

UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS PUEBLA

Escuela de Ingeniería y Ciencias

Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica

UDLAP®

Espirómetro de Turbina para Terapia Respiratoria

Tesis que, para completar los requisitos del Programa de Honores presenta la
estudiante

Barbara Gallardo Montes

ID: 155555

Licenciatura en Ingeniería Biomédica

Director de Tesis: Dr. Rubén Alejos Palomares

Agradecimientos

A mis padres por siempre empujarme a dar lo mejor de mí, por darme todo lo que tengo y volverme todo lo que soy. Gracias por aplaudir mis logros por pequeños que fueran. Y, sobre todo, por su amor incondicional.

Gracias asesor, por ser un modelo a seguir, por el conocimiento y por las largas horas invertidas para guiarme en este trabajo. Por su interminable paciencia, y por desafiarme a siempre creer en mí.

Gracias mamá, por siempre escuchar mis monólogos y quejas mientras me dabas soluciones a problemas que tu no sabías resolver; por hacerme sentir invencible ante la vida, por tus consejos y por tu apoyo sin límite.

Gracias papá, por enseñarme que trabajando duro se puede conseguir cualquier cosa y que rendirse ante la adversidad nunca es una opción.

Gracias a los profesores del departamento, por enseñar con el corazón y por ser una fuente ilimitada de inspiración.

Gracias a ustedes soy y seré

Resumen

El trabajo presentado a continuación es una tesis de diseño biomédico e instrumentación electrónica que utiliza conceptos anatómicos, fisiológicos, y de espirometría para comprender las necesidades médicas actuales del sistema de salud tal como la pandemia del COVID-19 y aplicar las competencias ingenieriles necesarias al desarrollar un instrumento biomédico. Esta propuesta surge por la necesidad actual de dispositivos para terapia respiratoria remota con el fin de desarrollar un dispositivo terapéutico efectivo el cual se pueda utilizar desde la comodidad del hogar sin exponerse en clínicas médicas saturadas.

En el documento se reporta el diseño mecánico, digital, instrumental, de transmisión y el método de despliegue de datos, de un espirómetro de turbina para la terapia respiratoria. El espirómetro es un dispositivo ampliamente utilizado para evaluar la mecánica respiratoria y así poder analizar, determinar, monitorear y brindar terapia a enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC) o patologías relacionadas con el sistema respiratorio.

La terapia respiratoria es importante para la rehabilitación exitosa de enfermedades relacionadas con el sistema respiratorio como son la EPOC y el COVID-19. La numerosa cantidad de muertes registradas a nivel mundial por la pandemia y considerando que la EPOC es la cuarta causa de defunción en el mundo se considera que es indispensable la evaluación y terapia del sistema respiratorio. Para realizar esta terapia se necesitan aparatos espirométricos y médicos especialistas para interpretar las pruebas, obligando a los pacientes a desplazarse en cuestiones de salud precarias y realizar gastos notables.

El espirómetro de turbina diseñado es un dispositivo portátil y telemétrico que abre las puertas al paciente para realizar una terapia respiratoria efectiva con retroalimentación médica. En este trabajo se desarrolla un diseño mecánico en CATIA para la futura elaboración del prototipo físico. Por medio de la instrumentación digital y el sensado magnético se adquiere y procesa una señal de flujo espiratorio para después ser convertida en una medición de flujo máximo espirado por segundo. Los datos son procesados en un microcontrolador Arduino para después ser transmitidos por medio de bluetooth y visualizados a en una terminal virtual que representa un dispositivo móvil.

Abstract

For the successful elaboration of this thesis, anatomical, physiological, and spirometry concepts were studied; and engineering skills were applied in order to comprehend the actual health care needs with the current COVID-19 pandemic. The proposal arises from the current need of medical devices for remote respiratory therapy, with an aim to design a therapeutic device that can be used at home without exposing the patient to overcrowded medical facilities.

