



UNIVERSIDAD DE MENDOZA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INSTITUTO DE BIOINGENIERÍA

**Sistema de Simulación de Condiciones
Respiratorias y Testeo de Ventiladores
Mecánicos (SSCR)**

TRABAJO FINAL

Alumno:

Julián IANARDI MORETTI

Director:

Bioing. Guillermo CASTILLO

Año 2023

Agradecimientos

Le quiero agradecer a mi familia que me apoyó durante todos estos años de carrera y muy especialmente a mi amigo, profesor, compañero y director Guillermo que no solo me dio una mano gigante con este proyecto sino que a lo largo de estos últimos años me permitió un enorme crecimiento profesional y personal.

Resumen

En entornos hospitalarios y clínicos es ampliamente conocido el uso de respiradores (o ventiladores mecánicos) como apoyo vital y tratamiento de pacientes en condiciones críticas. Es por esta razón que tener la seguridad de que el equipo funciona bajo estándares adecuados y que el personal que manipula el mismo también debe realizarlo con amplio conocimiento, es de vital importancia.

Tanto el funcionamiento inadecuado como la manipulación incorrecta del respirador, puede desencadenar consecuencias gravísimas, ya sea para la salud o tratamiento del paciente como para la vida útil del equipo y las instalaciones asociadas. Es por esta razón que buscamos desarrollar métodos de testeo de funcionamiento para el equipo. Por otro lado se indaga en herramientas de simulación que permitan al profesional a cargo del equipo poder conocer como responde el mismo ante determinadas condiciones del paciente y así encontrar un tratamiento óptimo para el individuo.

Índice general

Índice de figuras	IX
1. Introducción	1
2. Objetivos	3
2.1. Objetivo General	3
2.2. Objetivos específicos	3
3. Marco teórico	5
3.1. Sistema ventilatorio humano	5
3.2. Compliance o distensibilidad pulmonar	6
3.2.1. Resistencia de las vías aéreas	7
3.3. Funcionamiento de respiradores	7
3.3.1. Funcionamiento	8
3.3.2. Suministro de Gases y Administración al Paciente	9
3.3.3. Flujo, Volumen y Presión	9
3.3.4. Modos Ventilatorios	9
3.4. principios físicos para la medición	10
3.4.1. Ecuación de continuidad	10
3.4.2. Flujo laminar y numero de Reynolds	11
3.4.3. Ecuación de Bernoulli	12
3.4.4. Tubo de Venturi	13
3.5. Estado del arte	15
4. Diseño del dispositivo SSCR	19
4.1. Diseño constructivo	19
4.1.1. Prototipo 1	19
4.1.2. Prototipo 2	20
4.1.3. Prototipo Definitivo	21
4.2. Diseño sensor de flujo	25

4.3.	Hardware	30
4.3.1.	Hardware de sensado	31
4.4.	Software	36
4.4.1.	Software de interfaz analógico/digital	37
4.4.2.	Software de procesamiento digital e interfaz gráfica	40
4.4.3.	Software de interfaz gráfica inalámbrica	47
4.5.	Actuador para movimiento de la obstrucción	52
4.5.1.	Automatización	54
4.6.	Fuentes de alimentación del dispositivo	57
4.7.	Placa final	58
4.8.	Parametrización y estudio de la respuesta del dispositivo	63
4.8.1.	Parametrización	63
4.8.2.	Cálculo de la compliance pulmonar	65
4.8.3.	Contrastación del dispositivo contra equipo comercial Fluke	67
5.	Conclusiones	71
	Referencias	72

Índice de figuras

3.1.	Representación de sistema ventilatorio humano	5
3.2.	Curva de presión-volumen par de la compliance	7
3.3.	Funcionamiento del respirador	8
3.4.	curvas ventilatorias	9
3.5.	Tubo de flujo con área de sección cambiante	10
3.6.	Flujo laminar vs flujo turbulento	12
3.7.	trabajo efectuado en tubo de diferente sección	12
3.8.	grafico de un tubo de venturi industrial	13
3.9.	vista transversal tubo Venturi	14
3.10.	Simulador de pulmón marca SBL	16
3.11.	Simulador de pulmón marca SBL	16
3.12.	Simulador Avanzado Multipropósito de Paciente “HAL”	17
4.1.	prototipo 1	20
4.2.	prototipo 2	21
4.3.	diseño 3d de la obstrucción para la resistencia	22
4.4.	diseño 3d de la estructura	23
4.5.	Diseño final de la estructura del dispositivo	24
4.6.	Diseño de sensor de hilo caliente	25
4.7.	sensor de flujo por turbina	26
4.8.	tubo Venturi comercial	27
4.9.	diseño final tubo de venturi	28
4.10.	Tubo venturi final en acero inoxidable	30
4.11.	Diagrama de bloques general del proyecto	31
4.12.	Diagrama de bloques del hardware de sensado	32
4.13.	sensor de presión diferencial mpx2010	32
4.14.	módulo de amplificación AD620	33
4.15.	Esquemático del módulo de amplificación	34
4.16.	filtro analógico pasivo de primer orden	35

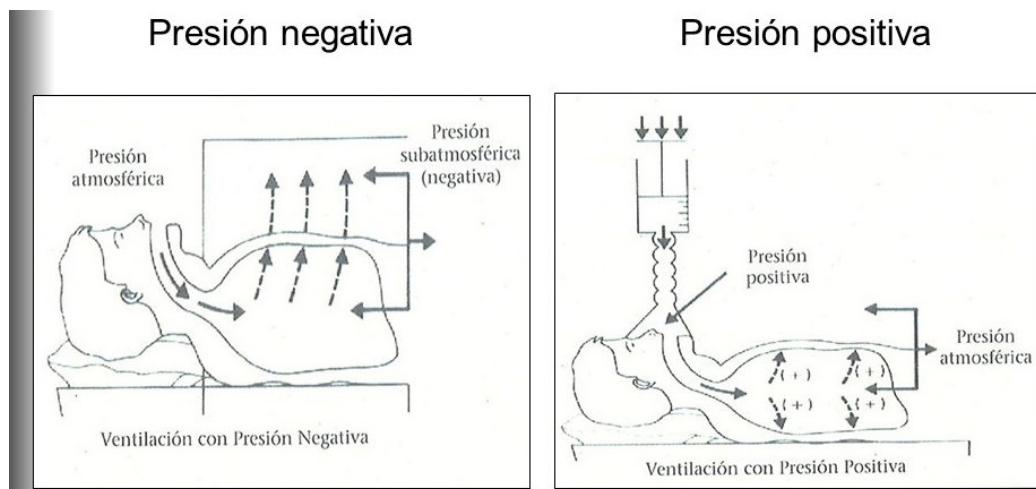
4.17. Placa de desarrollo ESP 32	36
4.18. Diagrama integral de software	37
4.19. Diagrama de flujo del proceso	38
4.20. Iniciación de la comunicación bluetooth en ESP 32	39
4.21. lectura de puertos y conversión A/D	40
4.22. Envío de datos bluetooth	40
4.23. Diagrama de flujo general del programa en python	42
4.24. Función de calibración	44
4.25. Función de cálculo	45
4.26. interfaz gráfica del programa	46
4.27. Valores calculados	47
4.28. Lógica de programación de app inventor	48
4.29. Diagrama de flujo de software de interfaz	49
4.30. Configuración inicial de app	50
4.31. Recepción de datos desde ESP32	50
4.32. Bucle de gráfica de datos	51
4.33. Reinicio de las gráficas	51
4.34. interfaz gráfica app	52
4.35. Diseño de la obstrucción para el pulmón	53
4.36. diseño final de estructura	53
4.37. Datasheet motor de corriente continua	54
4.38. Módulo L298	54
4.39. Comandos para establecer PWM	56
4.40. Esquema de conexiones para señales digitales	57
4.41. Alimentaciones del dispositivo	58
4.42. Esquemático general del proyecto	59
4.43. Diseño general de la placa	59
4.44. Impresión para grabar en la PCB	59
4.45. Placa grabada y soldada con los componentes	60
4.46. Vista frontal	60
4.47. Vista superior	61
4.48. Vista lateral	61
4.49. Vista lateral	62
4.50. Vista frontal	62
4.51. Vista superior	62
4.52. tabla de correspondencia	64
4.53. gráfico de funciones de correspondencia	64
4.54. tabla de correspondencia del flujo	65

4.55. gráfico de funciones de correspondencia del flujo	65
4.56. Parametrizacion de presión	66
4.57. Vista lateral	67
4.58. Vista frontal	67
4.59. Analizador de gases FLukee	68
4.60. Prueba con respirador Neumovent	69
4.61. Prueba con respirador Maquet	69
4.62. comprobación con respirador Fluke	70

1. Introducción

Para comprender la finalidad de un sistema de simulación de condiciones respiratorias, es importante conocer qué es un respirador (o ventilador mecánico) y cual es su aplicación.

El respirador es un dispositivo médico que ayuda a pacientes con dificultades respiratorias a respirar, ya sea por una enfermedad pulmonar, una lesión traumática o una intervención quirúrgica. El dispositivo mencionado funciona mediante la generación de una presión positiva que infla los pulmones del paciente, permitiéndole el intercambio gaseoso necesario para todos los procesos fisiológicos correspondientes.



La aplicación del respirador implica una serie de pasos, que incluyen la selección del modo de ventilación adecuado, la fijación del dispositivo al paciente y la monitorización continua de los parámetros respiratorios del paciente. Es importante que el respirador sea conectado correctamente para evitar fallas y garantizar una ventilación adecuada. Cuando un paciente presenta patologías respiratorias, el funcionamiento de las vías aéreas pueden variar considerablemente siendo necesario un tratamiento que revierta esta situación para garantizar la vida y recuperación del individuo en cuestión. Algunas de las condiciones que se pueden presentar son las siguientes:

- 1) Obstrucción de las vías respiratorias:

Cuando las vías respiratorias se obstruyen, se reduce el flujo de aire hacia los pulmones, provocando dificultad para respirar, sibilancias y tos. La obstrucción de las vías respiratorias puede ser causada por enfermedades como el asma o la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC).

2) Disminución de la capacidad pulmonar:

Las patologías respiratorias pueden afectar la capacidad pulmonar del paciente, es decir que los pulmones no pueden inhalar y exhalar todo el aire que deberían produciendo en el paciente fatiga y falta de aliento. Algunas enfermedades que pueden causar una disminución de la capacidad pulmonar son la fibrosis pulmonar y la enfermedad pulmonar intersticial.

3) Alteración de la resistencia pulmonar:

La resistencia pulmonar se refiere a la dificultad que tiene el aire para fluir a través de los pulmones. Algunas patologías respiratorias pueden aumentar la resistencia pulmonar, generando dificultad para respirar y fatiga en el paciente. Ejemplos de enfermedades que pueden alterar la resistencia pulmonar son el asma y la bronquitis.

4) Alteración del intercambio gaseoso:

El intercambio gaseoso se produce en los pulmones y es el proceso mediante el cual se intercambia el dióxido de carbono y el oxígeno en la sangre. Algunas patologías que afectan dicho proceso provocan hipoxemia (bajo nivel de oxígeno en la sangre) e hipercapnia (exceso de dióxido de carbono en la sangre). Ejemplos de enfermedades que pueden alterar el intercambio gaseoso son la neumonía y el síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA).

Aunque el respirador puede salvar la vida de un paciente, así también puede generar complicaciones como: la hiperventilación, la hipoxemia, el barotrauma y el neumotórax. Estas complicaciones pueden surgir debido a un uso inadecuado del dispositivo o una falla del mismo. Es por ello que determinar del correcto funcionamiento del equipo y capacitar a los usuarios usuarios es de vital importancia a la hora de aplicar un tratamiento y de responder ante cualquier variación de las condiciones fisiológicas del paciente.

Ante esta premisa es indispensable la creación de un dispositivo que nos permita contrastar la veracidad de los parámetros de medición y sus curvas asociadas (presión y flujo). así mismo es necesario que el sistema permita recrear condiciones fisiológicas del aparato respiratorio de pacientes con distintas patologías para poder estudiar la respuesta del equipo y determinar el tratamiento óptimo que debería aplicar el profesional a cargo.

Por todo lo expuesto anteriormente, se procede al desarrollo de un dispositivo capaz de satisfacer dichas carencias e implementarlo en ámbitos hospitalarios como herramienta de apoyo para los profesionales de cuidados críticos.

2. Objetivos

2.1. Objetivo General

Se busca desarrollar un dispositivo capaz de variar las condiciones de distensibilidad pulmonar y resistencia aérea para recrear condiciones de patologías respiratorias en un pulmón de pruebas. Por otro lado se busca que este mismo dispositivo pueda censar y mostrar a través de una interfaz gráfica, las curvas de presión, flujo y volumen para poder contrastar el correcto funcionamiento del respirador utilizado.

2.2. Objetivos específicos

1. Diseñar e imprimir en 3D un entorno capaz de variar la resistencia en un pulmón de pruebas ante el ingreso de volumen aéreo.
2. Diseñar e implementar un sistema de variación de resistencia al flujo en el tracto respiratorio.
3. Desarrollar la electrónica y el software necesario para poder implementar un sistema de sensores de presión barométrica y presión diferencial capaces de medir el flujo y la presión en el sistema respiratorio artificial.
4. Desarrollar el software necesario para poder calcular y graficar las curvas de presión, flujo y volumen.
5. Lograr un desarrollo integrado y portable para poder llevarlo a los servicios hospitalarios necesarios.

3. Marco teórico

3.1. Sistema ventilatorio humano

El sistema respiratorio humano está compuesto por las vías respiratorias y los pulmones. Su función principal es el intercambio de gases: el oxígeno del aire ambiente se transfiere a la sangre y el dióxido de carbono de la sangre se elimina hacia la atmósfera. Las estructuras que permiten este proceso son: Por un lado, los músculos respiratorios se encargan de crear las diferencias de presiones necesarias para la entrada y salida de aire del sistema. Una vez ingresa el aire por la nariz o boca, pasa a la tráquea de donde se suministra el aire a los bronquios y sus ramificaciones: los bronquiolos; donde al llegar a los sacos alveolares se produce el intercambio gaseoso necesario para concretar los procesos fisiológicos asociados.

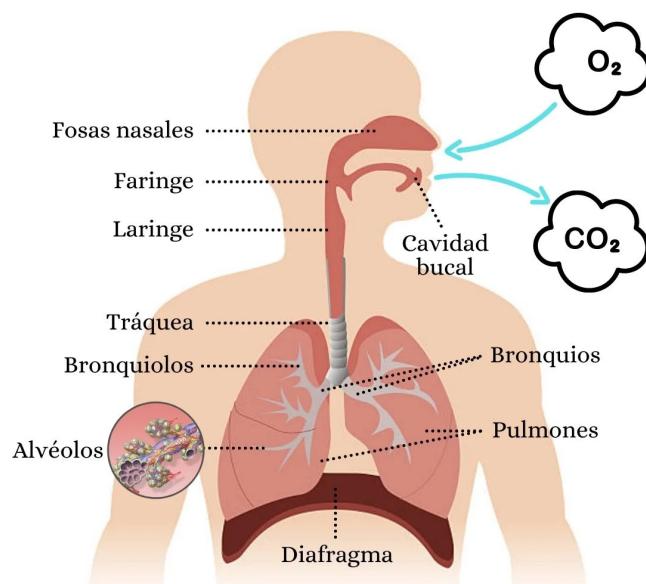


Figura 3.1: Representación de sistema ventilatorio humano

Dependiendo de la estructura que se encuentre afectada se pueden presentar dos tipos de

enfermedades, denominadas restrictivas y obstructivas. La enfermedad pulmonar obstructiva se caracteriza por una limitación del flujo aéreo espiratorio provocada por un daño en el interior de la vía aérea. El aire se encuentra con una resistencia mayor producida por la obstrucción parcial o total de las vías respiratorias. Por otro lado, la enfermedad pulmonar restrictiva se caracteriza por una limitación al flujo aéreo inspiratorio debida a una pérdida de elasticidad que impide que los pulmones se expandan por completo, con lo cual la capacidad pulmonar total disminuye.

Las fisiopatologías respiratorias pueden evaluarse por medio de las curvas de función respiratoria, que representan los cambios de volumen, presión o flujo durante el ciclo respiratorio. Estos cambios pueden representarse respecto al tiempo (curvas de volumen-tiempo, presión-tiempo y flujo-tiempo) o bien puede representarse los cambios de una variable respecto a otra (curvas de flujo-volumen y de volumen-presión).

3.2. Compliance o distensibilidad pulmonar

Es necesario introducir el concepto de distensibilidad pulmonar ya que el sistema que se desarrolló tiene como objetivo poder recrear condiciones pulmonares en las cuales la compliance es la principal variable.

