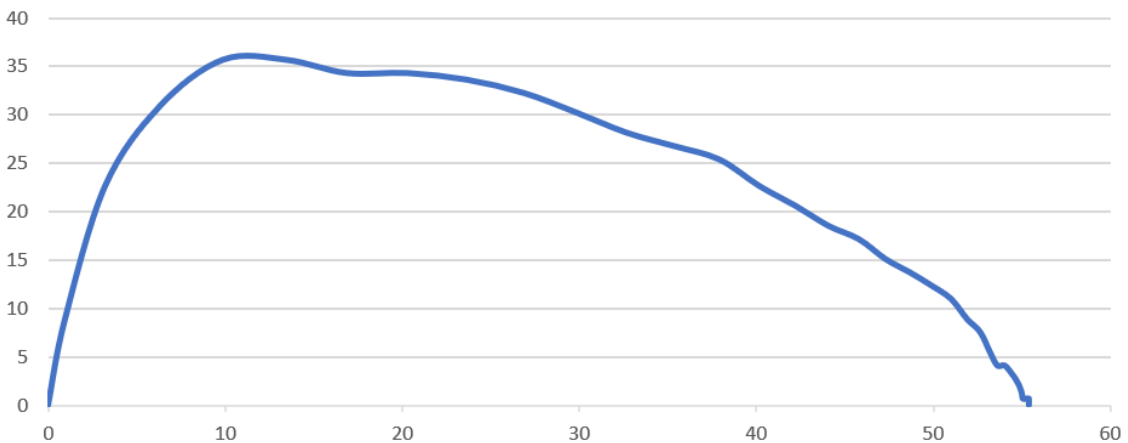


Figura 2.8. Curva flujo/volumen de una espirometría forzada realizada con nuestro sistema. El eje de abscisas muestra el flujo y el de ordenadas el volumen. Los valores de ambos ejes deben ser normalizados por el factor de escala.

Dado que no se tiene opción disponible que permita calibrar el dispositivo y calcular el factor de escala de nuestro neumotacógrafo, vamos a asumir que tenemos una persona perfectamente sana, obtenemos un conjunto de medidas de espirometría forzada usando nuestro dispositivo, de las que extraeremos el valor medio de pico máximo de flujo (PEF). Dado que se puede estimar el valor teórico de PEF para esa persona si conocemos su edad, sexo y altura, aplicaremos un factor de escala que iguale el PEF medio obtenido y el PEF teórico. Como se aprecia en la Figura 2.9, si despreciamos los valores más alejados, los valores de PEF se concentran en un intervalo reducido.

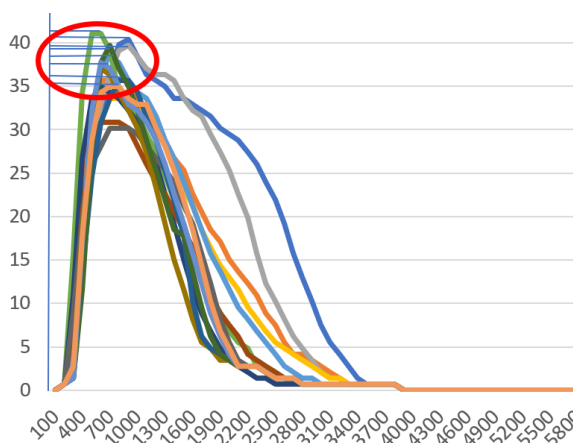


Figura 2.9. Valores de PEF para un conjunto de muestras obtenidos de una misma persona. Se aprecia que, descartando los valores más alejados, los valores de PEF son muy similares.

En nuestro caso, la persona referencia es mujer, tiene una edad de 24 años, y mide 167 centímetros. El valor de PEF medio obtenido es del 38,3. El PEF teórico debería ser, para una mujer, de $0,0448 \cdot T - 0,0304 \cdot E + 0,35$, donde T es la altura y E la edad [12]. Esto da un valor de 7,12. Determinamos entonces que el factor de escala será de 0,1859 (7,12/38,3).

Aplicando este factor de escala, los valores para la Figura 2.7 quedan como muestra la Figura 2.10.

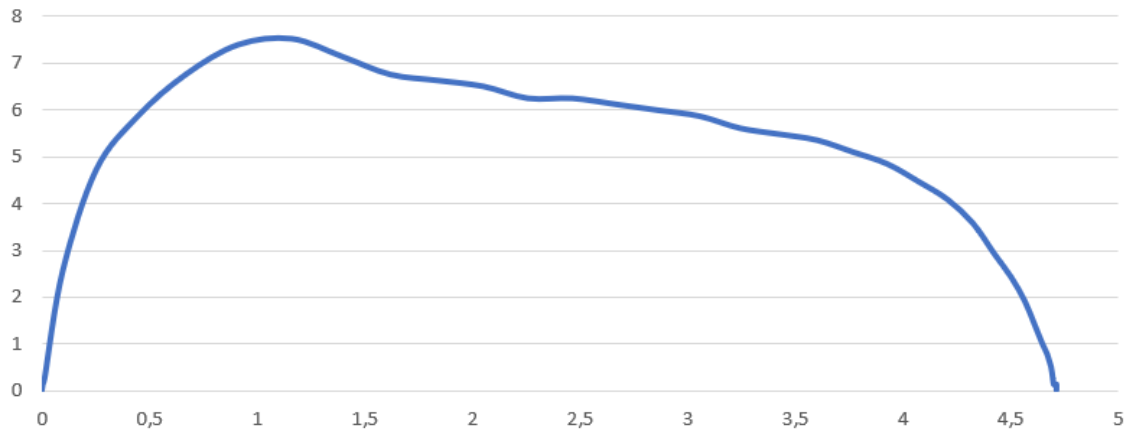


Figura 2.10. Curva flujo/volumen de una espirometría forzada realizada con nuestro sistema. El eje de abscisas muestra el flujo y el de ordenadas el volumen.

Los valores son ahora normales para una persona de la edad referida. Por ejemplo, la Capacidad Vital Forzada (CVF) teórica debería ser de 4,24 litros, y el valor que se obtiene es ligeramente superior (4,71 litros).

Capítulo 3

Módulo analógico

3.1. Diseño del sistema de acondicionamiento

Con el diseño del módulo analógico se pretende cubrir el objetivo de capturar la señal de diferencia de presión proveniente del neumotacógrafo y acomodarla a las tensiones del conversor analógico/digital (CAD) del ARM Cortex M0 nRF51822 de Nordic. Los elementos centrales del módulo serán un sensor de medida de la diferencia de presión y un amplificador de instrumentación. Para disponer de un sistema robusto, se ha diseñado una pequeña placa de circuito impreso que albergue estos elementos.

3.1.1. Selección de componentes

Como se ha comentado en el Capítulo 1, el sistema debe medir la diferencia de presión entre dos puntos. Existen distintas opciones para ello, pero el MPX2050DP es un sensor muy referenciado en instrumentación médica. Básicamente es un sensor de presión piezo-resistivo de silicio, que proporciona una salida en voltaje proporcional a la presión aplicada, muy precisa y, lo que es muy importante para sistemas de medida, lineal y con compensación de temperatura [13] (recordemos que éste era un requisito del espirómetro, ver Sección 2.1). En la Figura 3.1 se muestra la relación entre presión diferencial y salida en milivoltios. La sensibilidad es de 0.8 mV/kPa (40 mV/50kPa), con un offset de ± 1 mV.

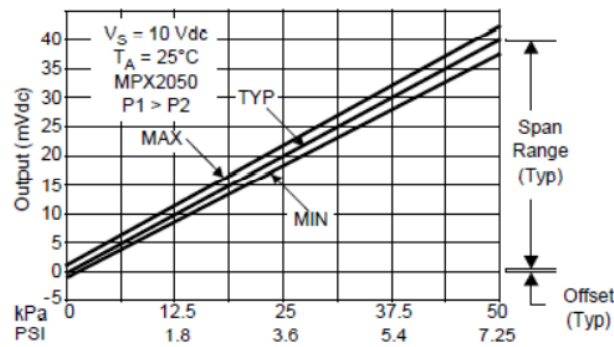


Figura 3.1: Relación entre presión diferencial y salida en el MPX2050DP. Datos obtenidos del datasheet del dispositivo [13]

En la Figura 3.2 se muestra su forma y el conexionado eléctrico de los cuatro terminales del mismo. El sistema está alimentado con V_s , dispone de una conexión a tierra, y genera una tensión de salida entre los terminales V_{out} y $-V_{out}$. Estos terminales deberán ser la entrada al amplificador de instrumentación.

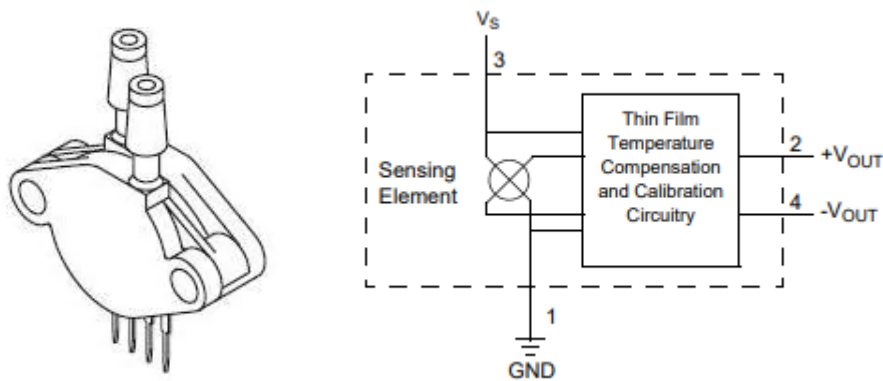


Figura 3.2: Sensor de presión MPX2050DP [13]

La salida de tensión diferencial del sensor es directamente proporcional a la presión diferencial aplicada entre los dos terminales del dispositivo. Si se marcan como P1 y P2, la tensión de salida del sensor aumenta al aumentar la presión aplicada en el lado de la presión (P1) en relación con el lado de vacío (P2). Del mismo modo, la tensión de salida aumenta al aumentar el vacío aplicado al lado del vacío (P2) en relación con el lado de la presión (P1) [13]. Internamente, este sensor emplea galgas extensiométricas de silicio que tienen una sensibilidad de 2.5 mV/KPa ante una alimentación mayor o igual a 10V [14].