This document thoroughly explains the mechanical, digital, instrumental, and data transmission designs of a turbine spirometer for respiratory therapy. The spirometer is a medical device which is widely used to evaluate the respiratory mechanics of a patient for further evaluating, analyzing, monitoring, and aiding in respiratory therapy for those who suffer from a chronic obstructive pulmonary disease (COPD). Respiratory therapy is essential for a successful recuperation from a COPD and COVID-19. The substantial amount of deaths due to the pandemic and considering that COPD is the fourth cause of mortality worldwide, it is imperative to make the therapeutic area of the respiratory system a focal point. Spirometers and trained doctors are needed to perform a successful therapy, causing patients with a precarious health to commute constantly.

The turbine spirometer designed has the advantages of being portable and telemetric, opening a window of opportunity to an effective respiratory therapy which establishes constant medical feedback. A mechanical design is developed in CATIA to later create a physical prototype. Using digital instrumentation and a magnetic sensor to acquire and process the exhalation done by the user, into a maximum exhalation flow rate. The data is processed in an Arduino microcontroller for later transmission via Bluetooth to a virtual terminal which emulates a smartphone.

Hoja de firmas

Tesis que, para completar los requisitos del Programa de Honores presenta
el estudiante Barbara Gallardo Montes con Id 155555

Director de Tesis



Dr. Rubén Alejos Palomares

Presidente de Tesis



Dr. Juan Horacio Espinoza
Rodríguez

Secretario de Tesis



M.C. Eduardo Javier Jiménez López

Índice

Capítulo I. Introducción	2
1.1 Descripción del tema	2
1.2 Justificación	2
Capítulo II. Sistema respiratorio y enfermedades pulmonares obstructivas crónicas	5
2.1 Introducción	5
2.2 Sistema respiratorio	5
2.3 Enfermedades obstructivas restrictivas del flujo respiratorio	7
2.3.1 Hipoxia	8
2.3.2 Asma	9
2.3.3 Hipercapnia/ fallo de respiración aguda:	10
2.3.4 Bronquitis	10
2.3.5 COVID-19	11
2.4 Resumen	11
Capítulo III. Espirometría	12
3.1 Introducción	12
3.2 Espirometría	12
3.1 Tipos de pruebas espirométricas	13
3.1.1 Espirometría simple	13
3.1.2 Espirometría forzada	13
3.2 Mediciones espirométricas	14
3.2.1 Flujo máximo espirado	16
3.2.2 Flujo pico normal:	16
3.3 Interpretación de la prueba espirométrica	17
3.4 Dispositivos disponibles en el mercado	18
3.4.1 Espirómetros con restricción al flujo	18
3.4.2 Espirómetros de Incentiva	20
3.4.3 Dispositivos de entrenamiento respiratorio	22
3.5 Terapias respiratorias alternativas	23
3.5.1 Terapia de respiración alterna y método de <i>Subtle Touch</i>	23
3.6 Resumen	24

Capítulo IV. Descripción del proyecto.....	25
4.1 Introducción	25
4.2 Objetivos.....	25
4.3 Metas.....	26
4.4 Hipótesis	26
4.5 Metodología	26
4.6 Evaluación de alternativas de diseño	27
4.6.1 Rotámetro	27
4.6.2 Principio de presión diferencial.....	29
4.6.3 Turbina	32
ESPI4.7 Especificaciones	33
4.8 Resumen.....	34
Capítulo V. Sistema mecánico	35
5.1 Introducción	35
5.2 Diseño del espirómetro de turbina	35
5.2.1 Tapa con rosca.....	36
5.2.2 Cámara de medición.....	37
5.2.3 Eje de soporte para turbina y Soporte Removible.....	38
5.2.4 Turbina	40
5.3 Resumen.....	41
Capítulo VI. Sistema de instrumentación electrónico, digital y de transmisión.....	42
6.1 Introducción	42
6.2 Sensor de efecto Hall	42
6.3 Instrumentación del espirómetro de turbina	44
6.4 Sistema de transmisión de datos	48
6.5 Resumen.....	49
Capítulo VII. Resultados del trabajo realizado	50
7.1 Introducción	50
7.2 Resultado del prototipo mecánico.....	50
7.3 Resultados del sistema de detección de pulsos	51
7.4 Resultados de transmisión bluetooth	54
7.5 Integración del espirómetro de turbina	58
7.6 Resumen.....	60

Conclusiones del trabajo realizado	61
Trabajo a futuro	64
Referencias	65
Apéndice A: Planos del diseño.....	68
Apéndice B: Código desarrollado para Arduino.....	74
Apéndice C: Hojas técnicas	76

Capítulo I. Introducción

1.1 Descripción del tema

El proyecto de tesis presentado a continuación pretende establecer los parámetros ideales para el diseño y la elaboración de un dispositivo para la terapia respiratoria considerando las necesidades de terapia remota.