Compliance o distensibilidad pulmonar la relación que expresa las propiedades elásticas del sistema pulmón-caja torácica, se define como el cambio de volumen por unidad de cambio de presión y se calcula dividiendo el volumen corriente entre el cambio de presión inducido por ese volumen, siendo la formula $C = \frac{V}{P} = \frac{VT}{Pei - Pee}$ siendo VT el volumen corriente o tidal, Pei la presión medida al final de la pausa postinspiratoria, y Pee la presión al final de la espiración, que en condiciones normales es igual a cero, pero en caso de atrapamiento aéreo (auto-PEEP) o utilización de PEEP esxtrínseca será positiva.

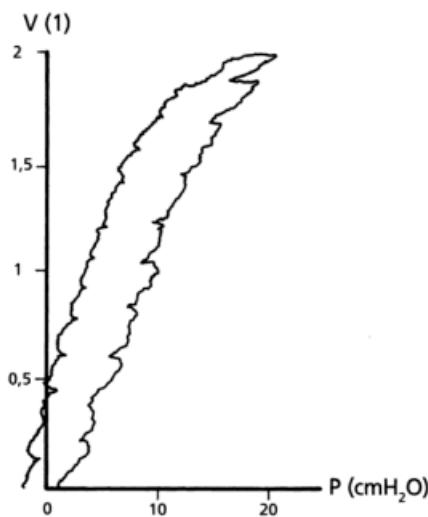


Figura 3.2: Curva de presión-volumen par de la compliance

Ya que la compliance es sinónimo de distensibilidad; cuanto mayor sea la compliance mas se distenderá ese pulmón al aplicarle ese volumen y menor aumento de presión en las vías aéreas se producirá.

La compliance disminuirá en las situaciones que cursen con aumento de la presión pausa, con actelectasia, neumotórax, edema Pulmonar o síndrome de distress respiratorio del adulto.

3.2.1. Resistencia de las vías aéreas

El concepto de resistencia refleja la fuerza necesaria para conducir un gas a través de la vía aérea. En el paciente ventilado mecánicamente, se calcula dividiendo la presión de resistencia, que es la diferencia entre la presión pico y la presión pausa, entre el flujo inspiratorio mediante la siguiente formula $R = Pres/F$, dónde R es la resistencia, Pres es la presión de resistencia y F el flujo.

La resistencia aumentará en las situaciones que cursen con aumento de la presión Pico, como la obstrucción del tubo por existencia de secreciones en el paciente, la acodadura del tubo o que la muerda el paciente, y también aumentará por la existencia de broncoespasmo o de acumulo de agua en las tubuladuras.[1]

3.3. Funcionamiento de respiradores

La ventilación mecánica (VM) es un procedimiento frecuentemente empleado en medicina intensiva de modo transitorio, hasta que el paciente recupera su condición previa, permitiendo

tiéndole reasumir la ventilación espontánea. Con mucha frecuencia, el paciente sometido a VM se encuentra en insuficiencia respiratoria, con marcadas alteraciones de sus parámetros fisiológicos. No se conoce una técnica determinada capaz de beneficiar por igual a todos los pacientes que requieran VM, de modo que la elección del modo ventilatorio dependerá mucho de la patología del paciente. Será importante considerar los cambios fisiológicos inducidos, de modo de intentar evitar efectos indeseables y complicaciones del procedimiento. El enfoque actual de la VM no es el proveer volúmenes y concentraciones de gases inspirados suficientes para alcanzar gasometría normal, sino que se enfatiza la necesidad de evitar la lesión pulmonar inducida por respirador. La situación del enfermo conectado a un respirador, en especial cuando se trata de uno de los equipos modernos que incluyen presentaciones de exploración funcional y monitorización, ofrece la oportunidad de conocer diversos parámetros fisiológicos y verificar las modificaciones ante cambios en su programación. Esto ha permitido alcanzar un mejor conocimiento de los cambios respiratorios producidos en el paciente crítico, y así conseguir un manejo ventilatorio apropiado a los cambios derivados [2]

3.3.1. Funcionamiento

Un respirador es un dispositivo crítico que ayuda a pacientes con problemas respiratorios proporcionando un suministro controlado de gases. Funciona mediante un ciclo de inspiración y espiración controlado por parámetros como el flujo, el volumen y la presión. Durante la inspiración, el respirador suministra una cantidad específica de gas, mientras que durante la espiración, el dispositivo controla la liberación de dióxido de carbono del paciente.

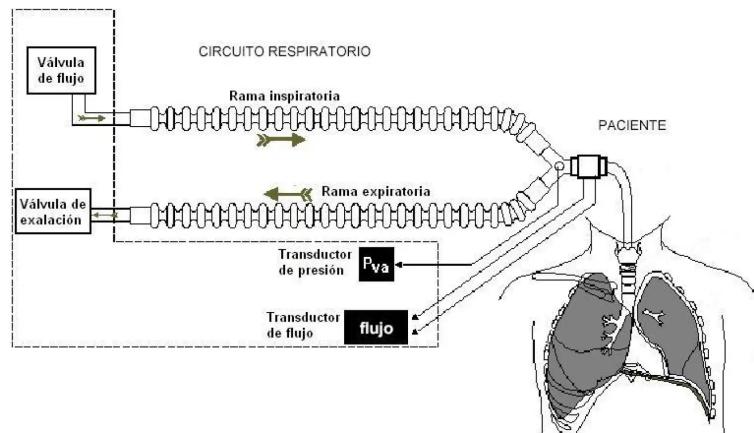


Figura 3.3: Funcionamiento del respirador

3.3.2. Suministro de Gases y Administración al Paciente

Los respiradores utilizan una combinación de gases, principalmente oxígeno y aire comprimido. Estos gases se mezclan en proporciones precisas para asegurar la concentración adecuada de oxígeno para el paciente. La administración de estos gases se lleva a cabo a través de tubos conectados al respirador o de un sistema centralizado de gases, que se unen a una mascarilla facial o un tubo endotraqueal, permitiendo la entrega directa al sistema respiratorio del paciente.

3.3.3. Flujo, Volumen y Presión

Las curvas que presenta la interfaz del respirador reflejan la interacción entre flujo, volumen y presión durante el ciclo respiratorio. El flujo se muestra como la tasa de cambio de volumen durante la inspiración y espiración. El volumen representa la cantidad de aire inspirado o espirado por el paciente en cada ciclo respiratorio. La presión refleja la presión aplicada a los pulmones durante la respiración, asegurando una ventilación adecuada y evitando daños en los tejidos pulmonares.

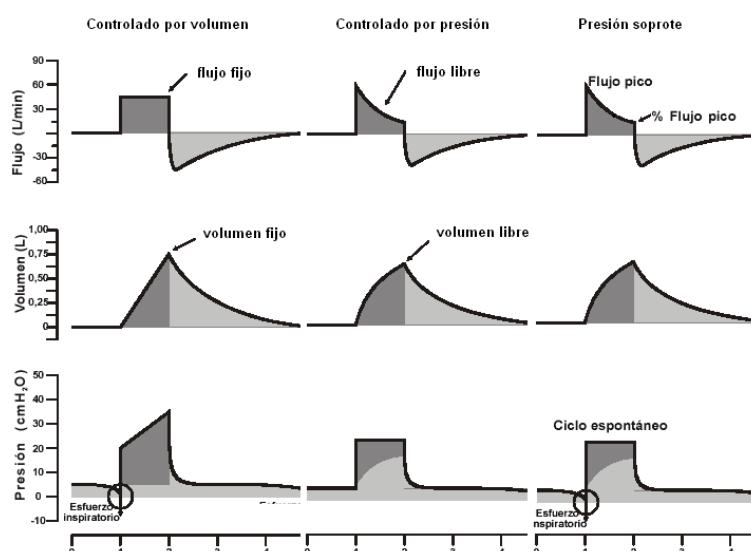


Figura 3.4: curvas ventilatorias

3.3.4. Modos Ventilatorios

Los modos ventilatorios varían según las necesidades del paciente y pueden incluir control de volumen, presión controlada, presión de soporte, entre otros. El control de volumen (VCV) se asegura de tener la variable de volumen bajo valores seteados, dejando en libertad el resto de parámetros y por lo general se utiliza en pacientes con lesiones pulmonares. La

presión controlada (PCV) mantiene una curva de presión específica durante la inspiración, dejando el resto de variables liberadas; es beneficioso para problemas de compliance pulmonar principalmente. La presión de soporte (PSV) ayuda al paciente a controlar su respiración y se usa en pacientes que pueden respirar por sí mismos pero necesitan asistencia. El volumen asistido-controlado (ACV) combina control de volumen y asistencia, adecuado para adaptarse a las necesidades del paciente. La elección del modo depende de la condición del paciente y de los objetivos terapéuticos para garantizar la ventilación adecuada y la recuperación pulmonar.

Los parámetros básicos que deben ser seteados para el correcto funcionamiento de un respirador son:

- Presión pulmonar/ Volumen tidal (dependiendo del modo)
- FiO₂
- Frecuencia respiratoria

3.4. principios físicos para la medición

En este apartado se introducen conceptos físicos necesarios para comprender el desarrollo del dispositivo.

3.4.1. Ecuación de continuidad

La masa de un fluido en movimiento no cambia al fluir. Esto conduce a una relación cuantitativa importante llamada ECUACIÓN DE CONTINUIDAD, la cual nos servirá para calcular velocidades de flujo y caudales para determinar los flujos que atraviesan una sección por unidad de tiempo. La **ecuación de continuidad para fluidos compresibles** tiene la siguiente forma:

$$\rho_1 A_1 v_1 = \rho_2 A_2 v_2 \quad (3.1)$$

Donde:

ρ = Densidad del fluido

A = Área de la sección transversal del tubo

v = Velocidad del fluido

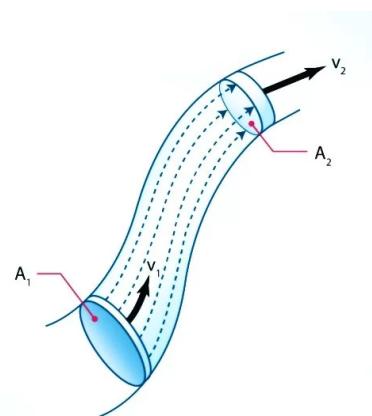


Figura 3.5: Tubo de flujo con

Para el caso en el que vamos a calcular nuestros caudales, el fluido no sufre una compresión significativa en el trayecto de la medición, por lo que podemos simplificar nuestra ecuación a la **ecuación de continuidad para fluidos incompresibles**: [3]

$$A_1 v_1 = A_2 v_2 \quad (3.2)$$

el producto de Av es la tasa de flujo de volumen $\frac{dV}{dt}$, la rapidez con la que el volumen cruza una sección del tubo (caudal). La ley de continuidad nos indica que el caudal que ingresa por un lado del tubo tiene que ser el mismo que egresa por el otro extremo. Es por esta razón que si el área de la sección del tubo varía en algún punto, indefectiblemente es necesario un cambio de velocidad en el fluido para poder cumplir con dicha ley. Así a menor sección de tubo (angostamiento) produce una mayor velocidad del fluido y viceversa.

3.4.2. Flujo laminar y numero de Reynolds

El movimiento del aire al respirar presenta principalmente dos tipos de flujo: laminar y turbulento. En el flujo laminar las partículas de los fluidos se mueven a lo largo de láminas adyacentes sin mezclarse. La agitación de las partículas del fluido es solamente de naturaleza molecular y están restringidas a moverse en trayectorias esencialmente paralelas, debido regularmente a la acción de la viscosidad. En el flujo turbulento, las partículas de fluido no permanecen en capas, sino que se mueven en forma heterogénea a través del flujo, deslizándose más allá de otras partículas y chocando con algunas otras, lo que produce un mezclado rápido y continuo del flujo.

El primer científico en predecir el flujo laminar y turbulento fue Osborne Reynolds y lo hizo mediante un parámetro adimensional que se conoce como número de Reynolds. Este valor crece al aumentar la velocidad del fluido y al variar la viscosidad del mismo.

Se ha encontrado que un número de Reynolds de aproximadamente 2000 denota la inminencia de una transición de flujo laminar a flujo turbulento. De esta forma el número de Reynolds establece la relación entre las fuerzas iniciales y las fuerzas de fricción; de tal manera que valores mayores son asociados con flujos más turbulentos, mientras que valores inferiores representan flujos laminares. [4]

$$R = \frac{\text{Fuerzas iniciales}}{\text{Fuerzas viscosas}} = \frac{\rho * D * v}{\mu} = \frac{v * D}{\nu} \quad (3.3)$$

ρ = Densidad del fluido

v = Velocidad del fluido

μ = Viscosidad dinámica del fluido
 ν = viscosidad cinemática del fluido
 D = Diámetro interno de la tubería



Figura 3.6: Flujo laminar vs flujo turbulento

3.4.3. Ecuación de Bernoulli

Consideremos el movimiento de un fluido por una tubería de sección recta de área A a otra de área A'. Se ha usado la unión entre las tuberías a fin de mantener el movimiento estacionario y evitar la turbulencia. Como A' es menor que A, las líneas de corriente se apretaran al pasar de la tubería 1 a la 2. Vamos a prescindir de las fuerzas de rozamiento y considerar solamente el trabajo efectuado por la presión del fluido, ya que en un tubo horizontal, la gravedad no efectúa trabajo. Como se observa en la imagen, si aplicamos una presión sobre un lado del tubo, se realizará un trabajo sobre el fluido que se replicará al otro extremo.



Figura 3.7: trabajo efectuado en tubo de diferente sección

$$W = Fd = pAd = pV \quad (3.4)$$

$$W_p = W + W' = (p - p')V \quad (3.5)$$

Según el teorema de las fuerzas vivas, este trabajo es igual a la variación de energía cinética de la masa, luego

$$(p - p')V = \frac{1}{2}\rho Vv'^2 - \frac{1}{2}\rho Vv^2 \quad (3.6)$$

$$(p - p') = \frac{1}{2}\rho v'^2 - \frac{1}{2}\rho v^2 \quad (3.7)$$

$$\frac{1}{2}\rho v'^2 + p' = \frac{1}{2}\rho v^2 + p \quad (3.8)$$

Esta es la **ecuación de Bernoulli para una tubería horizontal**. En ella vemos que, en un fluido, la presión ha disminuido cuando aumenta la velocidad.[5]

3.4.4. Tubo de Venturi

Uniendo los 3 principios antes vistos podemos utilizar un tubo de Venturi para lograr sensar el caudal de un fluido que atraviesa una sección, en función de la presión diferencial a ambos lados de un obstrucción en dicho tubo.

Como vemos el dispositivo consiste principalmente en una restricción al paso del fluido que hace aumentar la velocidad del mismo disminuyendo la presión, de tal manera que la suma de la energía potencial, energía cinética y energía interna permanecen constantes. Para el calculo del tubo de Venturi hay que tener en cuenta una serie de conceptos, entre los cuales los mas importantes son:

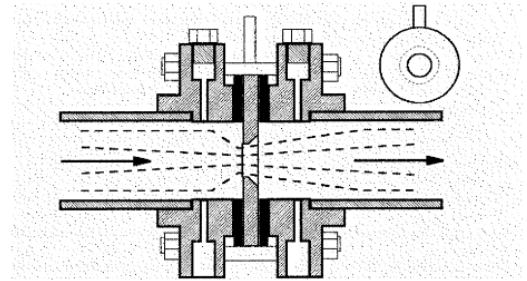


Figura 1.6

Figura 3.8: grafico de un tubo de venturi industrial

1. **Número de Reynolds:** visto en un apartado anterior
2. **Relación Beta:** Es la relación entre el diámetro del orificio de restricción y el diámetro interior de la tubería. Valores bajos de beta hacen que aumente la diferencia de presión, reduciendo la capacidad del medidor
3. **Coeficiente de descarga:** Ningún elemento primario sigue exactamente la ecuación de Bernoulli. El coeficiente de descarga «C», relaciona los caudales teórico y real y se obtiene empíricamente en función de la relación beta y del número de Reynolds.