En el módulo de acondicionamiento se utiliza un amplificador de instrumentación. En este caso se ha optado por el LTC1100 [15], el cual tiene una ganancia fija de 100 y solo necesita una alimentación de 5V. El conexionado del dispositivo solo incluye dos condensadores, conectados en la alimentación y la salida, V_{out} , del amplificador.

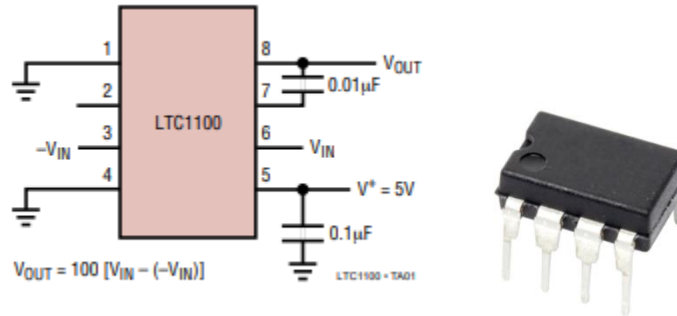


Figura 3.3: AI LTC1100 [15]

Los amplificadores de instrumentación [16] son dispositivos de precisión que tienen una alta impedancia de entrada, una baja impedancia de salida, una alta relación de rechazo en modo común y, además, generan un bajo nivel de ruido. En nuestro caso, con la mencionada ganancia de 100, el amplificador convertiría el margen de salida del sensor (entre 0 y 40mV, ver Figura 3.1) en un margen entre 0 y 4V. La relación entre la tensión de salida del sistema del amplificador de instrumentación, v_o , y la diferencia de presión medida por el sensor, ΔP , sería

$$v_o = 100 \cdot v_{sensor} = 100 \cdot \frac{40mV}{50kPa} \cdot \Delta P$$

Donde v_{sensor} es el dato de tensión proporcionado por el sensor, que multiplicamos por la ganancia de 100. El dato de la diferencia de presión sería, por tanto

$$\Delta P = \frac{v_o}{100} \cdot \frac{50kPa}{40mV}$$

El valor de 4V supera el valor permitido para los convertidores analógico/digital (CAD) del nRF51822 (entre 0 y 3.3V). Sin embargo, los valores máximos de presión para las personas en espirometría forzada no superan los 2.2kPa [4] y, en nuestro caso, la tensión de 4V se asociaría a un valor muy superior a éste y que, entendemos, no se alcanzará en una prueba de espirometría forzada.

3.1.2. Esquemático

Para el trazado del esquemático del circuito analógico se ha utilizado el programa KiCad [17], un software gratuito y de código abierto. Este programa facilita el diseño de esquemas para circuitos electrónicos y su conversión en circuitos impresos. El esquemático del módulo de acondicionamiento como se puede ver en la Figura 3.4.

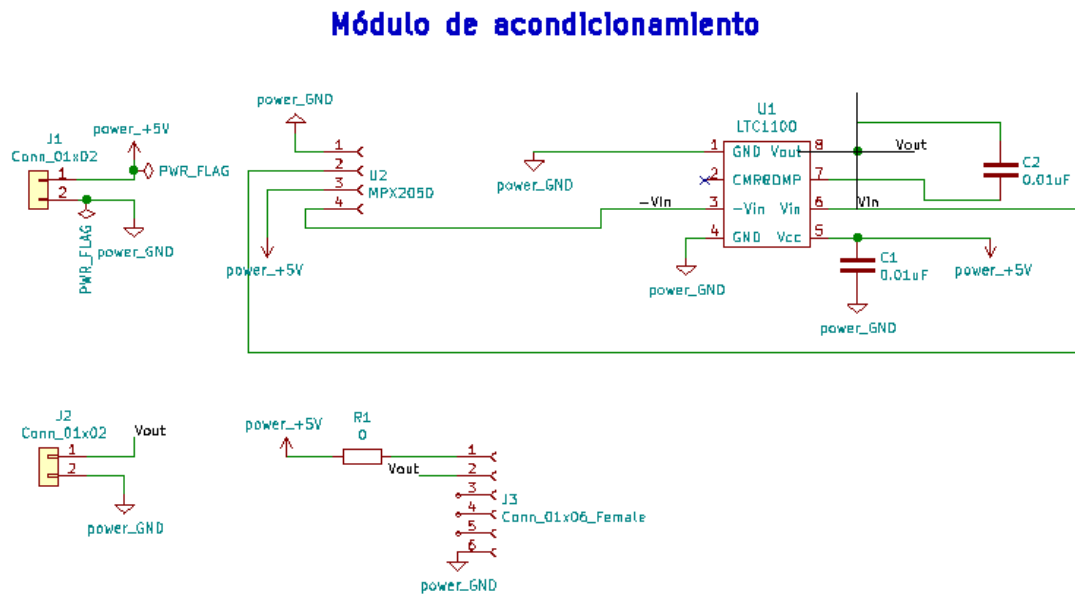


Figura 3.4: Esquemático del módulo de acondicionamiento (elaboración propia)

Este módulo contiene, como se ha comentado anteriormente, el sensor de presión (MPX2050DP) y el amplificador de instrumentación (LTC1100), conectados mediante Vin y -Vin. El sistema se alimenta con una entrada de voltaje a 5V y mantiene una señal común de tierra. Finalmente, también se gestiona la salida del amplificador Vout. El esquemático es el punto inicial para el diseño de la placa de circuito impreso. Todas las conexiones, de entrada y salida, se gestionan usando terminales (*headers*).

Para verificar el conexionado propuesto antes de pasar a diseñar y fabricar la placa de circuito impreso, el sistema así conectado se ha montado sobre una placa de prototipado. El resultado se muestra en la Figura 3.5. Este circuito se ha evaluado usando un osciloscopio portátil, como se muestra en esta figura. El resultado obtenido muestra que el sistema responde correctamente a cambios de presión en los terminales del sensor.

Para esta prueba no se ha conectado el neumotacógrafo, sino que se ha conectado un tubo a una de las entradas del sensor y se ha generado la diferencia de presión.

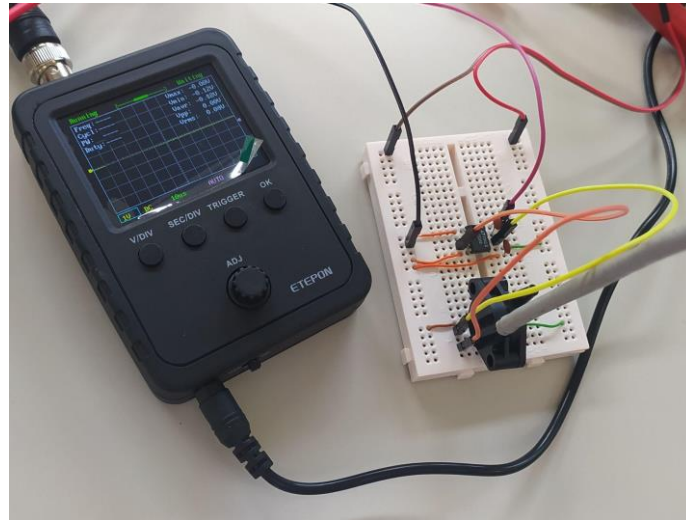


Figura 3.5: Montaje en protoboard y validación con osciloscopio (elaboración propia)

3.2. Diseño/montaje de la placa de circuito impreso.

La placa de circuito impreso que alberga nuestro sistema de captura y acondicionamiento se diseña usando KiCad, el mismo entorno empleado para trazar el esquemático. Así, una vez se termina el esquemático, este entorno permite asignar las huellas a cada uno de los componentes (símbolos) del esquemático y, seguidamente, se puede trabajar en el diseño de la placa de circuito impreso (PCB). En esta placa, se van uniendo todos los símbolos mediante pistas. Usaremos dos capas de cobre (superior e inferior), pero el circuito es realmente poco exigente en este sentido. Casi todo el cobre que se aprecia en negro en las caras superior e inferior de la placa en la Figura 3.6 corresponden al plano de masa.

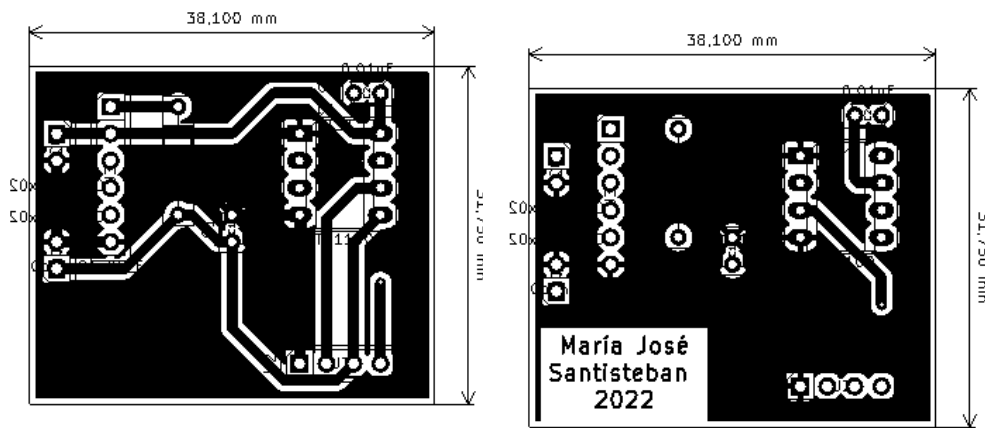


Figura 3.6: PCB (elaboración propia)

Finalmente, el programa KiCad contiene un Visor3D, en el que se puede ver cómo quedaría nuestra placa de circuito impreso. El resultado se muestra en la Figura 3.7. Esta figura permite validar que la placa será soldable y responde al diseño que teníamos pensado inicialmente.