Este prototipo innovador pretende utilizar el principio de operación de turbina y el sensado magnético, para poder convertir el flujo de aire expulsado por el paciente mediante una medición digital que será transmitida a un dispositivo móvil. La finalidad de esta tesis es desarrollar el prototipo conceptual de un instrumento biomédico telemático que opere de manera autónoma y que abra la posibilidad de capturar la información de la terapia realizada con la posibilidad de ser enviada al médico tratante.

En este reporte se documenta el diseño mecánico, digital, instrumental, de transmisión y el método de despliegue de datos, así como la integración de todas estas etapas.

1.2 Justificación

La crisis de salud pública mundial por el COVID-19 está haciendo que la práctica médica sea más solicitada, pero sobre todo impide que los pacientes acudan a los centros de salud por el riesgo al contagio.

La situación es alarmante por la amplia cantidad de casos de COVID-19 registrados mundialmente (más de 44 millones) y en el país (casi 1 millón de casos) [1]. Además de acuerdo con el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER), la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) afecta a más de 600 millones de personas mundialmente y es la cuarta causa de muerte a nivel mundial. Por otra parte,

datos obtenidos del IMSS declaran que se otorgan “más de 900 mil consultas al año para la detección” de la EPOC y es la sexta causa de muerte “entre los derechohabientes del Instituto Mexicano del Seguro Social” [2]. Por lo cual se cree que la crisis de salud actual, especialmente en el área de enfermedades, es un problema crucial en la sociedad.

La recuperación del COVID-19 y la EPOC requieren de terapia respiratoria debido a la disminución en la capacidad respiratoria ocasionada por la degradación en la mecánica respiratoria. Para realizar esta terapia se requieren aparatos espirométricos y terapeutas para la interpretación de las pruebas. Estos últimos generalmente se ubican en hospitales y clínicas. En la actualidad los pacientes prefieren quedarse en sus domicilios, pero debido a la naturaleza actual de la terapia y los instrumentos usados, los pacientes se ven obligados a desplazarse desde ubicaciones remotas para poder llevar a cabo sus terapias con el alto costo que representa el desplazarse en condiciones de salud precarias, lo cual termina siendo contraproducente para su salud.

El propósito de esta tesis es diseñar y probar conceptualmente un aparato de instrumentación biomédica para la terapia respiratoria que tenga la capacidad de ser usado remotamente y que sea de bajo costo.

El tema de tesis se enfoca al diseño de un aparato de pruebas espirométricas al cual se le agrega la cualidad de ser telemático, abriendo así un canal de comunicación entre el terapeuta y el paciente. Adicionalmente se planea crear un dispositivo espirométrico y de terapia que entregue mediciones precisas. Esto con el fin de que, en trabajos a futuro, se pueda utilizar el dispositivo y su interfaz de comunicación para crear un prototipo con aplicaciones reales en terapia respiratoria.

En las *recomendaciones de ejercicios respiratorios para personas mayores en recuperación de COVID-19*, publicadas por el Instituto Nacional de Geriátrica y la

Secretaría de Salud, se sugieren ejercicios como: respiración con los labios fruncidos, respiración abdominal o diafragmática, respiración costal, sacar el aire lentamente con la boca abierta y soplar de manera sostenida con ayuda de un popote y una botella [3]. Estas son alternativas sencillas y de bajo costo para la terapia respiratoria que presentan el inconveniente de no generar mediciones registrables, y por ende, no se puede contar con un diagnóstico de rehabilitación exitosa de un especialista. Aunque en el mercado existen una amplia cantidad de espirómetros para la terapia respiratoria, su alto costo no permite que los pacientes los adquieran. La falta de una terapia respaldada por un médico o terapeuta puede provocar un desgaste mayor en las vías respiratorias después de padecer una enfermedad pulmonar obstructiva crónica.