DETERMINACIÓN DE LA ECUACIÓN DE CALCULO DEL TUBO DE VENTURI

El calculo se basa de la aplicación del teorema de Bernoulli. siendo:

d = Diámetro de la obstrucción

D = Diámetro interior del tubo

β = es la relación beta = $\frac{d}{D}$

P_1 = Presión en $[Kg/cm^2]$ antes de la obstrucción

P_2 = Presión en $[Kg/cm^2]$ luego de la obstrucción

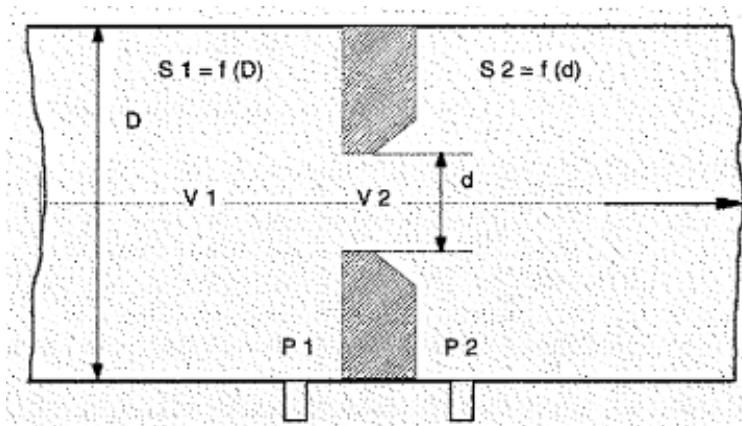


Figura 3.9: vista transversal tubo Venturi

aplicando el teorema de Bernoulli despreciando las perdidas y sabiendo que la energía potencial a ambos lados de la sección es la misma:

$$\frac{P_1}{\rho} + \frac{V_1^2}{2g} = \frac{P_2}{\rho} + \frac{V_2^2}{2g} \quad (3.9)$$

Agrupando y operando:

$$\frac{v_2^2 - v_1^2}{2g} = \frac{1}{\rho} * (P_1 - P_2) \gg v_2^2 - v_1^2 = K * (P_1 - P_2) \quad (3.10)$$

Como el caudal $Q = S * V$ y luego $V = Q/S$

$K = \frac{2g}{\rho}$ V = velocidad S = área transversal del tubo

$$\frac{Q^2}{S_2^2} - \frac{Q^2}{S_1^2} = K * (P_1 - P_2) \gg Q^2 \left(\frac{1}{S_2^2} - \frac{1}{S_1^2} \right) = K * dP \quad (3.11)$$

Las secciones, tanto de la obstrucción como del tubo son constantes, por lo que se puede llegar a la **ecuación genérica del caudal en función de la presión diferencial**

$$Q = K \sqrt{dp} \quad (3.12)$$

de acuerdo con las normas ISO 5167:

$$Q_m = C * E * \varepsilon * \frac{\pi * d^2}{4} * \sqrt{2 * g * h * \rho} \quad (3.13)$$

siendo:

Q_m = Caudal en KG/seg

C = Coeficiente de descarga adimensional

E = Coeficiente de velocidad de acercamiento

ε = Coeficiente de expansión

d = Diámetro del orificio en metros

g = Gravedad en m/s^2

h = Presión diferencial en Kg/m^2

ρ = Densidad en kg/m^3

[6]

3.5. Estado del arte

Existen distintas alternativas de equipos para probar el funcionamiento de respiradores en la actualidad, cada uno de ellos tiene un objetivo distinto y vamos a ejemplificar algunos:

- **Simuladores de Pulmón:** Estos dispositivos emulan la mecánica pulmonar y permiten simular diferentes condiciones respiratorias para evaluar la capacidad de respuesta del respirador.



Figura 3.10: Simulador de pulmón marca SBL

Un ejemplo muy conocido de estos simuladores es el Pulmón de prueba de formación SBL™, el cual conociste un un pulmón de prueba al que se le puede modificar la resistencia pulmonar y permite observar una medición analógica de presión en dicho pulmón.

- **Analizadores de Gases Respiratorios:** Estos instrumentos miden y analizan la composición de los gases respiratorios suministrados por el respirador, garantizando la precisión de la mezcla y la concentración de oxígeno.



Figura 3.11: Simulador de pulmón marca SBL

Un ejemplo de esto es el Analizador del flujo de gas VT305 de Fluke que mide las concentraciones bilaterales de flujo, de vacío, de presión y de concentración de oxígeno; utilizado con mayor frecuencia en insufladores endoscópicos, máquinas de anestesia, medidores del flujo de oxígeno, indicadores de presión y dispositivos de succión.

- **Medidores de Flujo y Presión:** Estos equipos controlan y registran el flujo y la presión de aire suministrados por el respirador, asegurando que cumpla con los parámetros establecidos para una ventilación efectiva.

De estos sensores hay una gran variedad de medidores de tipo analógico y de tipo digital, pero por lo general vienen integrados en otro tipo de simuladores como una medición extra.

- **Probadores de Alarmas:** Estos sistemas verifican la funcionalidad de las alarmas de los respiradores, asegurando que se activen adecuadamente en situaciones críticas y cumplan con los estándares de seguridad. Este tipo de probadores por lo general son de creación propia por cada fabricante para darle una herramienta a los servicios técnicos propios de cada institución o usuario y el único objetivo que tiene es determinar la correcta activación de estados de emergencia en los equipos.
- **Simuladores de Pacientes:** Estos simuladores reproducen las condiciones fisiológicas de los pacientes para probar la respuesta del respirador en escenarios clínicos realistas. Principalmente son fabricados con el objetivo de ser una herramienta de entrenamiento para profesionales médicos o enfermeros, permitiéndoles practicar mecanismos como la entubación o la reanimación (RCP).



Figura 3.12: Simulador Avanzado Multipropósito de Paciente “HAL”

4. Diseño del dispositivo SSCR

El dispositivo SSCR consta de 2 partes principales: Por un lado el diseño constructivo que nos va a permitir a través de actuadores y resistencias a la deformación simular las diferentes resistencias pulmonares y en la vía aérea. Por otro lado el desarrollo de hardware y software con sensores que permitan contrastar los valores de flujo y presión que hay en el pulmón respecto de los que se visualizan en el respirador.

4.1. Diseño constructivo

En este apartado vamos a mostrar el diseño que nos permite variar la complacencia del pulmón. Para ello se necesita algún método que permita generar resistencia a la insuflación del pulmón y para esto se probaron dos métodos.

4.1.1. Prototipo 1

En este prototipo, el cual se realizó con una estructura de madera por su simplicidad y firmeza estructural, se genera la resistencia en el pulmón a través de un resorte.



Figura 4.1: prototipo 1

Los resultados obtenidos no fueron óptimos ya que la fuerza que realizaba el resorte no era uniforme y no se lograba una buena regulación de su resistencia al mover el mismo. Es por esto que se experimentó con una segunda opción.

4.1.2. Prototipo 2

En este caso se cambió por una estructura metálica mas liviana que mantenía la firmeza.



Figura 4.2: prototipo 2

Asimismo se cambio el sistema de resistencia hacia el pulmón por otro; en el cual se utiliza una placa de chapa galvanizada con una obstrucción de acero que permitía variar la resistencia moviéndola a lo largo del dispositivo.

Finalmente se descarto este prototipo, ya que el sistema de variación de la resistencia era ineficiente y fallaba. Además el soporte mecánico del pulmón no era adecuado.

4.1.3. Prototipo Definitivo

Finalmente se optó por utilizar el sistema de resistencia con la placa de chapa galvanizada. El sistema de variación de resistencia se imprimió en 3D junto con un soporte para

rodamientos y una varilla roscada con el fin de mejorar el soporte mecánico y la precisión en la variación de la resistencia.

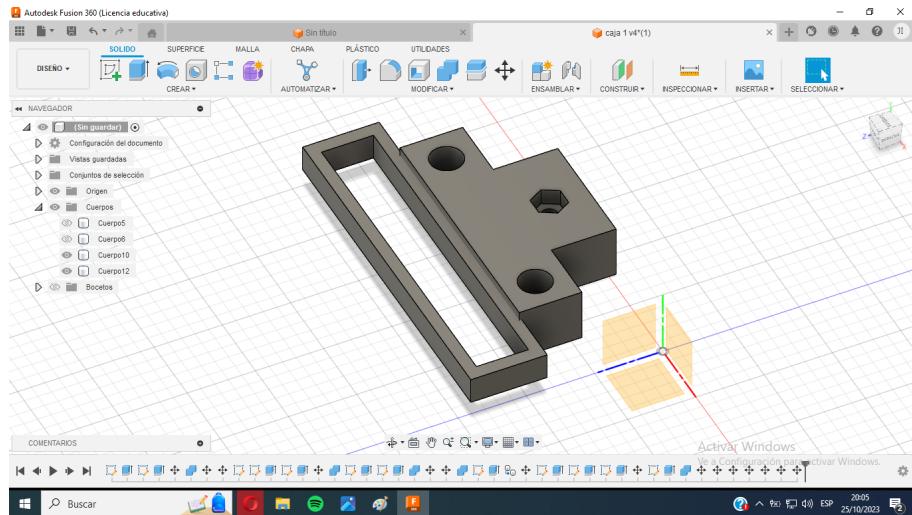


Figura 4.3: diseño 3d de la obstrucción para la resistencia

Se puede observar como el diseño en 3D permite realizar con máxima precisión la modelación de la obstrucción y las perforaciones necesarias para que encastre la tuerca de la varilla roscada y los rodamientos lineales que permiten el deslizamiento.

Con este diseño, se consigue que al hacer girar una varilla roscada que pasa por la perforación del medio la obstrucción se mueva linealmente, permitiendo que la resistencia varie al producir un acogotamiento mayor o menor de las placas de chapa galvanizadas.

Para hacer la estructura se realizó un diseño en 3d y se imprimió en PLA. Se eligió esta opción ya que el diseño 3d nos permite modelar con mucha precisión la estructura dejando las perforaciones perfectamente alineadas para colocar la varilla roscada y las varillas de soporte mecánico. Por otro lado el PLA otorga un fortaleza mecánica adecuada a la vez de un peso insignificante, mejorando la portabilidad del dispositivo.

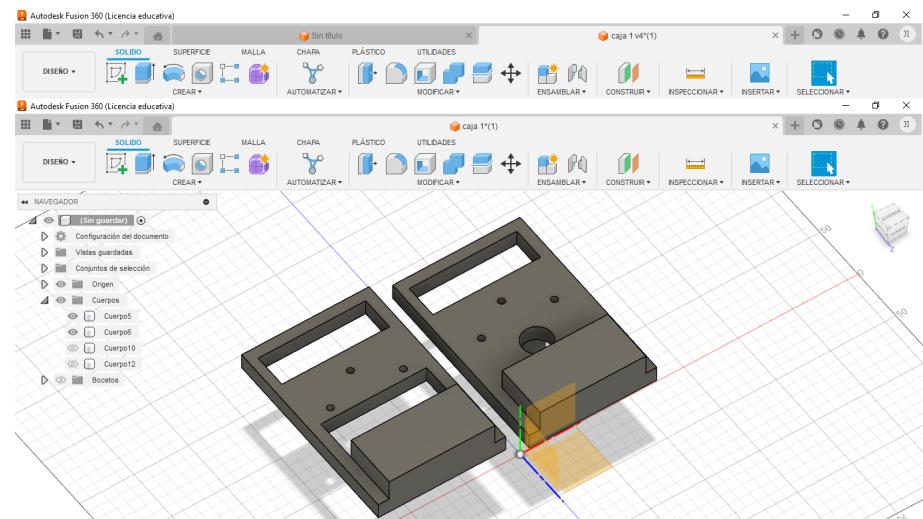


Figura 4.4: diseño 3d de la estructura

Como se observa en este caso, la unión de la estructura ya no se realiza con madera ni chapa, sino que se utilizan dos varillas de 6mm junto con la varilla roscada, esto nos permite disminuir el peso del dispositivo y eliminar partes que pueden producir rozamiento con el sistema de movimiento.

Así se consigue el prototipo final realizado en PLA y con varillas de acero inoxidable quedando de la siguiente manera.



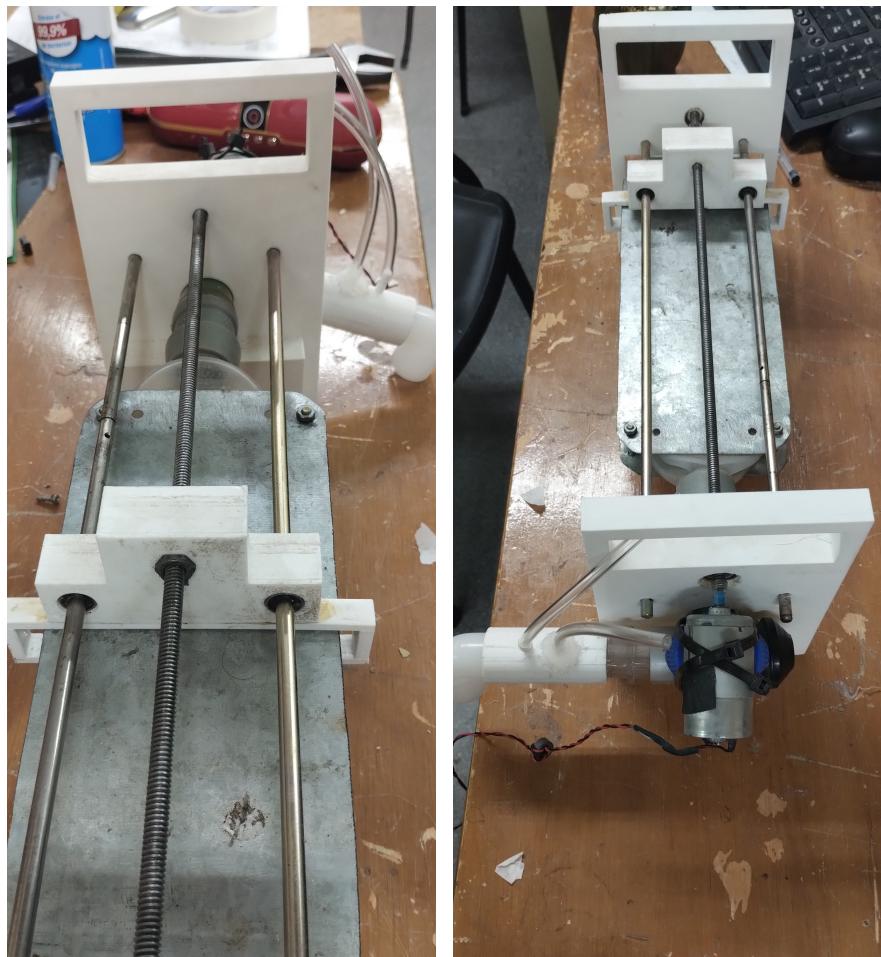


Figura 4.5: Diseño final de la estructura del dispositivo

4.2. Diseño sensor de flujo

Para sensar el flujo de aire que entra y sale del pulmón existen algunas opciones que podríamos aplicar.

- **Sensor de hilo caliente:**

La primera opción que podríamos utilizar es un sensor de hilo caliente, que consiste en un hilo caliente que atraviesa el tubo por el que fluiría el aire, al atravesar el hilo, este cambia su temperatura variando su resistencia y pudiendo obtener una medición proporcional del flujo.

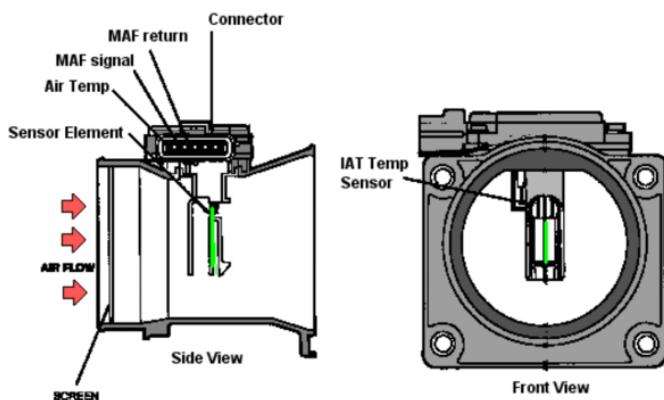


Figura 4.6: Diseño de sensor de hilo caliente

Esta opción fué descartada debido a el alto costo que tiene el sensor y lo difícil que es conseguirlo en Argentina.

- **Sensor de flujo por turbina:**

Este tipo de sensor posee una turbina en el tubo por el que circula el aire, esta turbina girará con una velocidad proporcional al caudal de aire. Este tipo de sensores es bastante barato y tiene la siguiente forma:



Figura 4.7: sensor de flujo por turbina

Este sensor se descartó ya que introduce mucha resistencia al paso de aire dificultando la medición y el funcionamiento del respirador. Teniendo en cuenta que nosotros necesitamos una medición lo mas fiel posible (sabiendo que se aplicará en equipamiento médico), se descartó esta opción.

■ **Sensor de flujo por presión diferencial:**

Este tipo de sensores funcionan por el principio de continuidad de los fluidos y la ecuación de Bernulli. Estos sensores determinan el valor de flujo en base a la presión diferencial que se produce a ambos lados de un estrechamiento en un tubo por el que circula un fluido.