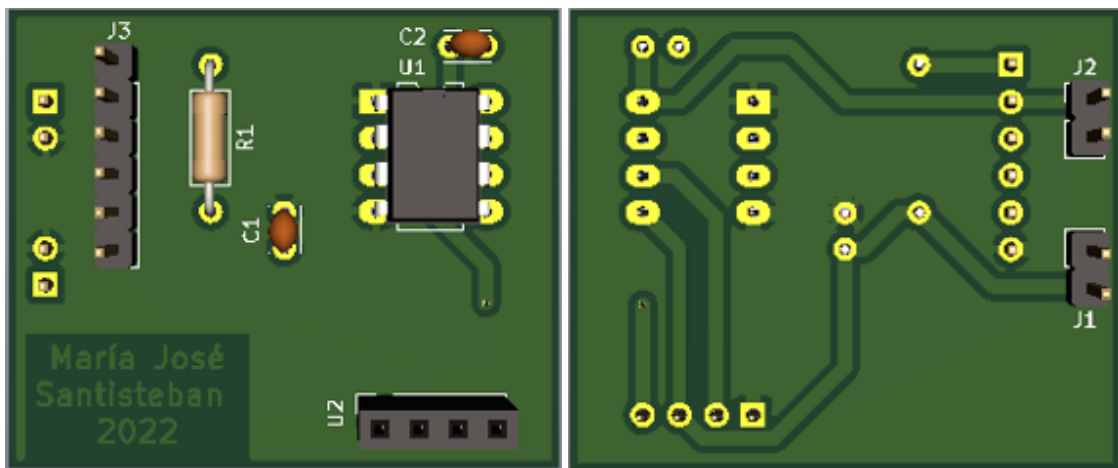


Figura 3.7: PCB en 3D (elaboración propia)

La fabricación de la placa se ha encargado a la empresa OSH Park. Una vez recibida nuestra placa de circuito impreso, hemos soldado todos los elementos que hemos comentado en este Capítulo. El resultado lo podemos ver en la Figura 3.8.

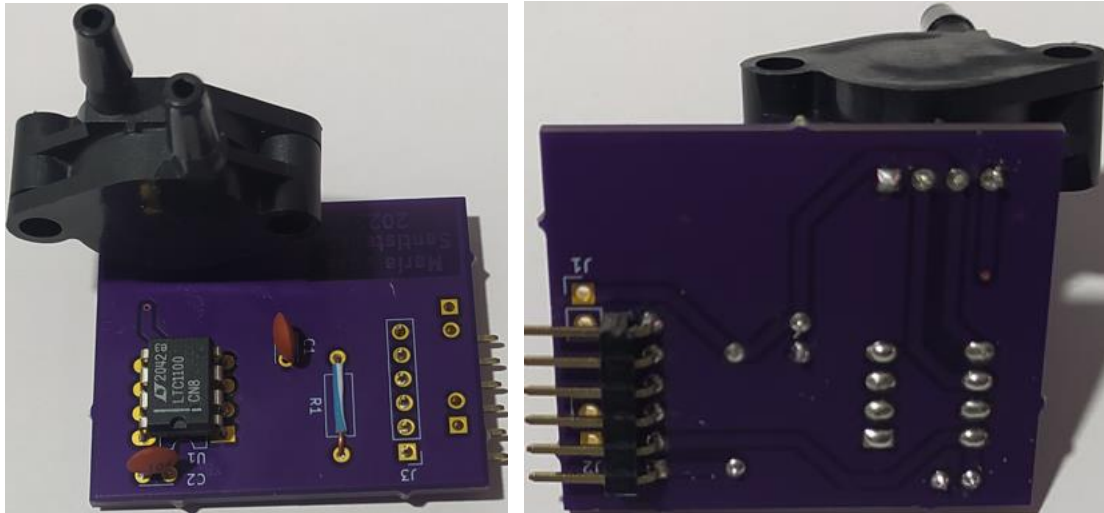


Figura 3.8: Placa de Circuito impreso con elementos soldados (elaboración propia)

3.3. Verificación del módulo analógico.

Una vez cerrado el montaje del módulo analógico, las pruebas de verificación del mismo repiten las que se llevaron a cabo con el sistema montado en placa de prototipado. Básicamente, y sin poder comparar el valor obtenido con una referencia de presión, se evaluó cualitativamente que el sistema respondía correctamente a cambios de presión.

Capítulo 4

Módulo digital

4.1. La Tiny-BLE

Para montar el módulo digital se ha utilizado la placa Tiny-BLE de Seeed Studio [18]. La Tiny-BLE (Figura 4.1) es una placa de desarrollo para Bluetooth Low Energy, diseñada para tener un bajo consumo de energía y un tamaño reducido. Como peculiaridad, integra una función de medición de corriente que proporciona datos de consumo de energía en tiempo real, lo que permite a los desarrolladores optimizar su software y diseñar dispositivos de larga duración de la batería. Es compatible con el IDE MBED, desarrollado por ARM. Este entorno nos permite trabajar en la nube, sin descargarnos o instalarnos nada en nuestro ordenador. Proporciona un práctico SDK de lenguaje C/C ++, que contiene un gran número de bibliotecas de código abierto.

La Tiny-BLE tiene un diseño modular, que se puede dividir en dos partes:

- La parte BLE está construida sobre el nRF51822 de Nordic, que dispone de una radio multiprotocolo Bluetooth Low Energy de 2.4 GHz y un núcleo ARM Cortex-M0 de 32 bits que funciona a 16 MHz.
- La parte de la interfaz CMSIS DAP conecta la Tiny-BLE al ordenador mediante un cable USB, y permite reprogramar la parte BLE mediante un proceso simple de arrastrar y soltar un fichero. Para ello, al conectar la Tiny-BLE al ordenador, ésta se ve como una carpeta en tu equipo (la carpeta MBED). Al compilar el programa se genera un fichero *.hex, y la carga es tan simple como copiar este fichero en la mencionada carpeta MBED disponible en el explorador de Windows. Esta parte ofrece también un canal de depuración, el mencionado puerto serie virtual USB, la capacidad de medición de la corriente y la carga de la batería.

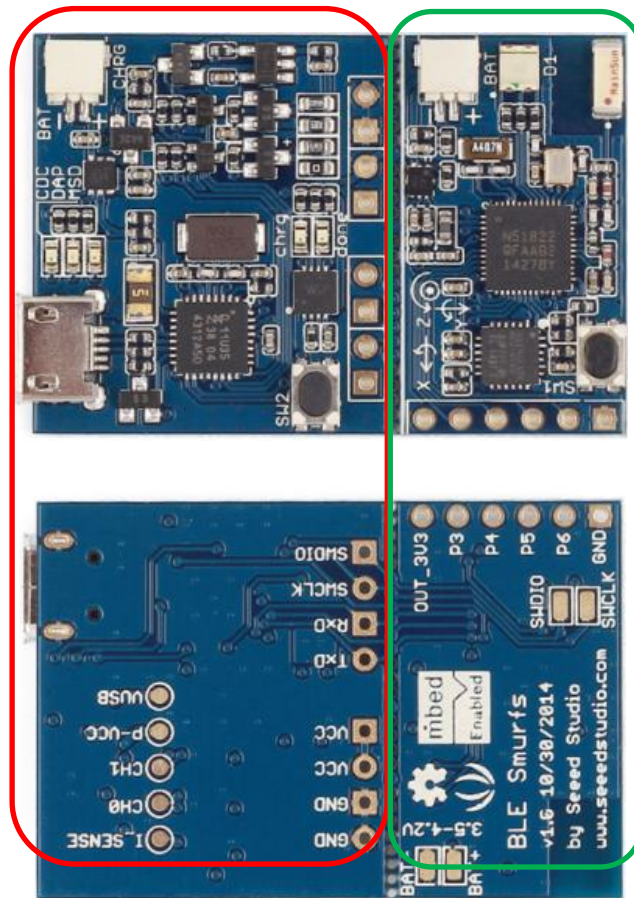
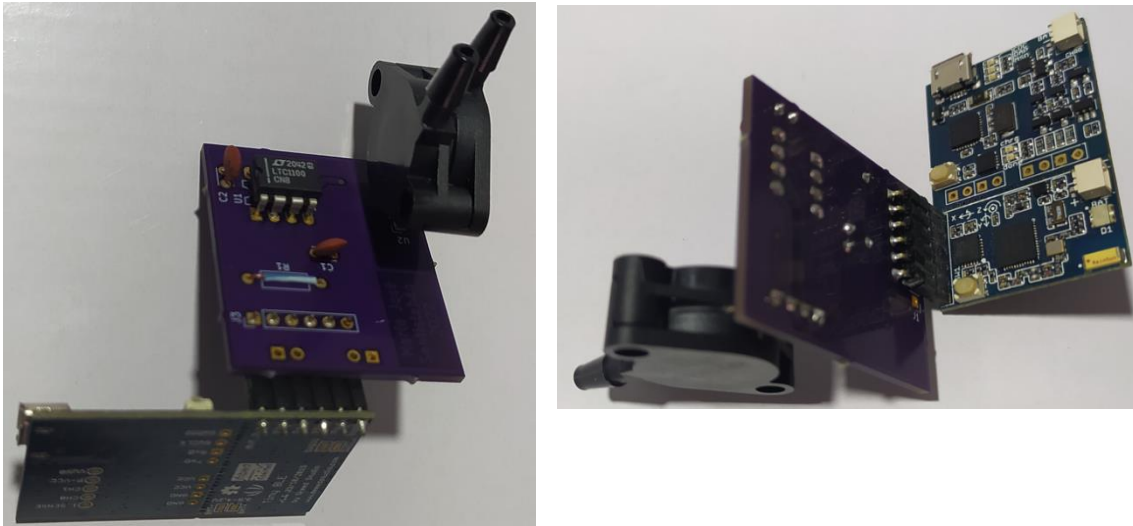


Figura 4.1: Placa Tiny BLE [18]: en rojo la parte CMSIS-DAP y en verde la parte BLE

La Tiny-BLE está diseñada para, cuando tu diseño software está cerrado, separar la parte CMSIS-DAP de la parte BLE y dejar solo ésta. Esto permite disponer de un tamaño muy reducido.