En este trabajo se pretende resolver el problema al diseñar un instrumento biomédico telemático para la medición de datos espirométricos y para facilitar la terapia respiratoria de una manera remota. Se van a explorar las enfermedades del sistema respiratorio para así poder visualizar las necesidades que existen y lograr el diseño exitoso de un dispositivo que las satisfaga.

Capítulo II. Sistema respiratorio y enfermedades pulmonares obstructivas crónicas

2.1 Introducción

Para poder entender el correcto funcionamiento del espirómetro para el diagnóstico de enfermedades pulmonares obstructivas crónicas, es importante plantear una idea general de las enfermedades existentes y del funcionamiento del sistema respiratorio el cual se explica a continuación.

2.2 Sistema respiratorio

El proceso de la respiración es un proceso físico que involucra: la ventilación externa, la cual se encarga de hacer el intercambio de aire entre la atmósfera y el volumen alveolar, y la ventilación interna la cual se encarga del intercambio de gases entre los fluidos corporales (específicamente la sangre) y las células [4]. La estructura del proceso de respiración inicia cuando el aire entra al sistema por medio de la boca o la nariz [4].

Al entrar el aire se dirige a la tráquea que tiene un diámetro de 2.5 cm y se divide en dos bronquios que se encuentran a la raíz de ambos pulmones con diferentes características: el izquierdo se divide en dos bronquios secundarios, mientras que el derecho se divide en tres. Los bronquios secundarios resultantes se continúan dividiendo en un rango de 20 a 23 veces, resultando en un millón de bronquios. En los bronquios se desembocan alrededor de 200 a 400 alvéolos en donde se realizará el intercambio de gases entre el aire y la sangre [4].

Las vías respiratorias comunican a los pulmones, los cuales están suspendidos dentro de la cavidad torácica, con el exterior. Los músculos que se encuentran en la pared

torácica se encargan del proceso mecánico respiratorio el cual se lleva a cabo por diferencias de presiones internas y externas del sistema, el diafragma y el cuello [5].

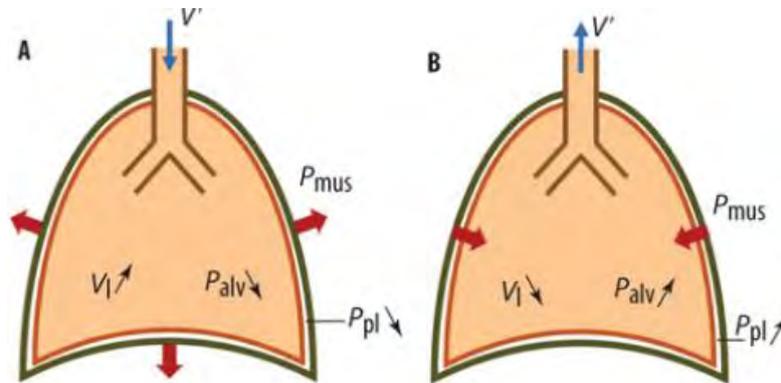


Figura 2.1: Estructura Mecánica de los pulmones. [6]

Cuando el volumen interno del tórax cambia causa que se desplacen las costillas o el diafragma. Cuando el tórax se encuentra en relajación, tiene una forma de cúpula, por otra parte, la capacidad del tórax aumenta cuando se contrae y sus fibras musculares descienden. Las costillas, divididas por pares, forman un anillo el cual se inserta en la columna vertebral el cual se une indirecta o directamente al esternón o la parte frontal del tórax [4].