Sabiendo el principio de funcionamiento de este tipo de sensores, es necesario que se diseñe y construya un tubo de Venturi que nos permita sensar la presión diferencial a ambos lados de una obstrucción del canal.

En una primera instancia se utilizó un tubo de Venturi comercial.

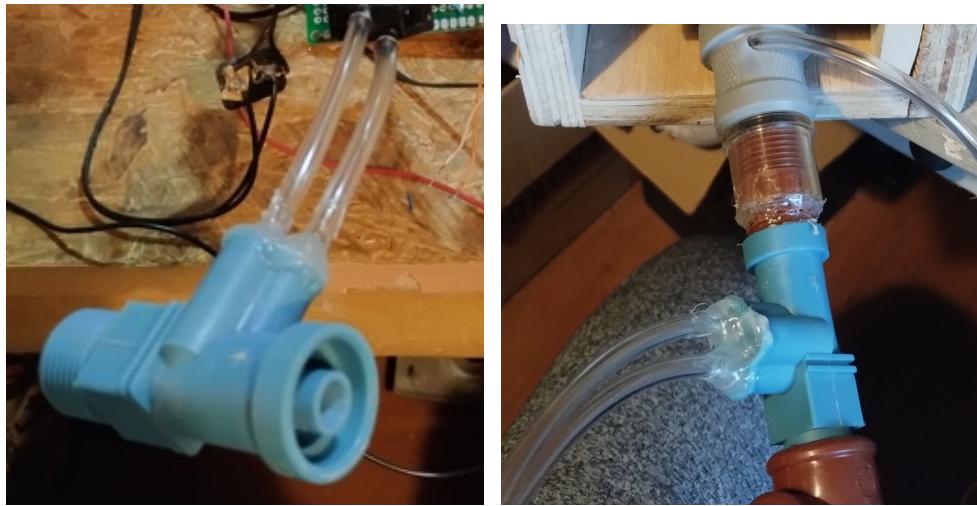


Figura 4.8: tubo Venturi comercial

En principio el funcionamiento como sensor de flujo funcionaba correctamente con esta opción, el problema es que la obstrucción del tubo era tan pequeño, que producía una elevación de la resistencia sobre la vía; esto es totalmente inaceptable porque interfiría con la funcionalidad del dispositivo y la terapia en el paciente.

Como resolución final, se diseño e imprimió en 3D un tubo de Bernoulli a medida del proyecto con las siguientes dimensiones:

- Diámetro del interior del tubo : 22cm
- Diámetro del estrechamiento : 8cm

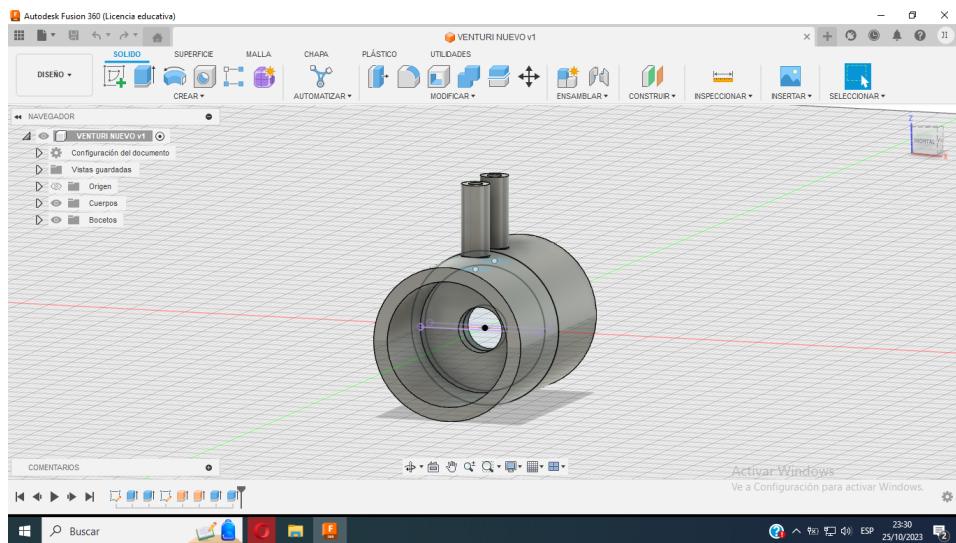


Figura 4.9: diseño final tubo de venturi

Aplicando las ecuaciones del tubo de Venturi vistas en el Marco teórico:

$$Q_m = 0,0125 * \frac{\Pi * d^2}{4} * \sqrt{2 * g * \Delta p * \rho} \quad (4.1)$$

Para calcular el caudal en unidades de volumen hay que hacer una ultima operación;

$$Q_v = \frac{Q_m}{\rho} \quad (4.2)$$

$$Q_v = 0,0125 * \frac{\Pi * d^2}{4} * \sqrt{\frac{2 * g * \Delta p}{\rho}} \quad (4.3)$$

$$Q_v = 0,0125 * \frac{\Pi * (0,022m)^2}{4} * \sqrt{\frac{2 * 9,8 \frac{m}{s^2} * \Delta p}{1,2 \frac{kg}{m^3}}} \quad (4.4)$$

$$Q_v = 4,75 * 10^{-6} \sqrt{\frac{49 * \Delta p}{3}} \quad (4.5)$$

Este es el factor por el que debemos multiplicar nuestra diferencia de presión para determinar el caudal de aire que circula por el tubo de Venturi, estando la presión en Kg/m^2 , donde $1Pa = 1,01972 * 10^{-5}Kg/m^2$

Finalmente se mandó a fabricar un tubo de venturi con las dimensiones del diseñado anteriormente pero en acero inoxidable, que evitaba al máximo las fugas y posee una capacidad mecánica mayor ante exigencias de presión, temperatura y deformación



Figura 4.10: Tubo venturi final en acero inoxidable

Una vez fabricado el tubo de Venturi, podemos pasar al desarrollo del hardware y software que nos van a permitir realizar una interfaz necesaria para la visualización de los parámetros y la activación de los actuadores que nos permitan variar la resistencia del pulmón.

4.3. Hardware

El diseño de hardware del dispositivo consta de 2 partes, por un lado vamos a tener el desarrollo de la electrónica que nos permitirá leer los sensores de flujo y presión; y por otro lado estará el diseño del sistema de potencia que se encarga de la movilización del actuador, el cual producirá la variación de la resistencia sobre el pulmón.

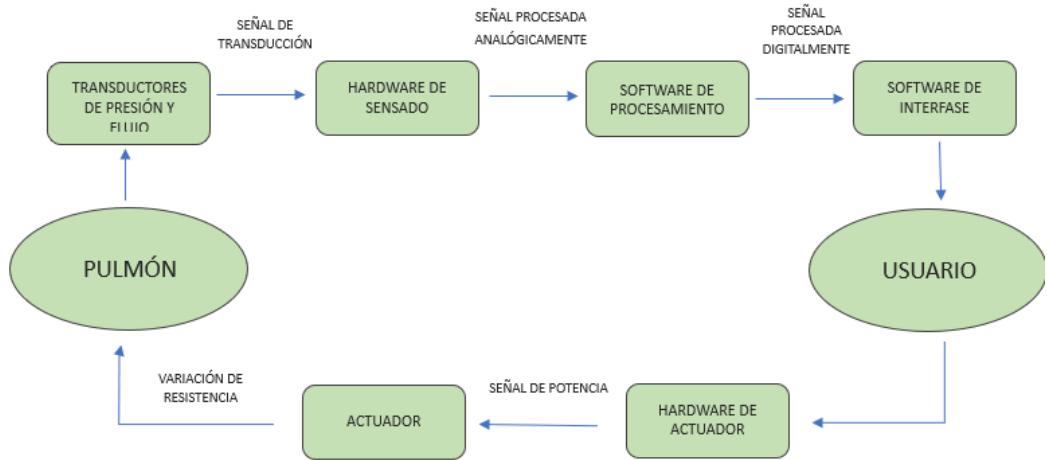


Figura 4.11: Diagrama de bloques general del proyecto

4.3.1. Hardware de sensado

En este apartado veremos los elementos necesarios para realizar el sensado de flujo y presión dentro del pulmón. Es necesario realizar un desarrollo de hardware para cada sensor, pero al utilizar dos sensores con las mismas características para cada parámetro, podemos replicar el desarrollo en ambos casos.

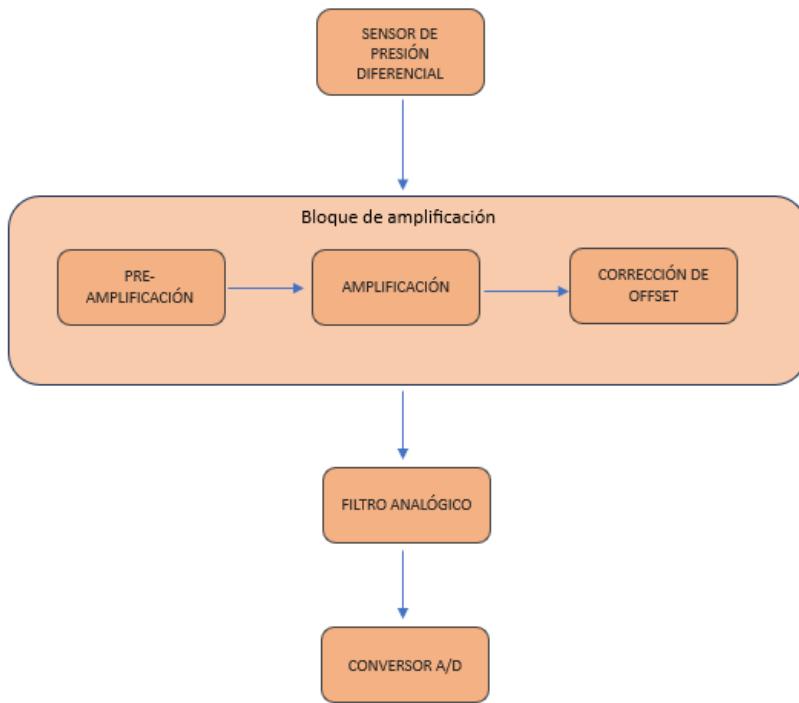


Figura 4.12: Diagrama de bloques del hardware de sensado

como se puede observar en el diagrama de flujo, esta sección consta de 4 bloques principales:

1) sensor de presión diferencia:

para este apartado se utilizaron dos sensores de presión diferencial MPX2010, que se trata de un sensor piezorresistivo que tiene una respuesta sumamente lineal, directamente proporcional a la diferencia de presión de sus entradas.



Figura 4.13: sensor de presión diferencial mpx2010

El rango de presión que soporta se encuentra entre los 0 kPa y los 10 kPa, lo cual supera nuestros requerimientos. La máxima salida es de 25mV, con un aumento de tensión a una razón de 2.5mV/kPa. Debido a los valores de tensión de salida obviamente se requirió una amplificación de la señal, lo cual se llevó a cabo con la etapa de pre-amplificación como con la etapa de amplificación propiamente dicha.

Para el caso del sensor de flujo, se debe realizar la medición conectando una boquilla del sensor a cada lado de la obstrucción del tubo de venturi. Para realizar la medición de presión, se utiliza una sola boquilla ya que se realiza el sensado de la presión relativa respecto de la presión atmosférica; por esta razón una de las boquillas queda expuesta a la presión ambiente y la otra se conecta al interior del pulmón.

2) Módulo de amplificación:

Dado que la diferencia de tensión que nos entrega el sensor es muy pequeña, es necesario realizar una amplificación analógica a dicha señal para poder tener valores útiles. Para realizar esta amplificación se optó por utilizar un modulo de amplificación integrado que se puede no solo realizar la amplificación de la señal, sino que también permite ajustar un offset el cual es indispensable para poder realizar la conversión analógico/digital posterior.

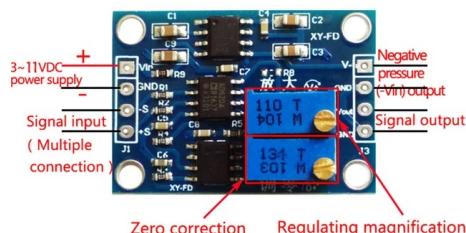


Figura 4.14: módulo de amplificación AD620

Este módulo trae integrado 3 chips:

- AD620: Este chip es un amplificador de instrumentación que cumple 3 funciones principales:

En primer lugar otorga la pre-amplificación necesaria para comenzar con el procesamiento de la señal proveniente del sensor.

En segundo lugar este amplificador tiene un altísimo rechazo en modo común, lo cual es indispensable para eliminar el ruido de señales externas. Esto es de vital importancia teniendo en cuenta que estamos trabajando con señales de muy baja potencia (del orden de los mV) por lo que el ruido externo puede enmascarar la información que necesitamos.

Por ultimo, este amplificador tiene una alta resistencia de entrada y una baja resistencia de salida, que permite tomar la señal proveniente de los sensores sin cargar la fuente disminuyendo la generación de ruido en el proceso.

- LM358: Este chip permite realizar una segunda amplificación de la señal para lograr llevarla a valores útiles que nuestro conversor A/D pueda procesar. Además trae integrado en el módulo un preset que permite variar la amplificación en tiempo real para ajustarla a nuestra conveniencia.
- LMC7660: Este chip es un convertidor de voltaje que corrige el offset de la señal y a través de otro potenciómetro ajustarlo de acuerdo a nuestra necesidad. Esto es de vital importancia ya que el convertidor A/C que utilizaremos solo puede leer valores entre 0 y 3.3 volts, por lo que es necesario elevar la linea de 0 de nuestra señal a 1.65v para poder observar las variaciones positivas y negativas que nos entrega el sensor.

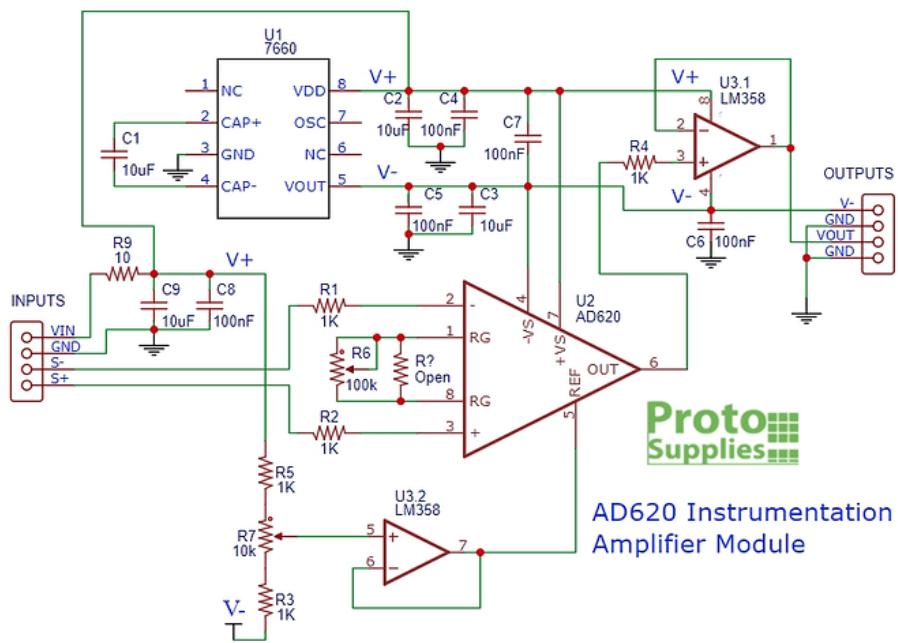


Figura 4.15: Esquemático del módulo de amplificación

Filtro analógico:

Para limpiar la señal obtenida de ruidos provenientes del ambiente, se aplicó un filtro analógico pasa bajo pasivo de primer orden. El motivo por el que se seleccionó este tipo de filtros es que la señal con la que trabajamos tiene un espectro de frecuencias menor a los 20Hz. Por este motivo un filtro pasa bajos pasivo es más que suficiente para eliminar el

ruido de 50Hz de linea y los ruidos de alta frecuencia que puede introducir el hardware de potencia del actuador.

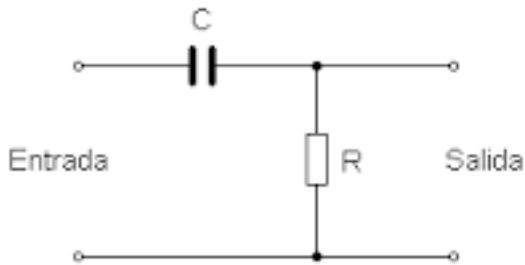


Figura 4.16: filtro analógico pasivo de primer orden

El calculo de la frecuencia de corte para este filtro RC tiene la siguiente forma.