La parte BLE tiene seis conectores de entrada/salidas disponibles. En la Figura 4.1, en la imagen inferior (parte trasera de la Tiny-BLE), se ven en la parte superior (OUT_3V3, P3, P4, P5, P6 y GND). Para conectar nuestra PCB con la Tiny-BLE usaremos el conector J3, que se ha añadido a la placa para permitir precisamente esta conexión directa con la Tiny - BLE (ver Figura 3.7). Con el conector estaremos uniendo la alimentación y la tierra, así como introduciendo la salida Vout de la parte analógica por el pin P3. A su vez, la Tiny-BLE se conecta a nuestro PC mediante el puerto USB, para hacer las comprobaciones y reprogramaciones que se estimen oportunas.



*Figura 4.2: Conexión de la Tiny-BLE con el módulo analógico
(Elaboración propia)*

4.2. Diseño del software de captura

En esta Sección vamos a explicar el desarrollo del código que hemos implementado para controlar la Tiny - BLE. Para ello hemos utilizado, como se ha mencionado anteriormente, la plataforma online de desarrollo de software MBED. Este entorno incluye una API que nos permite trabajar con BLE, y en la que está implementado, entre otros, el servicio BLE-UART, que es el que vamos a usar nosotros. Básicamente, este servicio gestiona el envío de datos por BLE como si de un canal serie se tratara, bastando con convertir el dato en una cadena de caracteres y enviarlo.

La Figura 4.3 muestra un diagrama de flujo del código implementado. Este se organiza en un único fichero main.cpp, en el que encontramos la función principal, main(), y tres funciones, entre las que destaca la que gestiona la única interrupción usada en el código.

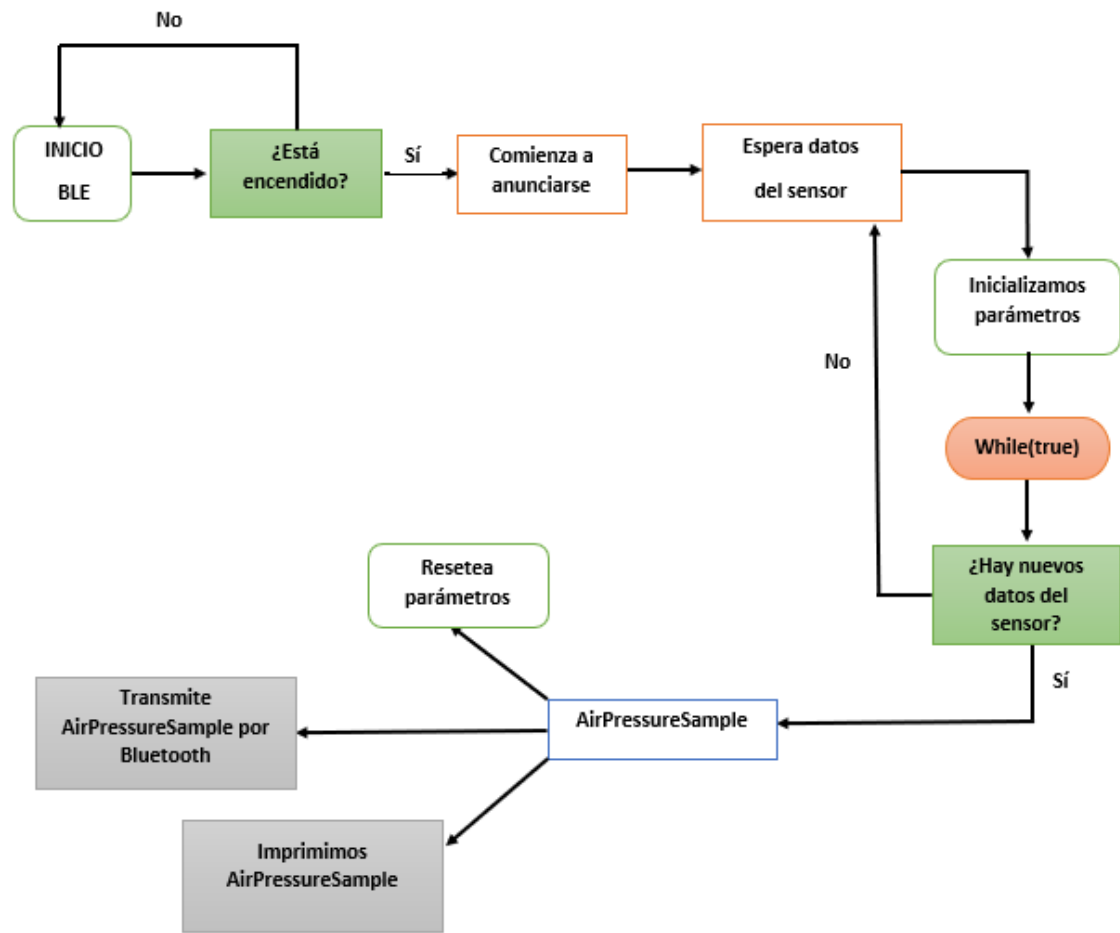


Figura 4.3: Diagrama de flujo código sensor de presión (Elaboración propia)

El código completo se encuentra en el anexo A: Código sensor de presión.

En el código, primero debemos inicializar los puertos de lectura y escritura de la Tiny – BLE. Definimos los pines digitales de salida que son el LED y P30 y un pin analógico de entrada que es el que toma los datos del sensor (P3). Los pines P9 y P11 permiten definir una conexión serie con el ordenador a través del conector USB de la parte CMSIS-DAP. A través de ellos podremos depurar el funcionamiento del código, haciendo uso de la función `printf` en el código y usando un visualizador del puerto serie (por ejemplo, TeraTerm).

```

#include <string.h>
#include <mbed.h>
#include "ble/BLE.h"
#include "ble/Gap.h"
#include "UARTService.h"
#define UART_TX    p9
#define UART_RX    p11

Serial pc(UART_TX, UART_RX); //escritura y lectura

DigitalOut led1(LED1); //salida digital led

//Captura señal sensor de presión
AnalogIn AISignal(p3);
DigitalOut pwr (p30);
volatile unsigned long millis;
volatile float PressureSample; //dato actual
volatile float VolumeSample;

```

Con la interrupción periódica Ticker de Mbed podremos tomar muestras del sensor de presión cada 100ms (este dato puede reducirse si se ve conveniente).

```

Ticker ticker;
ticker.attach(periodicCallback, 0.1); //cada 100ms

```

Asociamos el Ticker a la rutina de interrupción PeriodicCallback en el main, y esta función es la encargada de tomar una nueva muestra del valor del sensor.

```

void periodicCallback(void)
//Toma una nueva muestra del valor
{
    led1 = !led1;
    PressureSample = AISignal.read()*0.04125;
    // read() devuelve el porcentaje de la tensión máxima (3.3)

    millis = millis+100; // se toma un dato cada 100ms

    triggerSensorPolling = true;
}

```

En esta rutina se cambia el estado del LED, se captura un dato de la entrada analógica definida en P3 (AISignal), se actualiza la variable millis, y se actualiza el valor de triggerSensorPolling a true, indicando que se ha capturado un nuevo dato. El valor de AISignal es la salida del amplificador de instrumentación, que multiplica por una ganancia de 100 el valor obtenido del sensor. Este dato pasa por un CAD, y se lee con un AnalogIn. La función AISignal.read() devuelve el porcentaje de la tensión de entrada respecto al máximo (3.3V).

Por ello, el dato analógico sería

$$vAISample = 3.3 * AISignal.read();$$

El valor de presión se obtiene a partir de

$$\begin{aligned} PressureSample &= vAISample \cdot \frac{1}{100} \cdot \frac{50}{40} = vAISample \cdot 0,0125 \\ &= AISignal.read \cdot 0,04125 \end{aligned}$$

Por lo que la formula en el código lo que hace es obtener el valor de presión de aire desde la lectura analógica capturada del amplificador de instrumentación.

Volviendo al programa principal, en el conjunto de variables a crear se encuentran las relacionadas con el servicio BLE. En nuestro caso serán ble y uart

```
//BLE_UART
BLEDevice ble;
UARTService *uart;
```

Después se inicializan estas variables y se da forma al servicio BLE. Este proceso lo facilita el uso de la API que hemos mencionado que nos proporciona MBED. Básicamente lo que hacemos es inicializar el dispositivo periférico, nuestra parte BLE, definir dos funciones o rutinas para gestionar la conexión y desconexión del BLE, crear el servicio BLE_UART, y definir y lanzar el proceso de anuncio del dispositivo BLE al exterior.

```
ble.init();
ble.onDisconnection(disconnectionCallback);
ble.onConnection(connectionCallback);
uart = new UARTService(ble);

/* setup advertising */
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED);
ble.setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::SHORTENED_LOCAL_NAME,
    (const uint8_t *)"BLE UART", sizeof("BLE UART") - 1);
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_128BIT_SERVICE_IDS,
    (const uint8_t *)UARTServiceUUID_reversed, sizeof(UARTServiceUUID_reversed));

ble.setAdvertisingInterval(160); /* 100ms; in multiples of 0.625ms. */
ble.startAdvertising();
char buffer [50];
```

Entre los datos que proporcionamos con estas funciones, estamos marcando que el dispositivo no soporta el Bluetooth clásico (`BREDR_NOT_SUPPORTED`), el nombre del dispositivo (`BLE_UART`), el tipo de servicio (`UART`), o el tiempo entre anuncios del dispositivo (`160x0,625 ms`).