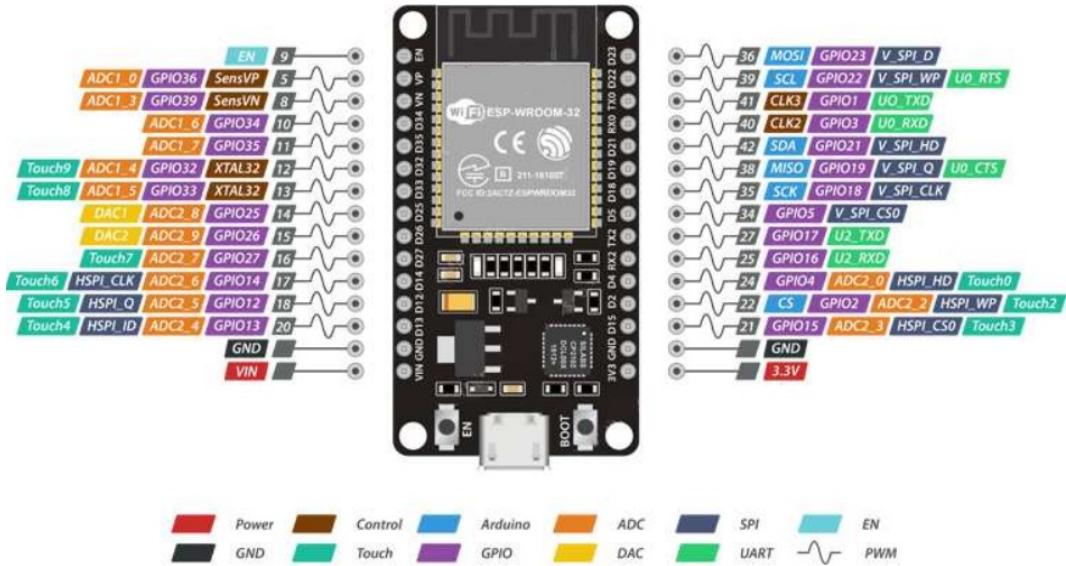
$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.6)$$

Reemplazando los valores con los componentes que se utilizaron, resulta que la frecuencia de corte es de:

$$F_c = \frac{1}{2\pi * 100ohm * 22\mu} = 70Hz \quad (4.7)$$

3) Conversor analógico digital:

Para poder llevar las señales sensadas a un entorno de software que permita hacer un procesamiento digital de las mismas y mostrar los resultados en una interfase gráfica útil para el usuario; es necesario realizar una conversión analógica/digital. Esta conversión se llevó a cabo con un microcontrolador ESP32 de la empresa Esspresif, el cual tiene integrado 2 conversores de 12 bits.



ESP32 Dev. Board Pinout

Figura 4.17: Placa de desarrollo ESP 32

Teniendo en cuenta que son conversores de 12 bits, podemos dividir el rango de voltaje en 4096 valores, por lo que conseguimos una resolución de 0.8mV. Esta es una resolución más que aceptable teniendo en cuenta la pre-amplificación que se llevó a cabo anteriormente.

4.4. Software

Este dispositivo se desarrolló trabajando a la par con 3 dispositivos en los que se ejecuta un código distinto en cada uno. Este desarrollo tiene la finalidad de poder ejecutar distintas tareas con cada dispositivo que aportan al desempeño integral del proyecto.



Figura 4.18: Diagrama integral de software

4.4.1. Software de interfaz analógico/digital

Una vez obtenida la señal procesada analógicamente, es necesario desarrollar un software que nos permita realizar las siguientes tareas:

- Conversión A/D
- Amplificación digital
- Filtro Digital
- Comunicación inalámbrica con dispositivo de interfase
- Comunicación con software de calculo e interfaz gráfica en la PC

El software que desarrolla las tareas antes mencionadas se realizó en c++ en el entorno de programación del ide de Arduino y ejecutado sobre el microcontrolador del ESP32. El diagrama de flujo de este software es el siguiente.

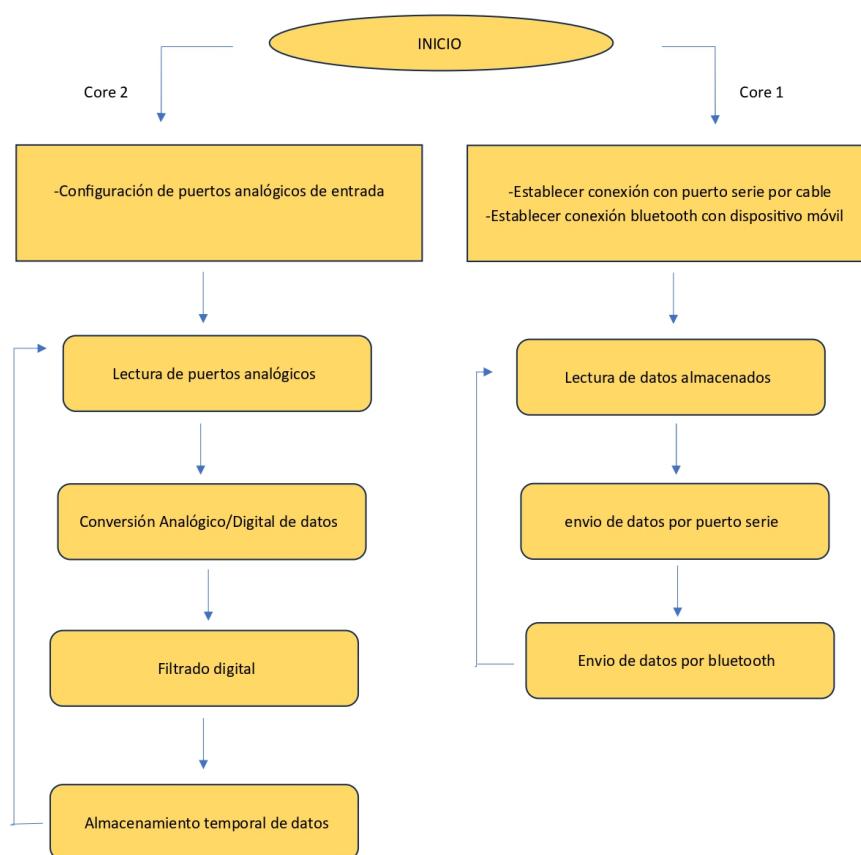


Figura 4.19: Diagrama de flujo del proceso

El dispositivo ESP32 posee dos núcleos de procesamiento. Esto nos da la posibilidad de ejecutar dos códigos a la vez que comparten datos y variables agilizando de manera considerable la velocidad de ejecución del código

- Configuración inicial inalámbrica: El microcontrolador ESP32 da la posibilidad de establecer conexiones inalámbricas con otros dispositivos mediante dos métodos: Mediante

WIFI o mediante Bluetooth.

En este caso vamos a utilizar la conexión Bluetooth que es lo suficientemente rápida como para enviar datos en tiempo real y permite comunicar con un dispositivo móvil como un teléfono celular.

Para configurar el puerto Bluetooth lo realizamos mediante la librería BluetoothSerial.h y sus comandos asociados.

```
#include "BluetoothSerial.h"

#if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || !defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
#error Bluetooth is not enabled! Please run `make menuconfig` to and enable it
#endif

void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(9600);
    ledcAttachPin(EnA, canal);
    ledcSetup(canal, frecuencia, resolucion);
    ledcWrite(canal, 230);
    SerialBT.begin("BluetoothEsp32");
    Serial.println("The device started, now you can pair it with bluetooth!");
    delay(1000);
```

Figura 4.20: Iniciación de la comunicación bluetooth en ESP 32

- Configuración de la conexión serial con la PC:

El dispositivo se comunica a la par mediante bluetooth con un celular y mediante el puerto serie con la PC. Esto nos permite compartir información con dos dispositivos que realizarán diferentes tareas al mismo tiempo.

- Configuración puertos analógicos de entrada: Antes de poder recibir las señales analógicas desde el hardware asociado a los sensores, es necesario indicarle al ESP cuales puertos vamos a utilizar como puertos de entrada analógica. Esto lo realizamos definiendo las variables que vamos a utilizar como entradas.

- lectura de puertos analógicos: En este bloque se realizará la lectura de valores analógicos que ingresan por los pines declarados en la configuración.

- Conversión analógico/digital: En este bloque utilizaremos las librerías que trae incluidas el ide de Arduino para convertir los valores analógicos ingresados en los pines de entrada en valores digitales que pueda interpretar el sistema.

```

int f1 = (analogRead(pinf)*10)
int p1 = (analogRead(pinf))
int f = map(f1,0,4096,0,195);
int p = map(p1,0,4096,0,195);

```

Figura 4.21: lectura de puertos y conversión A/D

- Amplificación digital: En este apartado simplemente se realizará una ultima multiplicación de los valores digitales para poder verlos de forma mas clara en los gráficos que se desarrollarán con posterioridad en la interfaz del usuario.
- Filtrado digital: En este bloque se aplicara un filtro de suavizado muy simple para mejorar la gráfica de la variable de flujo, la cual tiene un poco de ruido causada por el movimiento bidireccional de flujo en el tubo de Venturi y la no uniformidad de su estructura.
- Envío de datos a dispositivo móvil: En este bloque simplemente se ordenan los datos que se desean enviar al dispositivo móvil y se envían a través del comando SerialBT.print.

```

SerialBT.print(f*10);
//Serial.print(f);
SerialBT.print("|");
//Serial.print("|");
SerialBT.println(p*3);
//Serial.println(p);
//SerialBT.println("|");

```

Figura 4.22: Envío de datos bluetooth

4.4.2. Software de procesamiento digital e interfaz gráfica

En este apartado vamos a ver conceptualmente el funcionamiento del software que nos permite detectar patrones en las señales recibidas y realizar los cálculos necesarios con los mismos para obtener los valores necesarios:

- Volumen corriente inspirado
- Volumen corriente espirado
- Frecuencia respiratoria
- PEEP

- Presión máxima en las vías aéreas
- Volumen minuto inspirado
- Volumen minuto espirado

Este software se desarrolló en el lenguaje de programación de Python, y su objetivo es calcular y mostrar las variables antes mencionadas junto con las gráficas de flujo y presión.

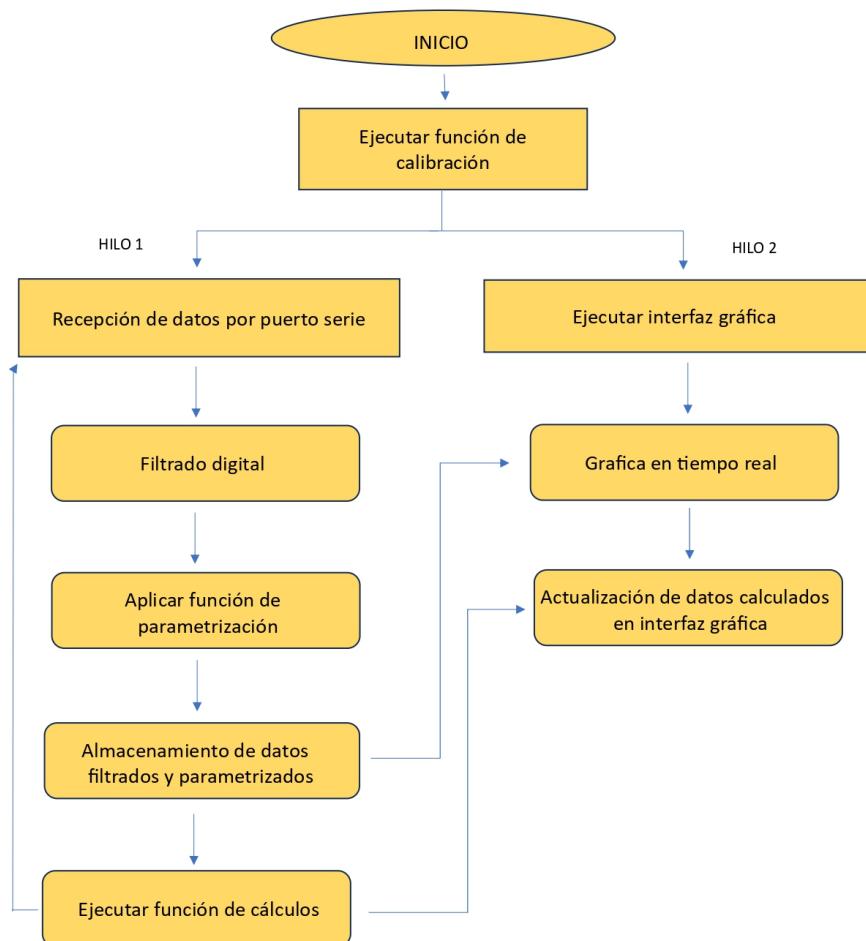


Figura 4.23: Diagrama de flujo general del programa en python

Como se puede observar en el diagrama de flujo se diseñó una arquitectura multi-hilo de programación con la finalidad de poder ejecutar tareas muy demandantes a la par y no colapsar el sistema de procesamiento.

En uno de los hilos se desarrolla la recepción, filtrado y cálculo de los datos que llegan de los sensores. Con estos valores podemos calcular y enviar los valores de las variables antes

mencionadas hacia el otro hilo de procesamiento.

El segundo hilo de procesamiento se ejecuta exclusivamente la interfaz gráfica y actualización de sus valores. Este diseño es porque la ejecución de la interfaz gráfica es de alta demanda y retrasa demasiado las demás tareas.

Es también importante mencionar que fue necesario crear dos funciones apartes del sistema principal que sean llamadas en momentos específicos con el fin de optimizar la ejecución del software. Estas funciones son las de calibración y la de cálculo, las cuales son tan pesadas como la función principal del programa.

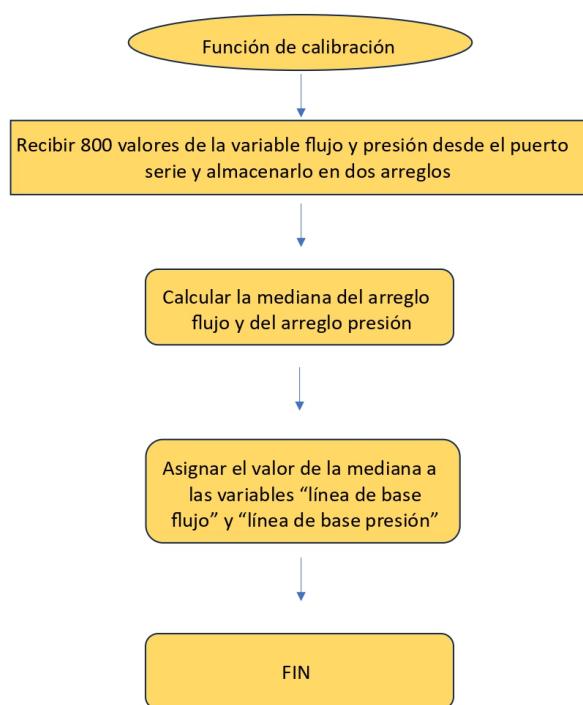


Figura 4.24: Función de calibración

Como se puede observar en diagrama de flujo general, la función de calibración es llamada una única vez al iniciar el software y es la que nos permite obtener las lineas de base de las variables de flujo y presión, ya que estas pueden cambiar dependiendo de la alimentación y temperatura del sistema.

Una vez calculados estos valores, ya podemos iniciar con la ejecución del resto del programa

que usará las variables mencionadas para realizar los cálculos necesarios.