Una vez se lanza el anuncio del dispositivo, el programa queda en un bucle `while` infinito. En este bucle, primero, se comprueba si se ha recibido una muestra del sensor chequeando el parámetro `triggerSensorPolling`. Si está en `false`, no ha recibido una muestra y por tanto sigue a la espera de recibir un dato, si, por el contrario, está en `true`, imprime el valor por pantalla, transmite el valor por Bluetooth y, por último, fija de nuevo el valor del `triggerSensorPolling` a `false` para volver a comenzar. Del valor de presión, estimado en la rutina de la interrupción, se obtiene el flujo aplicando la ecuación presentada en el Capítulo 2, donde se han sustituido los datos de nuestro neumotacógrafo

$$\begin{aligned} Flow &= \frac{\pi R^4 |PressureSample|}{8\mu L} = \frac{3,1415 \cdot 0,01^4}{8 \cdot 1,90433 \cdot 10^{-5} \cdot 0,04} \cdot PressureSample \\ &= 0,00515 \cdot PressureSample \end{aligned}$$

El valor del volumen respiratorio se calcula suponiendo el flujo constante por 100ms y multiplicando flujo por tiempo. Este dato se suma al de volumen para ir estimando el volumen total en la espirometría.

```

VolumeSample = 0.0;

while (true) {

    if (triggerSensorPolling) {
        triggerSensorPolling = false;

        Flow= 0.00515*PressureSample;

        VolumeSample = VolumeSample + Flow * 0.1; // Pressure

        sprintf (buffer, "%.3f-%.3f\n", Flow, VolumeSample);

        uart->write(buffer, strlen(buffer));
        pc.printf("%.6f-%.6f\n\r",Flow,VolumeSample);
    }
    else {
        ble.waitForEvent();
    }
}

```

Se observa como los datos a enviar, Flow y VolumeSample, son convertidos en una cadena de caracteres, buffer, y esta cadena es la enviada vía BLE.

4.3. Verificación módulo digital

4.3.1. Captura de datos

Para chequear la correcta captura de valores usaremos el canal serie descrito en los apartados anteriores. Como comentamos, usaremos para ello un programa que permita visualizar los datos enviados por dicho canal. En concreto emplearemos el programa TeraTerm.

Con la Tiny-BLE conectada, abrimos TeraTerm y seleccionamos la opción de Serial, donde tenemos que elegir el puerto COM al que está conectado nuestro sistema (Figura 4.4).

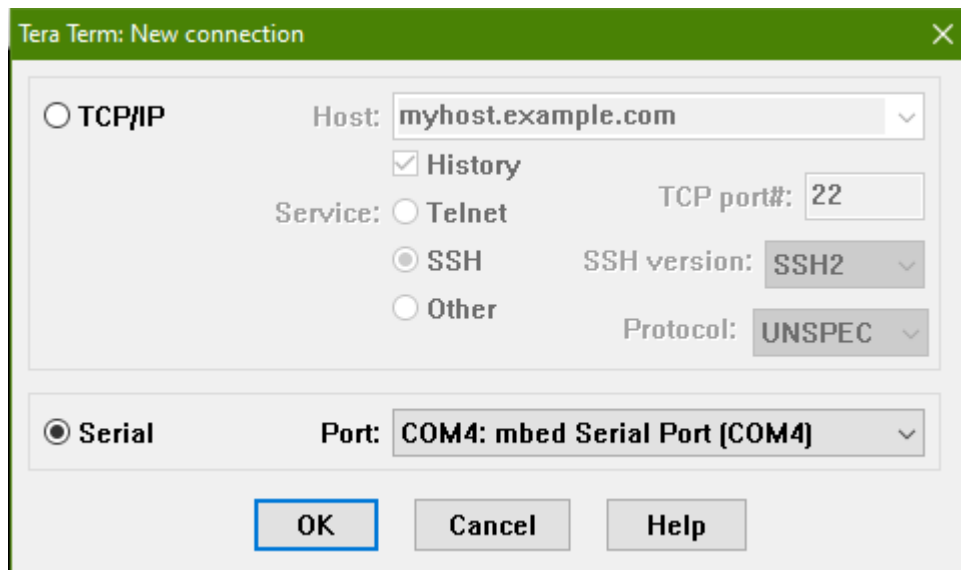
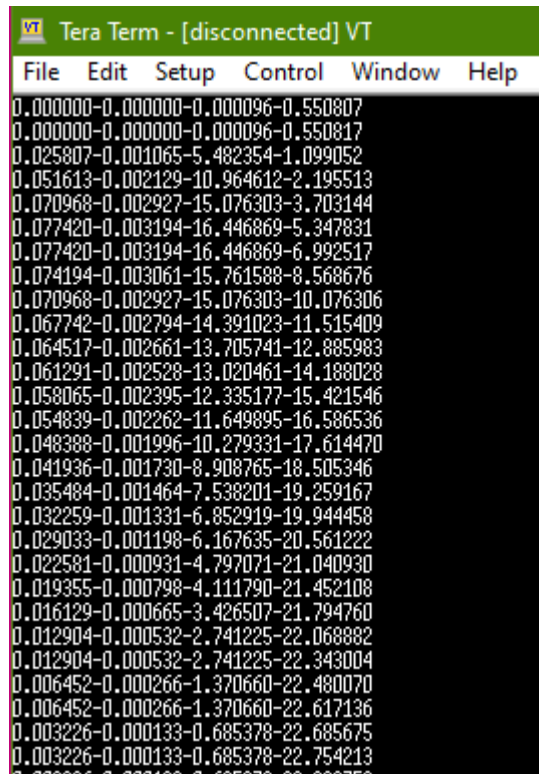


Figura 4.4: Inicio Tera Term (Elaboración propia)

Una vez realizada esta acción, se abre el programa y, si soplamos en nuestro sensor de presión, vemos cómo van variando nuestros valores de flujo y volumen de aire (Figura 14).



```
Tera Term - [disconnected] VT
File Edit Setup Control Window Help
0.000000-0.000000-0.000096-0.550807
0.000000-0.000000-0.000096-0.550817
0.025807-0.001065-5.482354-1.099052
0.051613-0.002129-10.964612-2.195513
0.070968-0.002927-15.076303-3.703144
0.077420-0.003194-16.446869-5.347831
0.077420-0.003194-16.446869-6.992517
0.074194-0.003061-15.761588-8.568676
0.070968-0.002927-15.076303-10.076306
0.067742-0.002794-14.391023-11.515409
0.064517-0.002661-13.705741-12.885983
0.061291-0.002528-13.020461-14.188028
0.058065-0.002395-12.335177-15.421546
0.054839-0.002262-11.649895-16.586536
0.048388-0.001996-10.279331-17.614470
0.041936-0.001730-8.908765-18.505346
0.035484-0.001464-7.538201-19.259167
0.032259-0.001331-6.852919-19.944458
0.029033-0.001198-6.167635-20.561222
0.022581-0.000931-4.797071-21.040930
0.019355-0.000798-4.111790-21.452108
0.016129-0.000665-3.426507-21.794760
0.012904-0.000532-2.741225-22.068882
0.012904-0.000532-2.741225-22.343004
0.006452-0.000266-1.370660-22.480070
0.006452-0.000266-1.370660-22.617136
0.003226-0.000133-0.685378-22.685675
0.003226-0.000133-0.685378-22.754213
0.003226-0.000133-0.685378-22.822790
```

Figura 4.5: Valores del flujo y de aire en Tera Term (Elaboración propia)

4.3.2. Validación del canal BLE

Para comprobar el funcionamiento del software creado en el entorno MBED y poder ver los datos transmitidos por BLE en un dispositivo externo hemos utilizado la aplicación nRF Connect de Nordic Semiconductors para móvil (Figura 15). Con ello, además de emplear la conexión serie por USB, que nos permite ver los valores capturados, buscamos verificar el correcto funcionamiento de la conexión BLE.

La aplicación nRF Connect Es una potente herramienta genérica que permite escanear, anunciar y explorar nuestros dispositivos Bluetooth Low Energy (BLE) y comunicarnos con ellos [19]. Algunas de sus características son:

- Escaneo de dispositivos Bluetooth LE.
- Visualización del gráfico RSSI y poder exportarse en formato CSV o EXCEL.
- Visualización del historial detallado de paquetes.
- Conexión con varios dispositivos al mismo tiempo.

- Mostrar los servicios y características de los dispositivos.
- Lectura y escritura de características.



Figura 4.6: App nRF Connect [19]

Usando esta aplicación nos encontramos con los distintos dispositivos Bluetooth que reconoce activos y el nuestro sería BLE UART (Figura 17).

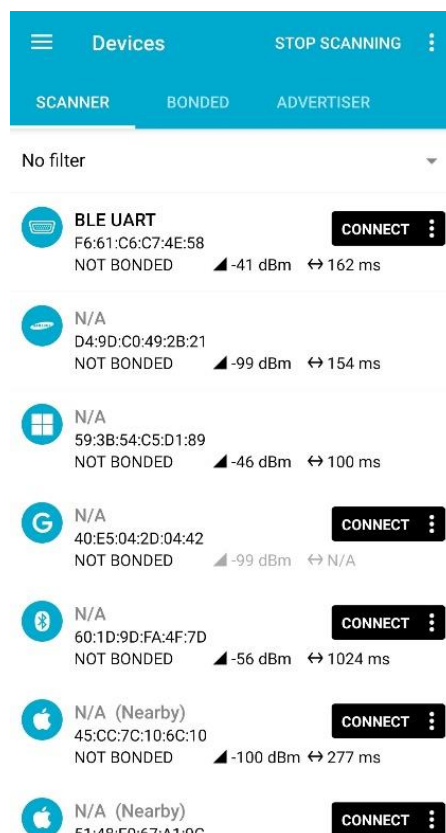
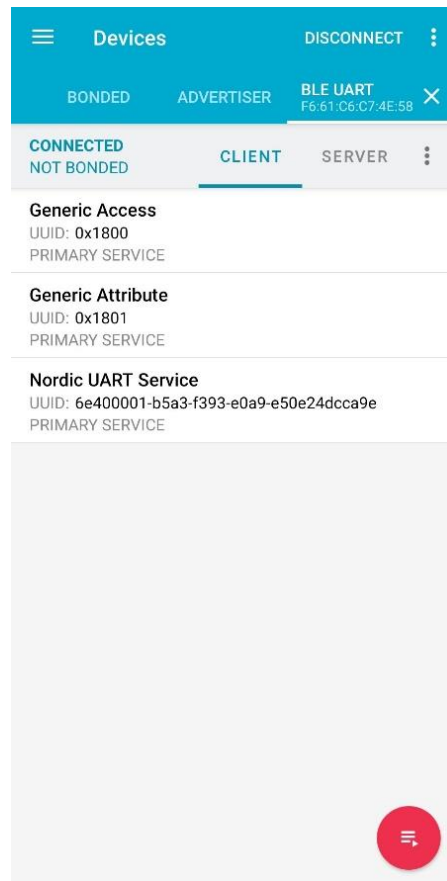


Figura 4.7: Inicio app nRF Connect (Elaboración propia)

Conectamos con nuestro dispositivo y accedemos a los servicios y atributos que nos ofrece nuestro perfil BLE, como podemos ver en la Figura 18. El relevante es el Nordic UART service, creado por nosotros y por el que transmitiremos los datos.



*Figura 4.8: Servicios y atributos
(Elaboración propia)*

Si entramos dentro de Nordic UART Service podemos observar las características de lectura y escritura. La característica de transmisión permite recoger los datos (Figura 19). La triple flecha que aparece junto al nombre de la característica muestra que es una notificación.

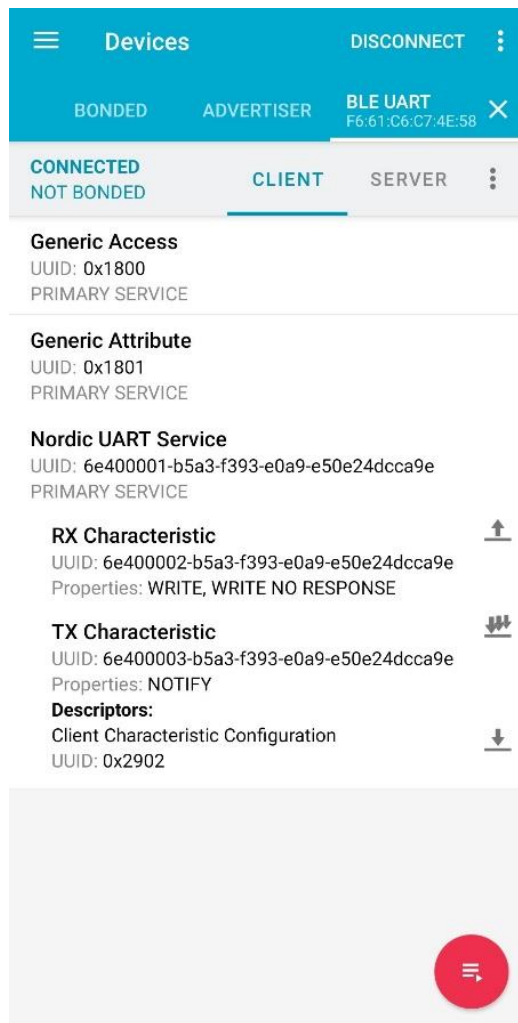


Figura 4.9: Servicios del dispositivo (Elaboración propia)

Si pulsamos en esta triple flecha podremos ver como los datos se actualizan cada segundo. Al empezar a recibir información, se añade un campo “value” en *TX Characteristic*, que corresponde con el valor del flujo de aire que se recoge al expulsarlo mediante el sensor de presión (Figura 20).

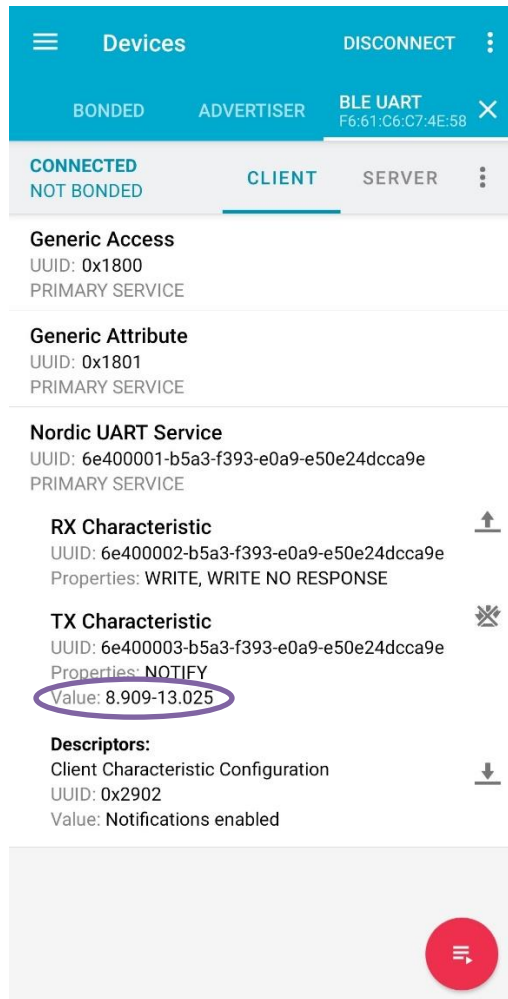


Figura 4.10: Valor de flujo y volumen de aire registrado en nRF (Elaboración propia)

Capítulo 5

Validación

5.1. Análisis y comprobación del sistema final.

Una vez que hemos implementado el dispositivo, procedemos a la realización de una serie de pruebas para comprobar su funcionamiento. En concreto, las pruebas las hemos realizado a tres personas, una de ellas con enfermedad EPOC y pasada reciente enfermedad COVID'19, otra persona fumadora, y una tercera persona sana. Las medidas se han realizado con las herramientas comentadas en capítulos anteriores. El procedimiento a seguir fue, una inspiración muy profunda y, a continuación, una exhalación con mucha fuerza y seguir unos segundos, aunque notemos que nos hayamos quedado sin aire.

- **Sujeto 1:** Enfermedad EPOC y reciente enfermedad COVID'19

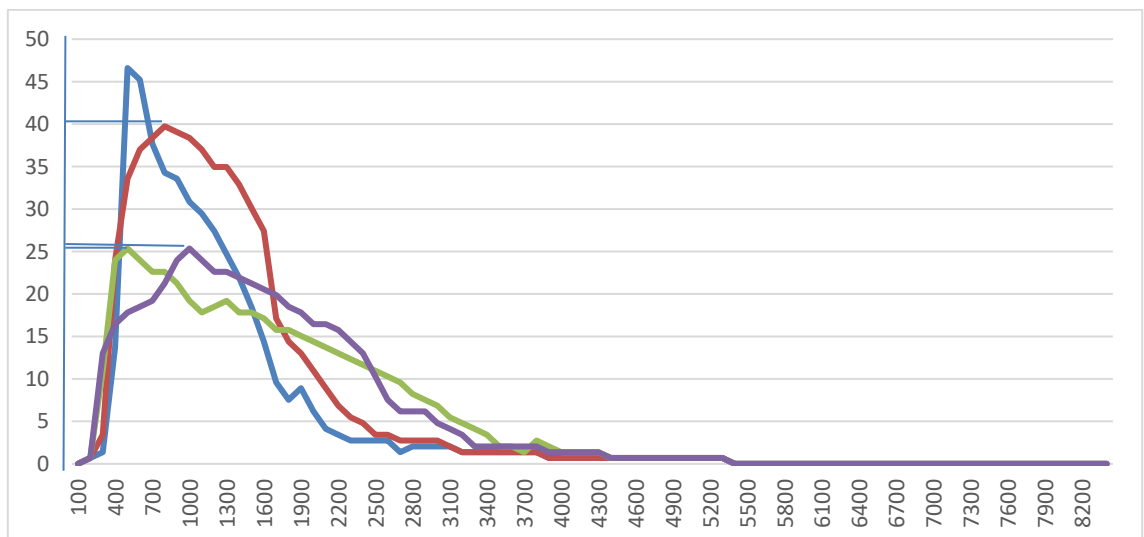


Figura 5.1: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 1)

(Elaboración propia)

El sujeto 1 es un varón de 56 años, con una altura de 169 cm y un peso de 80 kg con enfermedad EPOC diagnosticada.

La primera prueba realizada (curva azul) se hizo antes de pasar la enfermedad COVID, mientras el resto de las pruebas son de después de haber pasado la enfermedad. Como se puede observar, la bajada de flujo es considerable una vez pasada la enfermedad.

- **Sujeto 2:** Persona fumadora

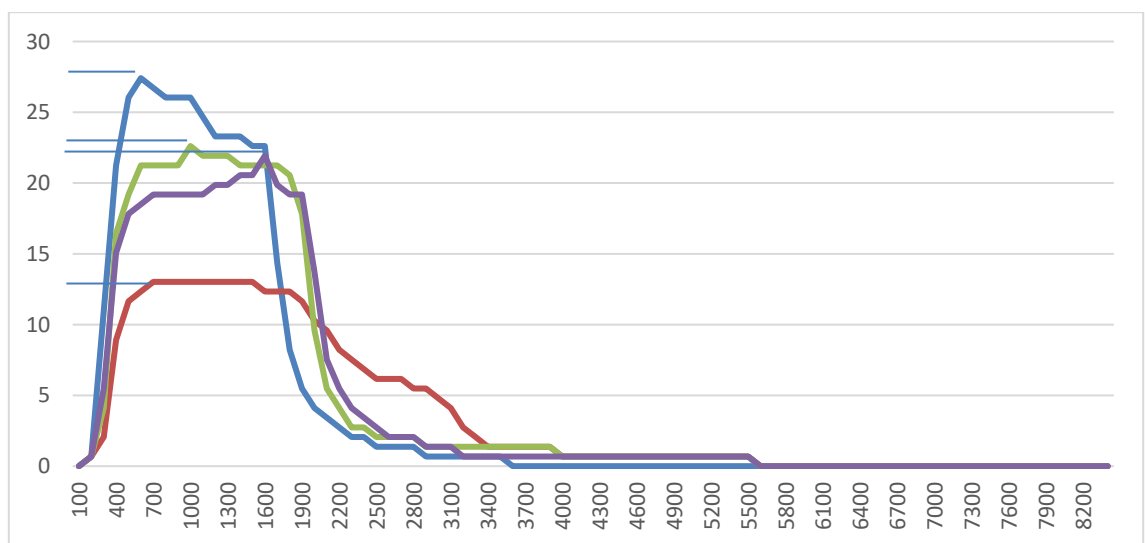


Figura 5.2: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 2) (Elaboración propia)

El sujeto 2 es una mujer de 54 años, con altura de 160 cm y un peso de 56 kg y fumadora. Los valores en la curva son los proporcionados por el software desarrollado, que no considera el factor de escala (0,1859). Si se usa este factor se obtiene un valor medio (sin considerar la curva roja, excesivamente baja) de 4.18 como PEF. Para esta persona, el valor de referencia sería de 5,84, Las curvas son considerablemente más bajas que las de una persona sana.