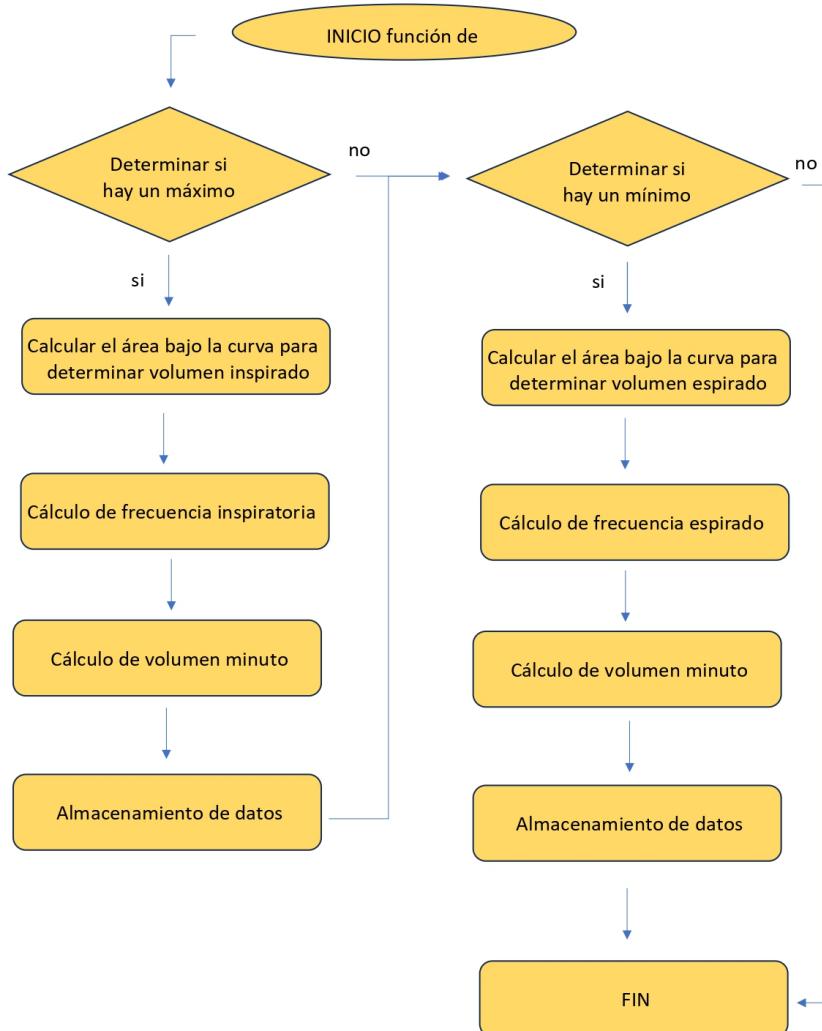


Figura 4.25: Función de cálculo

Esta función es el corazón de cálculo del software y es llamada cada vez que el programa detecta que estamos en una cresta o un valle de la señal de flujo.

Al ejecutarse esta función, lo que hace es calcular integrales bajo la curva de flujo para

determinar volúmenes, frecuencias respiratorias y valores máximos y mínimos de presión.

Una vez obtenidos todos estos valores, se comparten con el otro hilo de procesamiento que se ejecuta a la par y muestra en la interfaz gráfica los valores calculados.

El programa final tiene la siguiente interfaz gráfica:



Figura 4.26: interfaz gráfica del programa

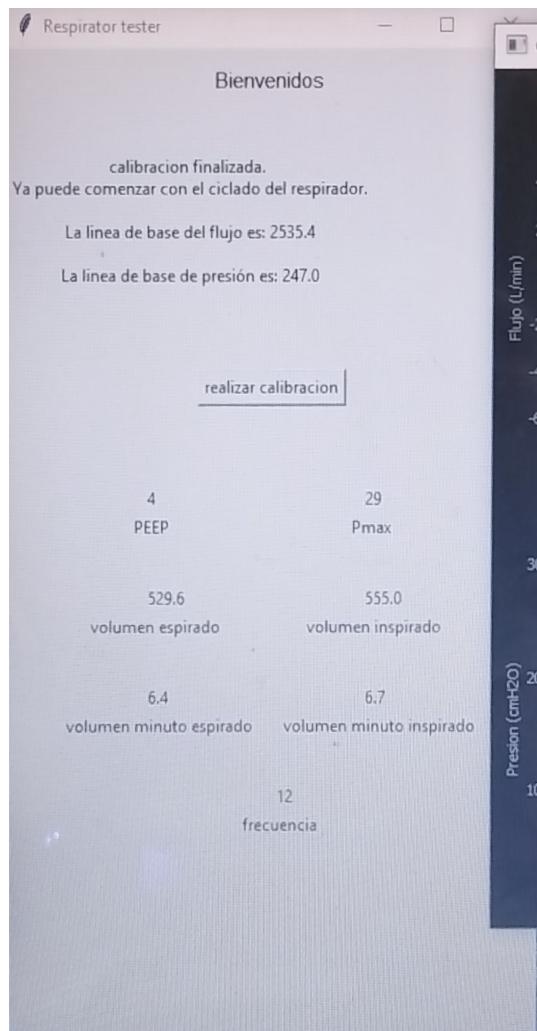


Figura 4.27: Valores calculados

4.4.3. Software de interfaz gráfica inalámbrica

En este apartado veremos como se desarrolló el software que permite ver las gráficas de los valores sensados en un dispositivo móvil, en este caso se desarrolló una app para android por ser el sistema operativo móvil mas popular de Argentina.

El desarrollo se realizó en un entorno llamado app inventor, el cual permite de forma simple realizar una aplicación y una comunicación Bluetooth con el ESP 32. Este entorno tiene una lógica de programación de bloques como se observa en la siguiente imagen.

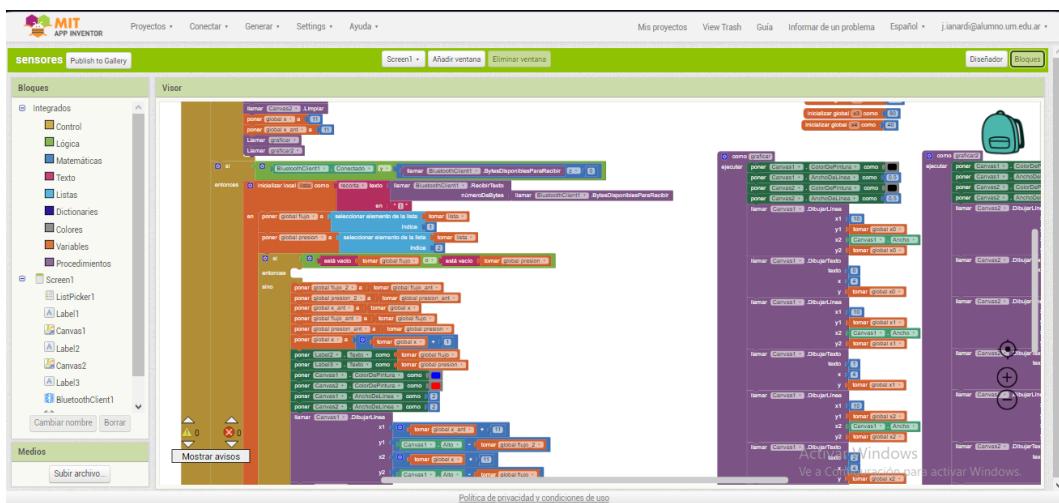


Figura 4.28: Lógica de programación de app inventor

El diagrama de flujo de este software tiene la siguiente lógica:

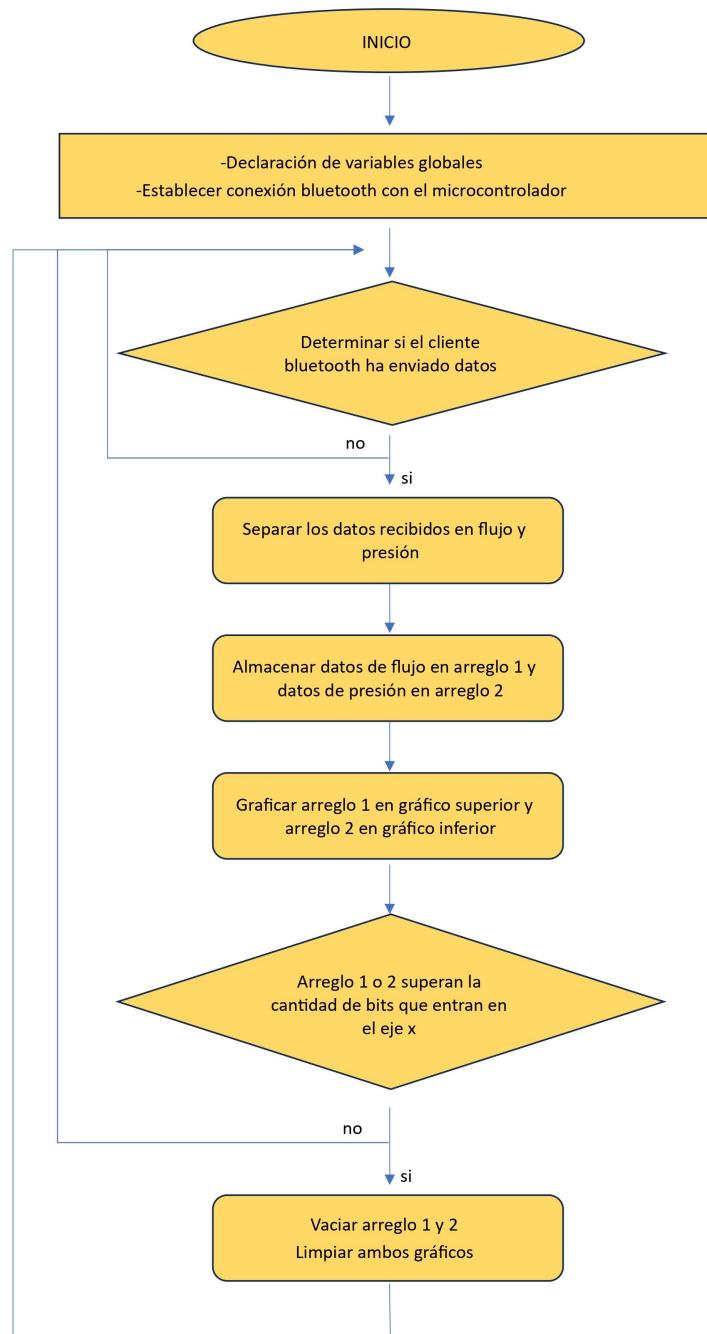


Figura 4.29: Diagrama de flujo de software de interfaz

- Configuración inicial: En el inicio es necesario definir las variables globales en las que vamos a almacenar los datos que recibiremos y los datos complementarios para realizar la lógica de programación.

Por otro lado es necesario declarar la configuración necesaria para establecer la conexión bluetooth con el ESP.

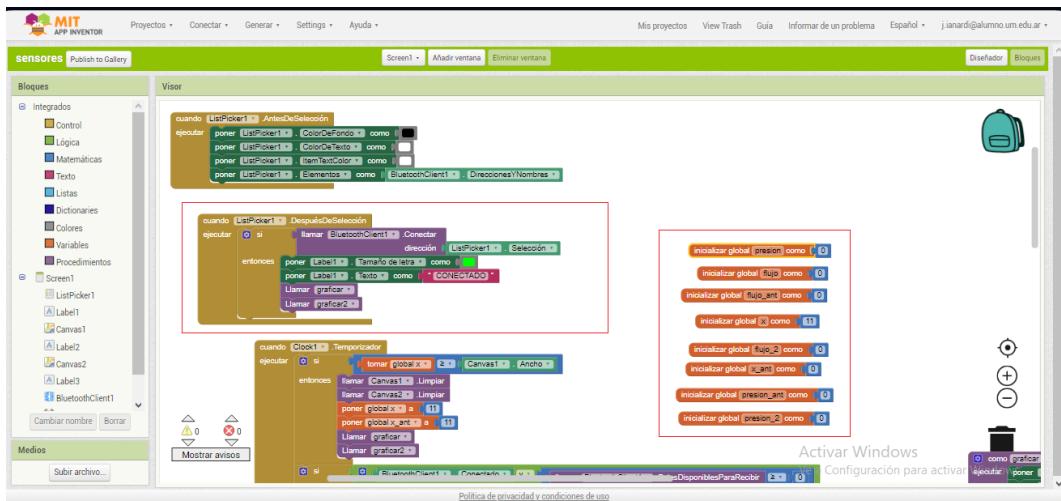


Figura 4.30: Configuración inicial de app

- Recepción de datos: En este apartado vamos a recibir los datos y vamos a tener que separarlos para determinar cual corresponde con parámetros de flujo y cuales de presión. una vez realizada esta separación vamos a almacenarlos en arreglos ya definidos en las variables globales.

Para darle robustez al sistema se lleva a cabo un bucle que permite reiniciar el sistema si no se reciben datos correctos desde el ESP.

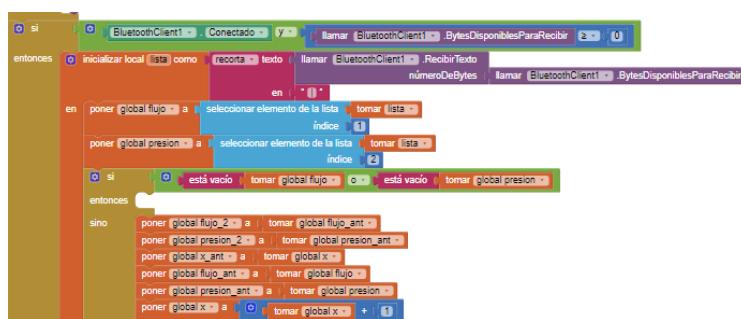


Figura 4.31: Recepción de datos desde ESP32

- gráfica de datos: Una vez agregado los valores en los arreglos, es necesario pasar a graficar estos arreglos en dos gráficos distintos de flujo y presión.

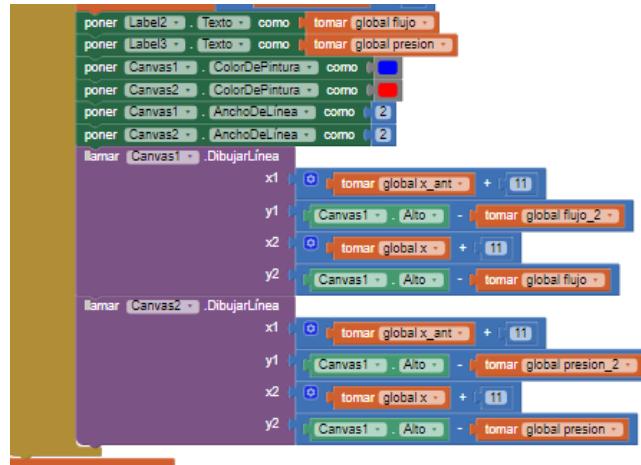


Figura 4.32: Bucle de gráfica de datos

- reinicio de gráficas: Dado que la recepción de datos se va almacenando en un arreglo, es necesario reiniciar la gráfica cuando la cantidad de datos supera el ancho que puede ocupar el gráfico en la pantalla del dispositivo móvil. Cuando esto sucede es necesario realizar un bucle que permita vaciar los arreglos de flujo y presión y borrar los gráficos realizados hasta el momento.



Figura 4.33: Reinicio de las gráficas

La interfaz final del usuario para la aplicación del dispositivo móvil tiene la siguiente forma:

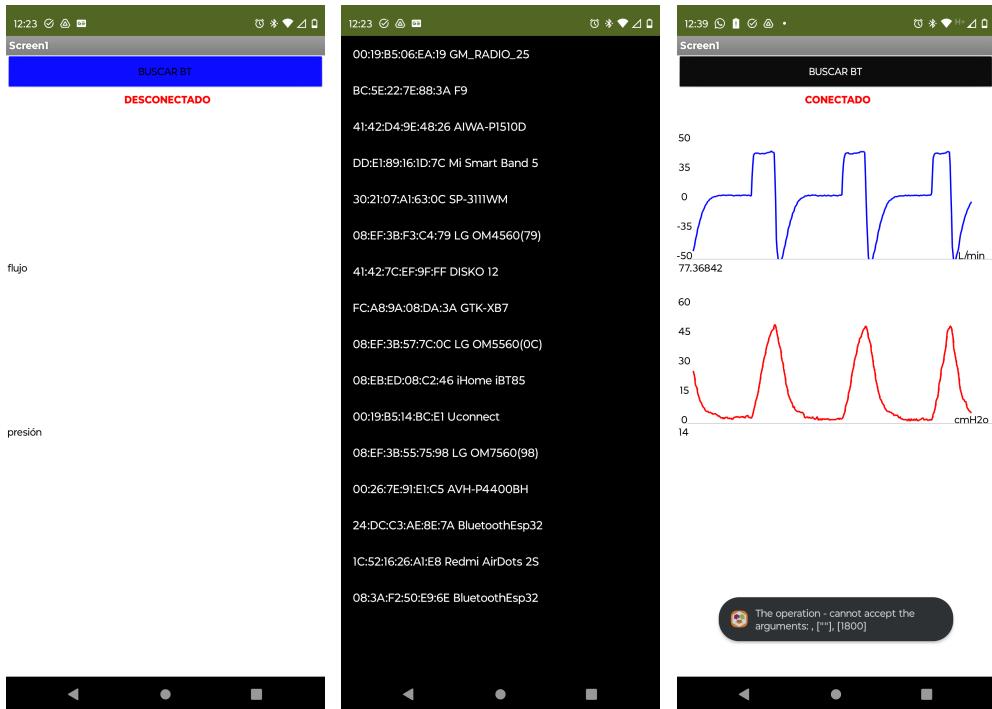


Figura 4.34: interfaz gráfica app

4.5. Actuador para movimiento de la obstrucción

Esta parte del desarrollo va a ser la que va a dar la funcionalidad de pulmón de prueba, permitiendo variar la resistencia que el pulmón opone a el ingreso de aire. Este diseño permitirá simular la "dureza" del pulmón pudiendo variar la compliance del simulador que se diseñó.