- **Sujeto 3:** Persona sana

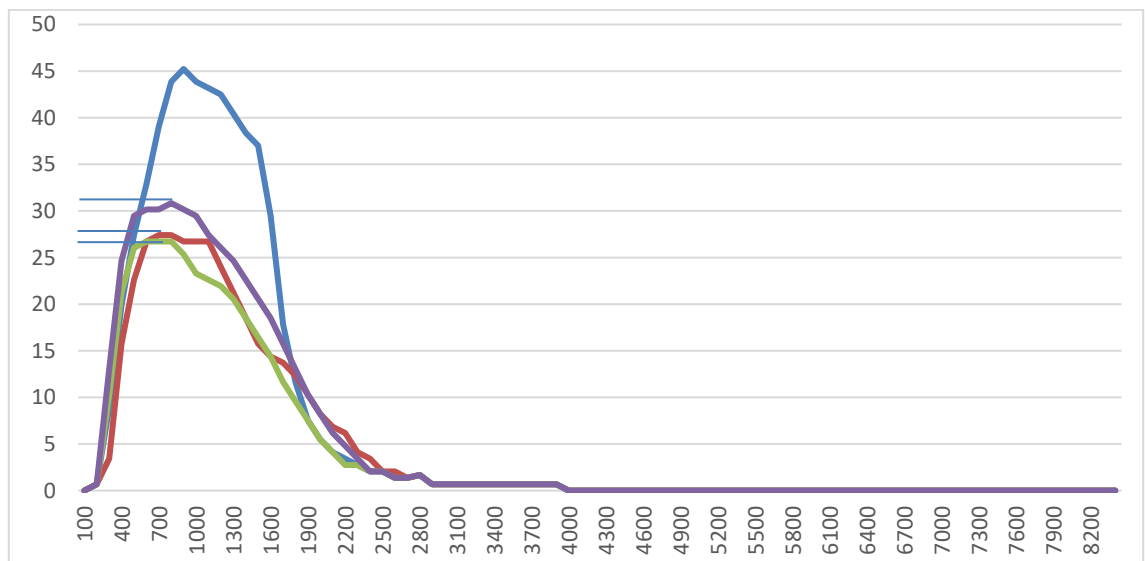


Figura 5.3: Curva flujo-tiempo sin factor de escala (Sujeto 3) (Elaboración propia)

En este caso se trata de un sujeto de 30 años, con altura de 157 cm y con peso de 78 kg y sin ninguna patología. El valor de referencia para el PEF sería de 6,47, y el valor medio obtenido para el PEF, aplicando el factor de escala, es de 6,10.

Este estudio es, evidentemente, muy limitado. Solo sirve para validar cualitativamente el dispositivo, que ha permitido detectar la disminución en la capacidad respiratoria de la persona que padece EPOC (y especialmente el descenso en la misma tras pasar el COVID), y para comparar a una persona sana con una fumadora. El dispositivo no se ha calibrado (más allá de establecer una referencia como se ha descrito en el Capítulo 2) y eso impide una valoración cuantitativa del mismo.

Conclusiones y Líneas Futuras

El objetivo de este proyecto ha sido el diseño de un prototipo de espirómetro que sea portátil y que tenga un funcionamiento simple y cómodo de usar. Aunque el prototipo implementado solo sirve como prueba de concepto, su evolución sería un dispositivo que permita que el propio paciente pueda realizar las pruebas siempre que lo precise en su domicilio y sin supervisión médica. Las tecnologías empleadas (a nivel hardware o software) muestran que esta idea es posible.

Como podemos comprobar todos los objetivos descritos en nuestro proyecto se han cumplido:

- Como primer objetivo teníamos el diseño de un neumotacógrafo, al que teníamos que añadir una resistencia que nos permitiera estimar el flujo de aire como diferencia de presión. Se ha estudiado la relación entre esta diferencia de presión y el flujo de aire obtenido. La resistencia empleada define el factor de escala, que, al no contar con instrumental de calibración, hemos obtenido usando un sujeto de referencia.
- También, hemos diseñado el sistema de acondicionamiento y captura, basado en un único Amplificador de Instrumentación. Una vez cerrado y validado en placa de prototipado el diseño, hemos montado una placa de circuito impreso con la electrónica seleccionada.
- Por último, hemos hecho el sistema de procesamiento digital montado en torno a un chipset con transceptor BLE que permita enviar los datos capturados y preprocesados a un smartphone.

Fuera de estos objetivos, hemos validado de forma cualitativa el dispositivo comparando las medidas de pacientes con algún tipo de enfermedad con pacientes sanos. Es evidente que es solo una pequeña prueba, pero los resultados muestran que el dispositivo tiene inicialmente el comportamiento esperado. Como se ha comentado respecto al prototipo que hemos implementado, no se puede asegurar que proporcione una medida totalmente fiable, ya que no ha sido calibrado, pero lo que sí se puede comprobar es como concuerdan las curvas de las gráficas (más bien el valor de pico de flujo PEF) con estar sano o padecer EPOC, por ejemplo.

En cuanto a las líneas futuras, habría que llevar a cabo una serie de mejoras para perfeccionar el prototipo:

- Mejoras la envolvente del neumotacógrafo para que todo esté bien encajado y no haya ninguna fuga de aire. En nuestro caso no hemos sellado el dispositivo para poder probar distintas resistencias y también para poder limpiar el dispositivo más fácilmente.
- El neumotacógrafo condensa humedad en cada prueba. Para evitarla, y mantener el flujo a una temperatura constante, se integra en el dispositivo un sistema de calefacción (por ejemplo, una espiral de cable por el que se hace pasar una corriente), controlado externamente para mantener un valor de temperatura. Este circuito no está presente en nuestro dispositivo.
- Crear una aplicación móvil, que nos permite ver los datos de nuestras medidas y donde podamos ver las gráficas para ver nuestro flujo en determinados momentos.
- Determinar otras medidas relacionadas con los valores de flujo y volumen obtenidos, y comparar los valores que se obtienen con los valores de referencia para personas sanas.
- Poder realizar una calibración del dispositivo para que los datos sean fiables respecto a uno convencional. La calibración debe asegurar que el flujo en litros por segundo se mide correctamente.

Referencias

- [1] “Problemas respiratorios: MedlinePlus en español.”
<https://medlineplus.gov/spanish/breathingproblems.html> (accessed Feb. 24, 2022).
- [2] “Foro de las Sociedades Respiratorias Internacionales El impacto mundial de la Enfermedad Respiratoria”, Accessed: Apr. 25, 2022.
[Online]. Available: https://gard-breathefreely.org/wp-content/uploads/2017/11/Firs2017_esp_web.pdf
- [3] “Problemas respiratorios: qué es, síntomas y tratamiento | Top Doctors.” <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/problemas-respiratorios> (accessed Feb. 24, 2022).
- [4] “Espirometría (para Padres) - Nemours KidsHealth.”
<https://kidshealth.org/es/parents/spirometry.html> (accessed Feb. 24, 2022).
- [5] S. Cabrera Rincón, “TFG-2597-CABRERA”, Accessed: Nov. 11, 2021.
[Online]. Available:
<http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/92597/fichero/TFG-2597-CABRERA.pdf>
- [6] F. J. Álvarez Gutiérrez *et al.*, “Documento de Consenso sobre la espirometría en Andalucía,” *Medicina de Familia. SEMERGEN*, vol. 35, no. 9, pp. 457–468, Nov. 2009, doi: 10.1016/S1138-3593(09)72845-X.
- [7] “► Espirómetros de Volumen 【Análisis Especializado】 .”
<https://espirometros.online/de-volumen/> (accessed Apr. 19, 2022).
- [8] D. Javier and A. Orellana, “UNIVERSIDAD DEL AZUAY FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA ESPIROMETRÍA COMO PRUEBA DE DIAGNÓSTICO,” 2013.
- [9] R. Esperanza Benítez-Pérez *et al.*, “www.medigraphic.org.mx

- Espirometría: recomendaciones y procedimiento,” *Revisión Neumol Cir Torax*, vol. 75, no. 2, 2016, Accessed: Feb. 24, 2022. [Online]. Available: www.medigraphic.org.mx
- [10] T. Y. Redes, L. Alberto, and F. Sánchez, “ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN Presentado por”, Accessed: Jan. 13, 2022. [Online]. Available: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/625/1/38T00239.pdf>
- [11] “Age Medical S.A. El Neumotacógrafo de Fleisch - Age Medical S.A.” <http://www.agemedical.com.ar/el-neumotacografo-de-fleisch/> (accessed Mar. 01, 2022).
- [12] J. ROCA, J. CASTELLSAGUER, F. BURGOS, and J. SUNYER, “Prediction equations for forced spirometry from European origin population,” *Respiratory Medicine*, vol. 92, pp. 401–407, 1998.
- [13] F. Semiconductor, “Freescale Semiconductor Pressure + 50 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors,” 2050, Accessed: Mar. 03, 2022. [Online]. Available: <https://www.mouser.es/datasheet/2/302/MPX2050-1152068.pdf>
- [14] O. A. Beltrán Rodríguez, “Diseño e implementación de un espirómetro - PDF Free Download.” <https://docplayer.es/34948742-Disen0-e-implementacion-de-un-espirometro.html> (accessed Mar. 31, 2022).
- [15] L. Technology Corporation, “LTC1100 - Precision, Zero-Drift Instrumentation Amplifier”, Accessed: Mar. 03, 2022. [Online]. Available: <https://www.mouser.es/datasheet/2/609/1100fc-1270453.pdf>
- [16] A. C. Fischer-Cripps, “Instrumentation amplifier,” *Newnes Interfacing Companion*, pp. 246–260, 2002, doi: 10.1016/B978-

075065720-4/50119-4.

- [17] “KiCad, el software de automatización del diseño electrónico se unió a la Fundación Linux | UbuLog.” <https://ubunlog.com/kicad-el-software-de-automatizacion-del-diseno-electronico-se-unio-a-la-fundacion-linux/> (accessed Mar. 03, 2022).
- [18] “OpenHacks | Open Source Hardware | Productos | Seeed Tiny BLE BLE 6DOF Mbed Platform.” https://www.openhacks.com/page/productos/id/1746/title/Seeed-Tiny-BLE---BLE-%2B-6DOF-Mbed-Platform#.YjjE_XrMLIU (accessed Mar. 21, 2022).
- [19] “GitHub - NordicSemiconductor/Android-nRF-Connect: Documentation and issue tracker for nRF Connect for Android.” <https://github.com/NordicSemiconductor/Android-nRF-Connect> (accessed Mar. 30, 2022).

ANEXOS

ANEXO A: Código Sensor de Presión

En este anexo adjuntamos el código que hemos empleado para programar la Tiny – BLE.

```
#include <string.h>
#include <mbed.h>
#include "ble/BLE.h"
#include "ble/Gap.h"
#include "UARTService.h"
#define UART_TX  p9
#define UART_RX  p11

Serial pc(UART_TX, UART_RX); //escritura y lectura
DigitalOut led1(LED1); //salida digital led

//Captura señal sensor de presion
AnalogIn AISignal(p3);
DigitalOut pwr (p30);
volatile unsigned long millis;
volatile float PressureSample; //dato actual
volatile float VolumeSample;
volatile float Flow;
volatile float vAI;

//BLE_UART
BLEDevice ble;
UARTService *uart;

static volatile bool triggerSensorPolling = false;
void connectionCallback(const Gap::ConnectionCallbackParams_t *params)
//anuncia cuando se conecta el BLE
{
pc.printf("Connected!\n\r");
```

```

//bleIsConnected = true;
}

void disconnectionCallback(const Gap::DisconnectionCallbackParams_t *params)
//desconexión del BLE
{
    pc.printf("Disconnected!\n\r");
    pc.printf("Restarting the advertising process\n\r");
    ble.startAdvertising();
}

void periodicCallback(void)
//Toma una nueva muestra del valor
{
    led1 = !led1;
    vAI = AISignal.read()*3.3;

    if(vAI <= 0.025806)
        vAI = 0.0;
    else
        vAI = vAI - 0.025806;

    PressureSample = vAI*0.04125; // read() devuelve el porcentaje de la tension maxima (3.3)

    millis = millis+100; // se toma un dato cada 100ms

    triggerSensorPolling = true;
}

int main(void)
{
    ble.init();
    ble.onDisconnection(disconnectionCallback);
    ble.onConnection(connectionCallback);
    uart = new UARTService(ble);

    /* setup advertising */
    ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED);

```

```

ble.setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::SHORTENED_LOCAL_NAME,
    (const uint8_t *)"BLE UART", sizeof("BLE UART") - 1);
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_128BIT_SERVICE_IDS,
    (const uint8_t *)UARTServiceUUID_reversed, sizeof(UARTServiceUUID_reversed));

ble.setAdvertisingInterval(160); /* 100ms; in multiples of 0.625ms. */
ble.startAdvertising();
char buffer [20];

//Inicializamos parámetros
pwr=1;
led1 = 1;

Ticker ticker;
ticker.attach(periodicCallback, 0.1); //cada 100ms

VolumeSample = 0.0;

while (true) {

    if (triggerSensorPolling) {
        triggerSensorPolling = false;

        Flow = 5150*PressureSample;

        VolumeSample = VolumeSample + Flow * 0.1; //Pressure*100 ms = volumen aire en 100
ms (pressure cte)

        sprintf (buffer, "%.3f-%.3f\n", Flow, VolumeSample);

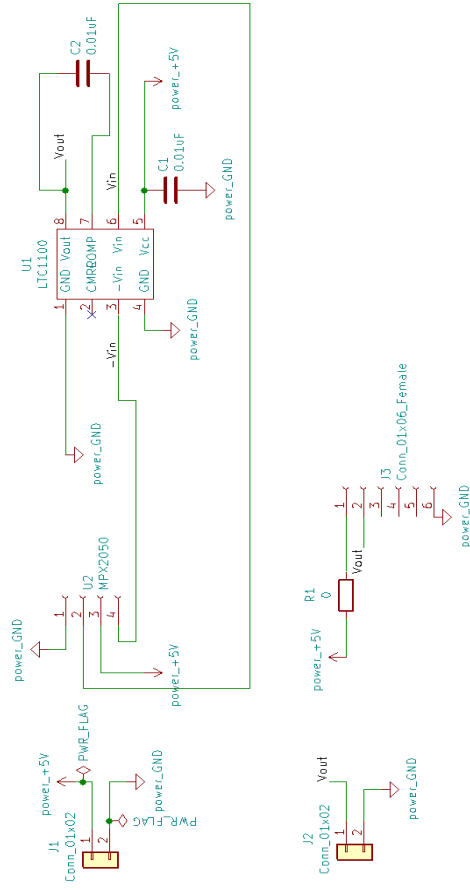
        uart->write(buffer, strlen(buffer));
        pc.printf("%.6f-%.60-%.6f-%.6f\n\r", vAI, PressureSample, Flow, VolumeSample);
    }
    else {
        ble.waitForEvent();
    }
}
}

```


ANEXO B: ESQUEMÁTICOS PCB.

En este anexo recogemos el esquemático que conforma la placa de circuito impreso.

Módulo de acondicionamiento



Sheet: /
File: analogico.sch

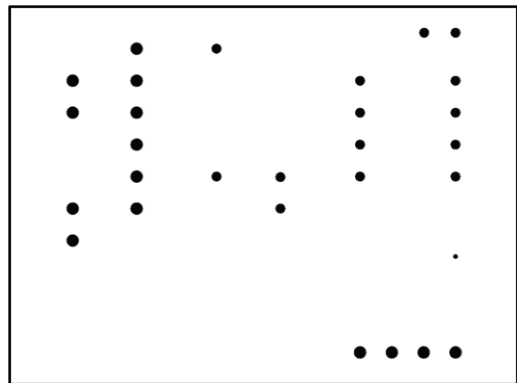
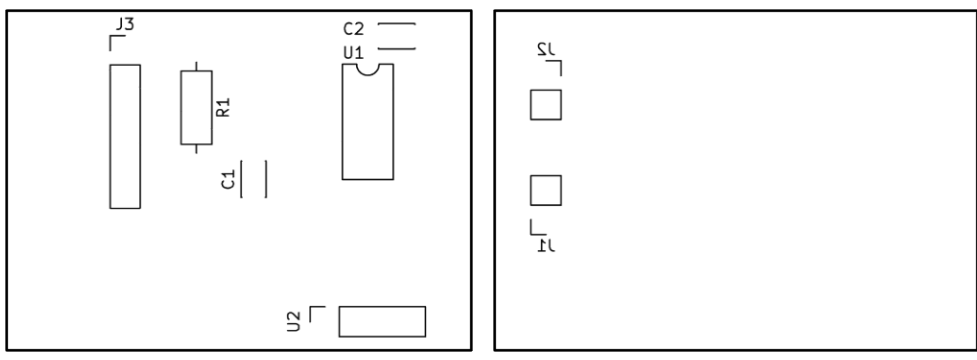
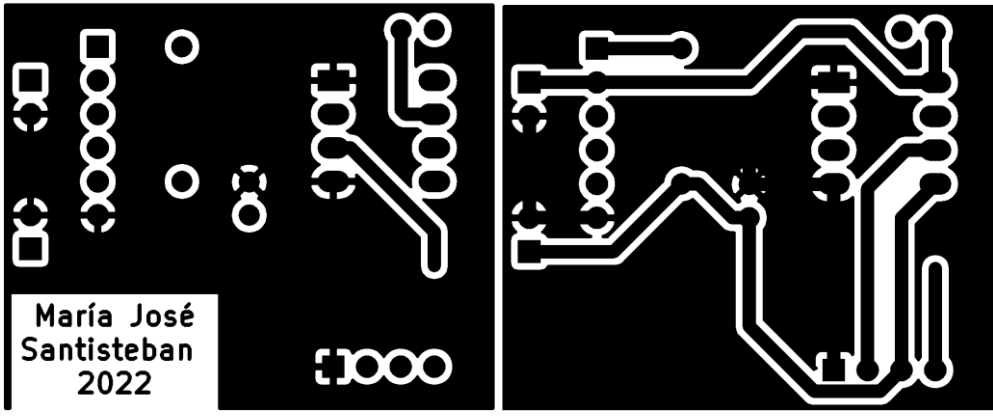
Title:

Size: A4 Date:
Kicad E.D.A. eeschema (5.1.10)-1

Rev:
Id: 1/1

ANEXO C: FICHEROS GERBER.

Archivos gerber utilizados para la fabricación de la placa de circuito impreso.



ANEXO D: MANUAL DE USUARIO.

1. Conexión con el PC.



Conectamos nuestro dispositivo mediante USB a un PC que tenga la aplicación TeraTerm, por la que veremos nuestros datos.

Cargamos el código para poder abrir el TeraTerm y abrimos el log para que se guarden nuestros datos en un archivo .txt

2. Colocación de la boca en el neumotacógrafo.



Colocamos nuestros labios alrededor del tubo del neumotacógrafo, inspiramos todo el aire que podamos y exhalamos con la máxima fuerza hasta que nos quedemos sin aire e intentando seguir unos segundos más.

3. Visualización de datos en nRF Connect.

	<p>Nos descargamos la app NRF Connect, conectamos el Bluetooth, buscamos nuestro dispositivo pulsando SCAN y nos aparecerá con el nombre BLE UART, le damos a conectar y cuando accedemos se muestran los atributos y características del servicio.</p>
---	---



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

| uma.es

E.T.S. DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

E.T.S de Ingeniería
Informática

Bulevar Louis Pasteur, 35

Campus de Teatinos