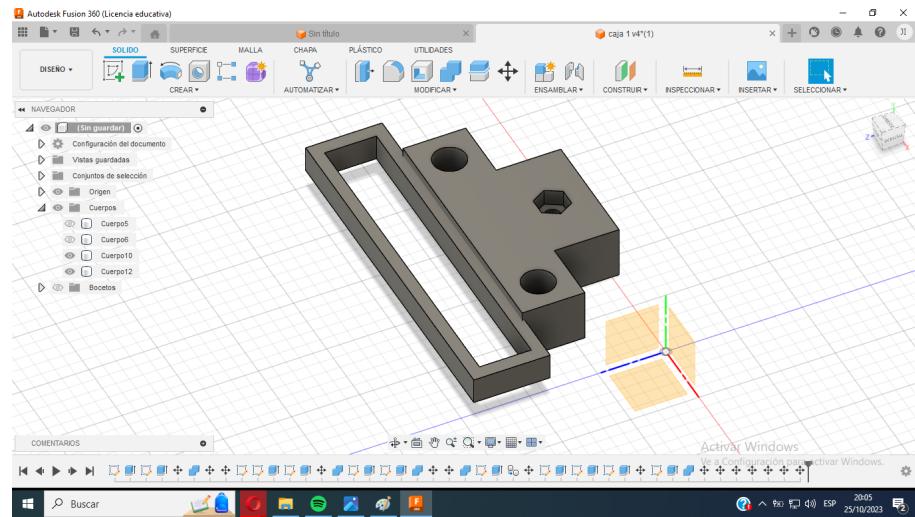


Figura 4.35: Diseño de la obstrucción para el pulmón

Gracias al diseño 3D de la obstrucción para el pulmón se logra a través de una varilla roscada y una tuerca, el movimiento de dicha pieza y así variar el punto de apoyo en el cual las placas galvanizadas van a sufrir la deformación al insuflar el pulmón.



Figura 4.36: diseño final de estructura

A medida que la obstrucción se desplaza hacia la parte distal del pulmón logramos disminuir la resistencia hacia el ingreso de aire; cuando la obstrucción se desplaza hacia la parte proximal, la resistencia a la deformación de las placas galvanizadas es mayor.

4.5.1. Automatización

Para automatizar el sistema de movimiento se utilizó un motor de corriente continua de 12v RS-445PA-14230 que posee una potencia de 13Nm de torque, con el cual logramos el desplazamiento de la obstrucción.

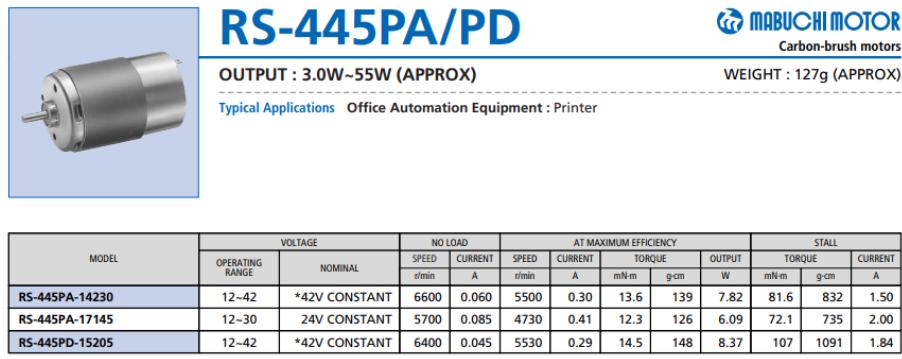


Figura 4.37: Datasheet motor de corriente continua

Para poder entregar la potencia necesaria al motor regulando los sentidos de giro y variando la velocidad del mismo, es necesario conectarlo a través de un puente h que realice la modulación por ancho de pulsos necesaria. Esta modulación se indica a través de del ESP y su respectiva programación, con la que logramos indicar la potencia y velocidad de salida del motor. El puente h que se utilizó fue el modulo L298 que además de permitirnos el control del motor, posee un regulador de tensión que nos facilita la alimentación eléctrica del ESP posibilitando la portabilidad del equipo.

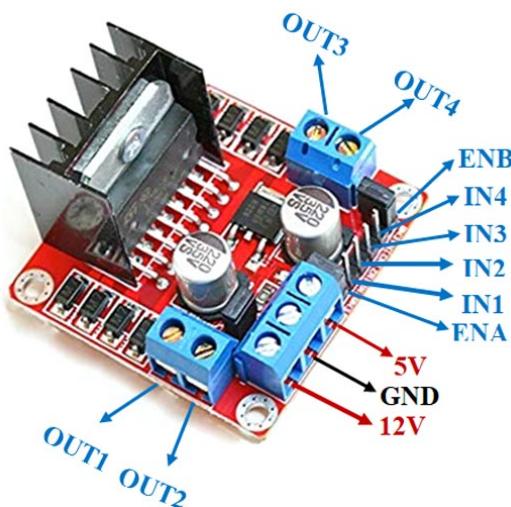


Figura 4.38: Módulo L298

El pinout de esta placa nos ofrece las siguientes salidas:

- **Out1 y Out2:** Estas salidas se conectan al motor y van a ser las que le entreguen la potencia al mismo, el sentido de giro va a estar determinado por la polaridad entre estas salidas.
- **ENA:** En este pin se debe ingresar la señal de PWM que indicará la velocidad/potencia que se entregue al motor
- **IN1 y IN2:** En estos pines se indicará mediante una señal de alto o bajo el arraque y detenimiento del motor.
- **12v:** En este puerto se alimentará al modulo con una fuente DC de 12v que soporte la potencia necesaria para alimentar al motor, al puente H y al ESP
- **GND:** esta es la masa o común de todo el circuito
- **5v:** Esta salida es la que entrega el regulador integrado del módulo y la cual nos va a permitir alimentar el ESP sin la necesidad de ser conectado por USB a una computadora.

Lógica de funcionamiento del actuador

La estructura de funcionamiento del actuador es híbrida entre hardware y software ya que se buscó la mínima intervención del microcontrolador para optimizar el procesamiento de señales de los sensores y la comunicación con el dispositivo móvil.

Para lograr la premisa anterior se utilizó como única intervención de software, la parametrización del PWM en el pin ENA del módulo L298. Esto se realizó con el comando LedcSetup(), el cual nos permite indicar el porcentaje de potencia con el que trabajará el motor.

```

int EnA = 14; // Pin que controla la velocidad del Motor A
BluetoothSerial SerialBT;
const int pinp = 32;
const int pinf = 33;
const int frecuencia = 1000;
const int canal = 0;
const int resolucion = 8;

void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(9600);
    ledcAttachPin(EnA,canal);
    ledcSetup(canal,frecuencia,resolucion);
    ledcWrite(canal,230);
    SerialBT.begin("BluetoothEsp32");
    Serial.println("The device started, now you can pair it with bluetooth!");
    delay(1000);
}

```

Figura 4.39: Comandos para establecer PWM

Para indicar el funcionamiento del motor en sentido horario o antihorario, es necesario introducir una señal digital de alto en el pin IN1 o IN2. En condiciones generales esto se realiza a través de programación sobre dos pines del microcontrolador, pero dado que se buscó la mínima intervención del ESP para este objetivo, se diseñó un sistema muy simple de señales con 2 pulsadores.

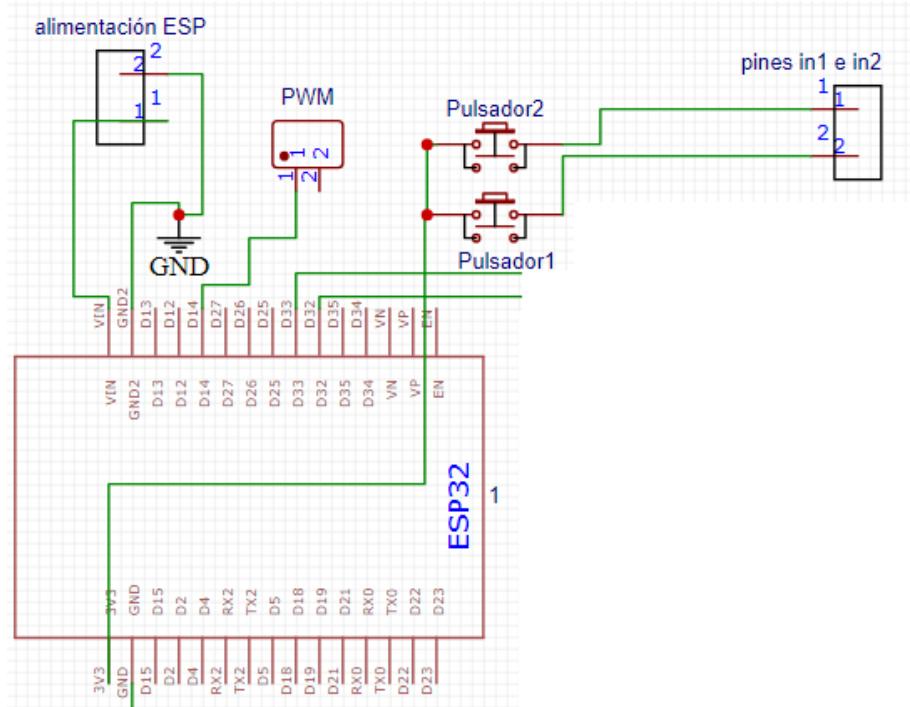


Figura 4.40: Esquema de conexiones para señales digitales

Para dar una señal de alto los pines In1 o In2, es necesario introducir un voltaje mayor a 2 voltios, es por eso que se utiliza la salida de 3.3v que nos provee el ESP32. A través de 2 pulsadores, se puede poner en alto el In1 o el In2 generando la señal que le indica al puente H el sentido de giro del motor.

De esta manera logramos controlar el funcionamiento del motor sin intervenir el código del ESP y logrando una mayor velocidad para la ejecución del código restante.

Una vez diseñado e integrado todo el software del dispositivo, se procedió a imprimirla en una pcb a través de la herramienta easyeda.

4.6. Fuentes de alimentación del dispositivo

Para alimentar de tensión y potencia a todo el dispositivo, se llevaron a cabo dos fuentes de potencia distintas, ya que la placa de hardware para los sensores necesitaba una alimentación partida de +5v y la placa de potencia del actuador necesitaba 12v con y bastante más potencia.

La alimentación para la placa de los sensores se realizó con dos baterías 18650 conectadas en serie y tomando el punto medio de estas como la masa o tierra.

Para el caso de la alimentación de el puente H se utilizó dos arreglos de 3 baterías 18650 en serie conectados en paralelo entre ellos para otorgar la potencia necesaria para el motor.

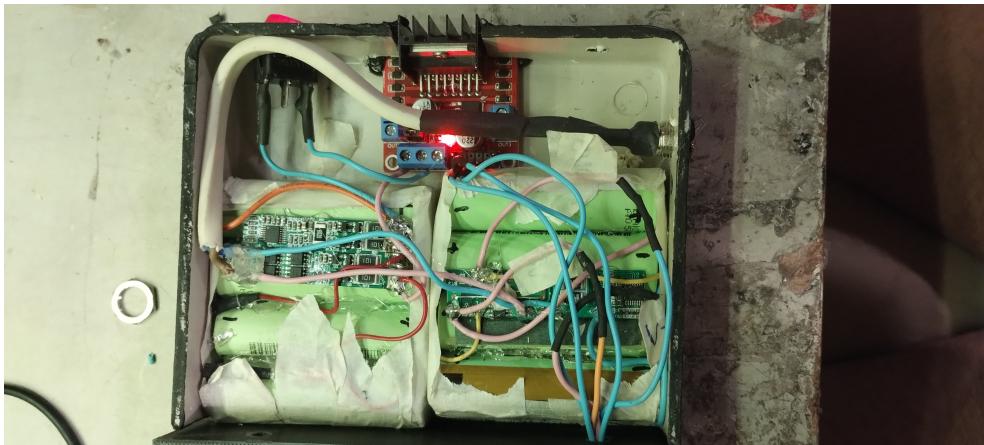


Figura 4.41: Alimentaciones del dispositivo

Las alimentaciones del dispositivos tienen cada uno un controlador de carga que permite cargar las baterías de forma segura y cortar la alimentación cuando se finalice dicha carga.

4.7. Placa final

Una vez descripto todas las partes de hardware y software necesarias para el desarrollo integral del proyecto, se procederá a mostrar imágenes finales de las placas, la interfaz de usuario del programa y el proyecto en su funcionamiento integral:

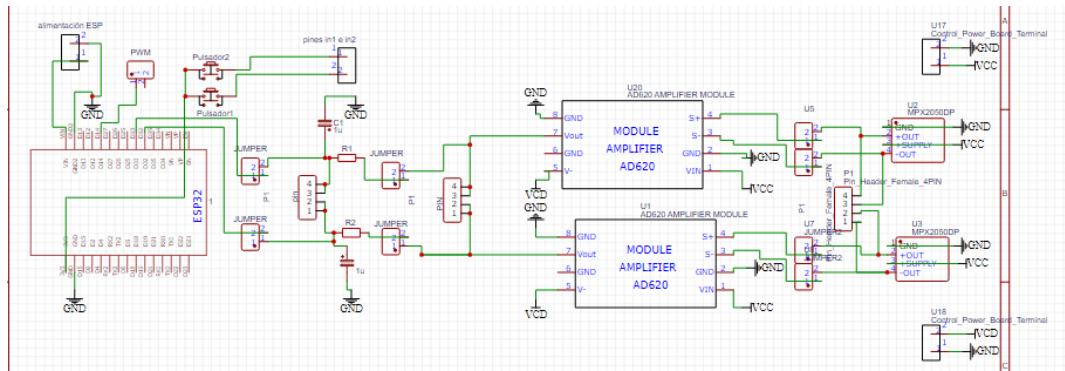


Figura 4.42: Esquemático general del proyecto

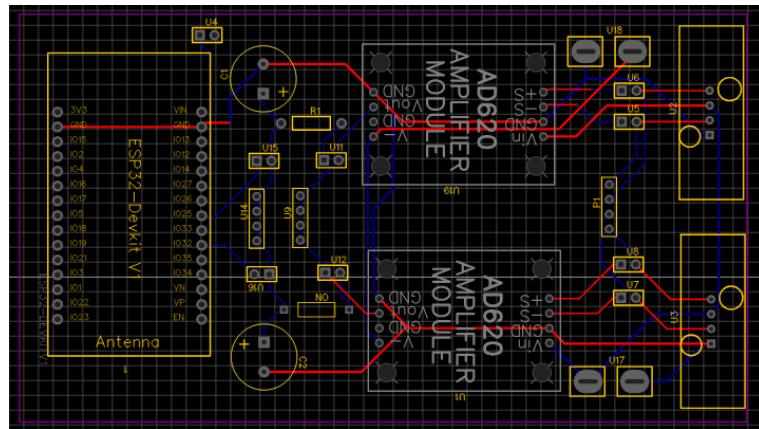


Figura 4.43: Diseño general de la placa

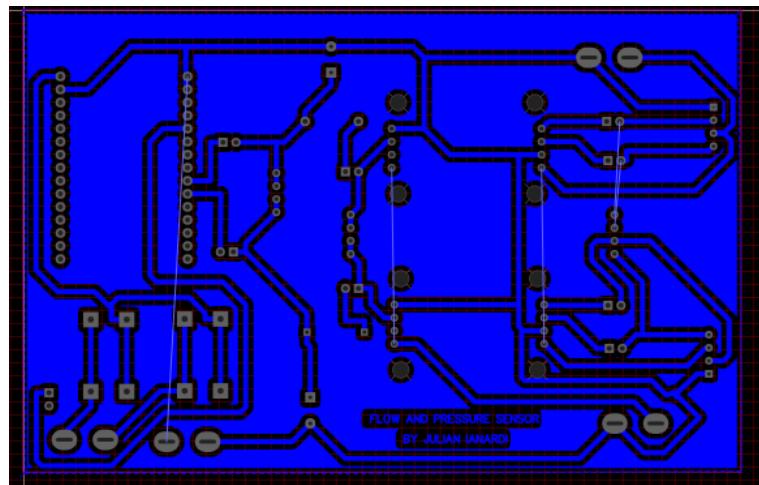


Figura 4.44: Impresión para grabar en la PCB

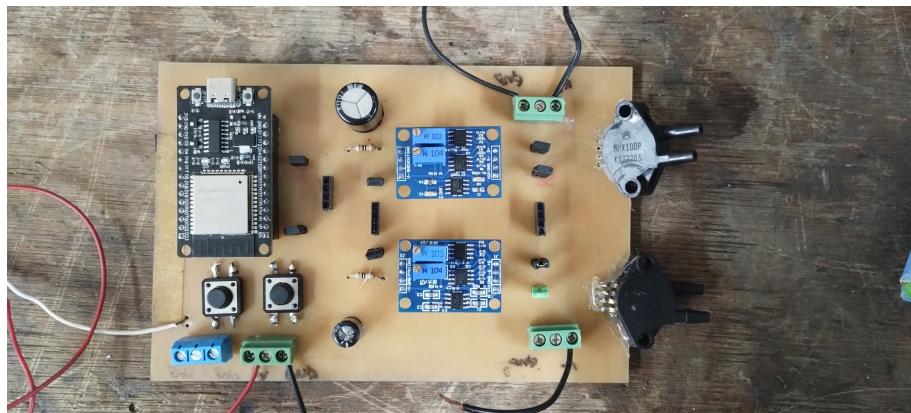


Figura 4.45: Placa grabada y soldada con los componentes

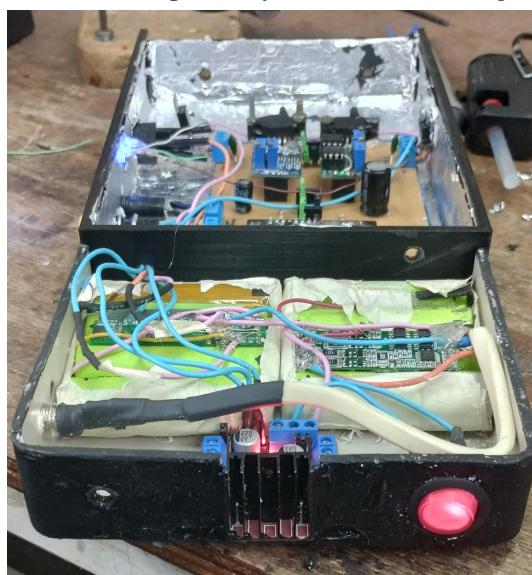


Figura 4.46: Vista frontal



Figura 4.47: Vista superior



Figura 4.48: Vista lateral

El dispositivo integral final tiene la siguiente forma:

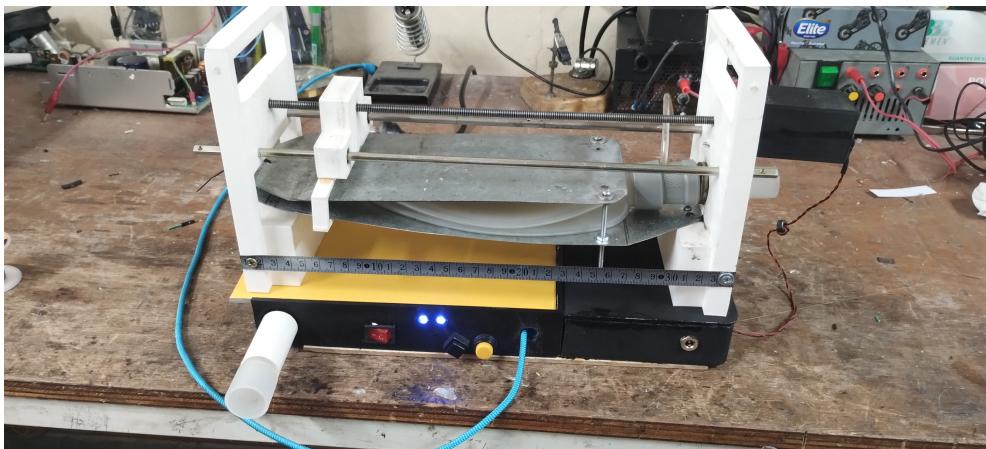


Figura 4.49: Vista lateral



Figura 4.50: Vista frontal



Figura 4.51: Vista superior

4.8. Parametrización y estudio de la respuesta del dispositivo

Una vez finalizado el desarrollo del dispositivo es necesario realizar un estudio de rendimiento tanto del hardware del dispositivo, como de la respuesta de la resistencia variable del pulmón y el rendimiento integral del desarrollo:

4.8.1. Parametrización

Lo primero que se realizó fue una parametrización de las variables de flujo y presión ya que no hay una correspondencia directa entre los valores leídos por el hardware del equipo y los parámetros físicos correspondientes.

Parametrización del sensor de presión

Para realizar la parametrización en presión del sistema se realizó un grupo de pruebas de presión dentro del pulmón para compararla con los datos arrojados por el sistema.

PARAMETRIZACION DE PRESION		
presion cmH2O	bits	
0	Área del gráfico	
3	20	0.000007
5	39	6.6
8	57	6.375
10	70	6.4
13	90	6.461538
20	135	6.45
23	160	6.695652
26	175	6.5
30	203	6.566667
35	236	6.571429
40	270	6.6
promedio		6.513365

Figura 4.52: tabla de correspondencia



Figura 4.53: gráfico de funciones de correspondencia

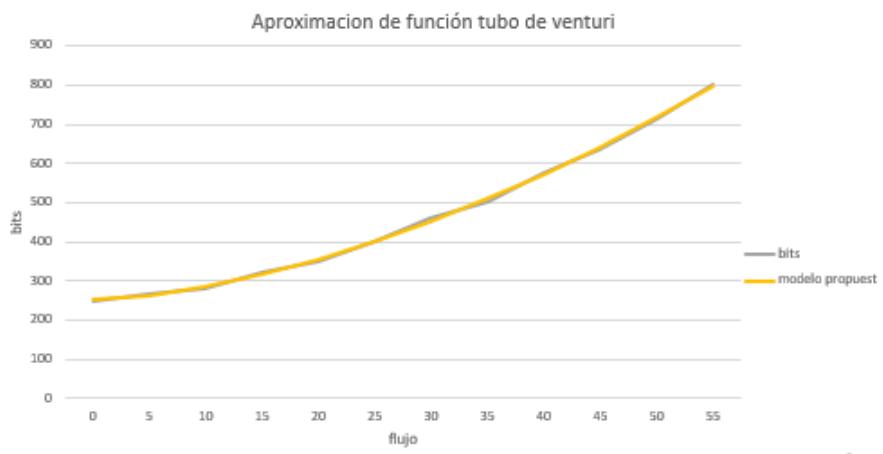
Podemos observar como la función de correspondencia es lineal y se consigue multiplicando únicamente un factor.

Parametrización del sensor de flujo

Para el parametrizar el sensor de flujo fue necesario el uso de un respirador calibrado que nos permitiera entregar un flujo constante mediante la opción de oxigenoterapia. con estos valores se pudo hacer una tabla de los valores

flujo	bits	modelo propuesto	error cuadrático			
0	250	252.4901455	6.200824736			
5	265	262.7188314	5.203729995			
10	281	284.7401333	13.98859688			
15	320	315.6230883	19.15735586			
20	352	354.1710181	4.713319729			
25	401	399.6495195	1.823797575			
30	461	451.5417782	89.45796008	LINEA BASE	252.490146	
35	503	509.455755	41.6767724	COEF1	0.71097078	
40	574	573.0794101	0.847485739	COEF2	1.6566778	
45	635	642.1558855	51.20669661			
50	715	716.4684167	2.156247515			
55	801	795.8305289	26.72343135			
suma de errores cuadráticos		263.1562185				

Figura 4.54: tabla de correspondencia del flujo



Δ r

Figura 4.55: gráfico de funciones de correspondencia del flujo

Podemos ver que la curva obtenida no fue lineal por lo que fue necesario hacer una regresión no lineal de esta curva. Se realizó con el método de los mínimos cuadrados proporcionando una función exponencial para aproximar. Como se observa en el gráfico, a través de 3 parámetros se consiguió una aproximación prácticamente exacta para la parametrización del sensor de flujo.

4.8.2. Cálculo de la compliance pulmonar

Como se dijo al principio, el dispositivo tiene la capacidad de variar la resistencia respiratoria del pulmón y por lo tanto su compliance. Es por este motivo que se tiene que realizar un estudio de la respuesta del pulmón al variar la posición de la resistencia.

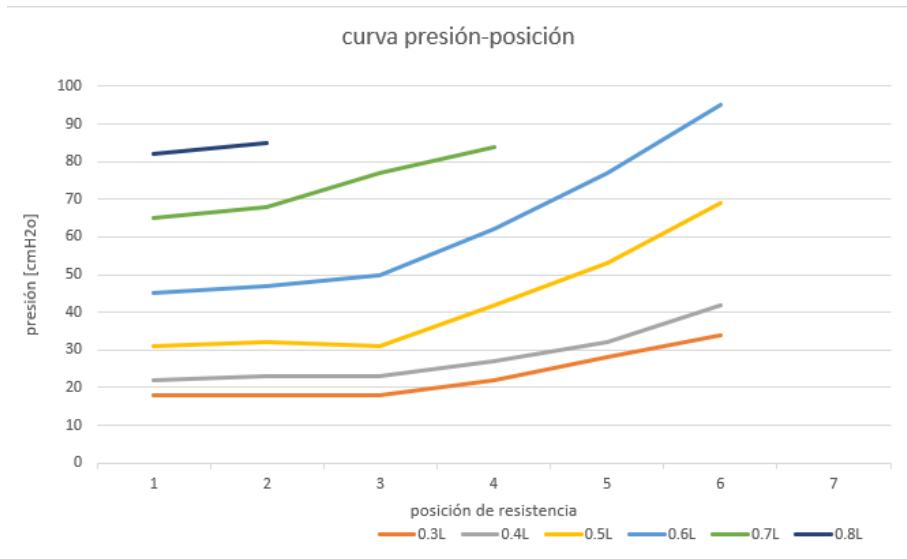


Figura 4.56: Parametrización de presión

Lo primero que se realiza es un gráfico de relación presión-volumen para cada posición de la resistencia. Una vez realizado el gráfico se calcula la compliance del pulmón para cada posición de la resistencia mediante la siguiente fórmula:

calculo de la compliance pulmonar:	$cst = \frac{V_t}{P_{pico}-PEEP}$	PEEP 5 cmH ₂ O
Pulmones rígidos	cst < 25 mL/cmH ₂ O	
pulmones distensibles	cst >	

Figura 4.57: Vista lateral



Figura 4.58: Vista frontal

Luego de calculada la compliance en cada punto de la obstrucción, se gráfica la evolución de la misma para entregarlo de una manera óptima al profesional de la salud que vaya a utilizar el dispositivo.

4.8.3. Contrastación del dispositivo contra equipo comercial Fluke

Una vez finalizado el dispositivo es necesario conocer su desempeño y precisión, para esto se lo comparó contra un equipo comercial de análisis de gases fluke:



Figura 4.59: Analizador de gases FLukee

La prueba se realizó con dos respiradores distintos y bajo diferentes condiciones de ventilación. El primer ventilador que se utilizó fue un Neumovent TS y el segundo fue un Maquet servo-i.

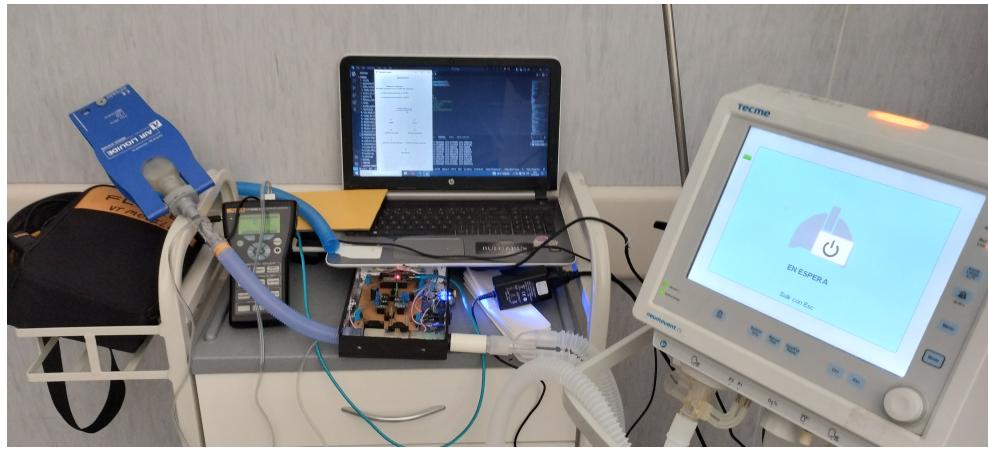


Figura 4.60: Prueba con respirador Neumovent

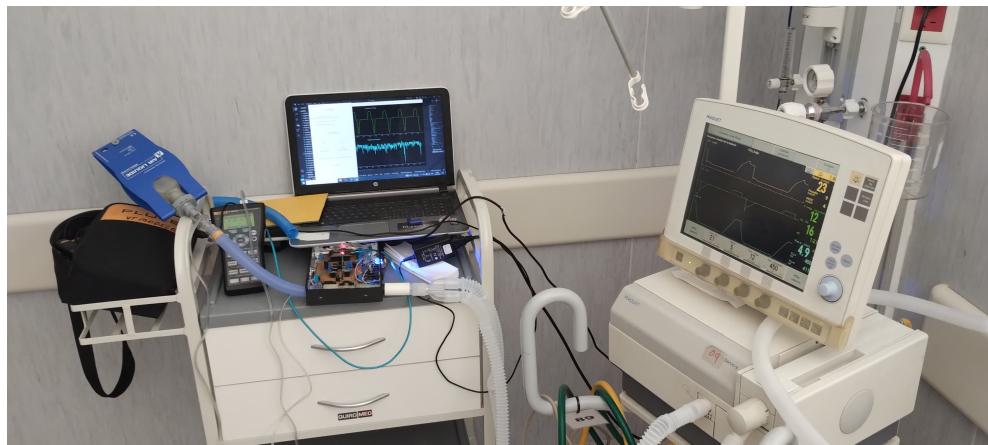
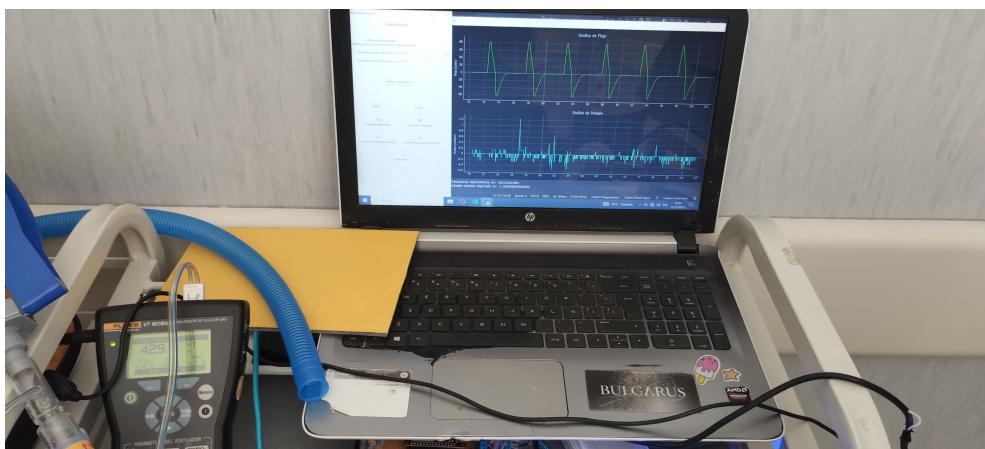


Figura 4.61: Prueba con respirador Maquet

En ambos casos el dispositivo tiene un excelente rendimiento y precisión ya que se detectó un error menor del 10 por ciento bajo distintas condiciones ventilatorias:

Figura 4.62: comprobación con respirador Fluke



5. Conclusiones

Finalmente se logró los objetivos planteados, en donde la funcionalidad de tester para respiradores nos permite comprobar las principales variables arrojadas por cualquier ventilador mecánico con una precisión mayor del 90%Por otro lado también se logró desarrollar un simulador de resistencia ventilatoria variable que nos permita recrear condiciones de compliance patológicas para su estudio y tratamiento

Referencias

- [1] A. ESTEBAN, *MANUAL DE CUIDADOS INTENSIVOS, PARA ENFERMERIA*. Springer Iberica, 2000.
- [2] G. Chiappero and F. Villarejo, *Ventilación mecánica: libro del Comité de Neumonología Crítica de la SATI*. Médica Panamericana, 2010.
- [3] H. D. Young *et al.*, “Física universitaria: Sears-zemansky,” 2009.
- [4] A. Zácaras Santiago, J. González López, and A. Granados Manzo, *Mecánica de fluidos: Teoría con aplicaciones y modelado*. Grupo Editorial Patria.
- [5] A. Cromer and J. Ferrer, *Física en la ciencia y en la industria*. Física: en la ciencia y en la industria, Editorial Reverté, 1986.
- [6] J. Sánchez, *Instrumentación y control avanzado de procesos*. Editorial Díaz de Santos, S.A., 2013.