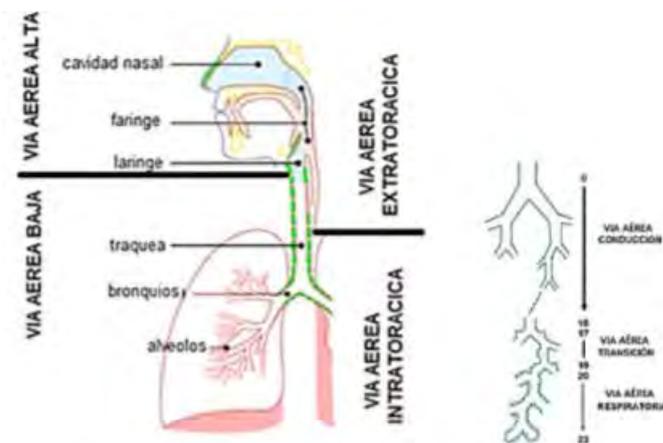


Figura 2.2: Sistema respiratorio [7].

Los pulmones están recubiertos por una doble membrana impermeable al aire y el agua llamada pleura, la cual está conformada por dos capas: la pleura visceral y la pleura

parietal. La pleura parietal se encarga de recubrir y adherir al diafragma y la parte interior de la caja torácica; mientras que la pleura visceral recubre la parte externa de los pulmones. Estas pleuras tienen una separación mínima por una capa de líquido pleural, la cual crea una fuerza de cohesión que permite a las membranas deslizarse, pero impide su separación. Este deslizamiento ocasiona el desplazamiento conjunto de los pulmones y la cavidad torácica [4].

Cuando existe un equilibrio entre la fuerza de retracción elástica del pulmón y la fuerza de las paredes torácicas, se ocasiona que la posición de los pulmones y del tórax se establezca por la ausencia de actividad muscular. La función principal de los pulmones es el transporte de oxígeno hacia la sangre y el deshecho del dióxido de carbono. Otras de las funciones se mencionan a continuación:

- Protege al cuerpo contra organismos y partículas invasivas.
- Contribución a la homeostasis o la autorregulación del estado interno del cuerpo.
- Ayuda al riñón a tener una correcta regulación del Potencial de hidrógeno (pH)
- La ventilación pulmonar ayuda a regular la presión parcial de oxígeno y CO₂.
- Colabora con el sistema cardíaco en la oxigenación de los tejidos y la expulsión del CO₂.
- Contribuye con el calentamiento y la humidificación del aire que se inspira [8].

2.3 Enfermedades obstructivas restrictivas del flujo respiratorio

Una enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) es progresiva y causa dificultades para respirar. Está “caracterizada por limitación al flujo aéreo, la cual no es completamente reversible. La limitación al flujo aéreo es comúnmente progresiva y se asocia con una respuesta inflamatoria anormal de los pulmones por la exposición a partículas nocivas y gases” [9]. Estas enfermedades causan todo lo cual produce mucosa,

falta de aliento, sensaciones de opresión en el pecho, entre otros síntomas. Comúnmente se presentan por la exposición a gases irritantes y por fumar tabaco o estar expuesto al humo [10]. Las enfermedades pulmonares crónicas obstructivas más comunes son los enfisemas, la bronquitis crónica, el asma y actualmente el COVID-19. Regularmente estas patologías pueden ser prevenidas o tratadas, aunque también pueden ser genéticas [11].

El asma afecta al siete por ciento de la población mexicana y de acuerdo con la secretaría de salud pública, los síntomas se manifiestan en los primeros cinco años de vida para el 80% de los adultos con asma. El COVID-19 presenta un aumento alarmante de casos mundialmente y en México se reportan alrededor de 870 mil casos actualmente de acuerdo con el monitoreo realizado por la universidad autónoma de México (UNAM) [1]. Ya que estas enfermedades requieren de terapia respiratoria y actualmente los centros de salud están saturados o bajo medidas estrictas de sanidad, mi colaboración es proponer un modelo de un dispositivo digital para la medición de flujos respiratorios vía remota con comunicación bluetooth. El dispositivo se destina para hacer la terapia respiratoria accesible a los pacientes y al mismo tiempo crear un canal de comunicación con los médicos para monitorear la recuperación y efectividad de la terapia en sus pacientes. A continuación, se da una idea general de algunas enfermedades pulmonares obstructivas crónicas.

2.3.1 Hipoxia

La hipoxia es una enfermedad que se presenta por una falla en el suministro adecuado de oxígeno al tejido. Esto puede ser causado por bajo flujo de sangre a los tejidos o por bajas concentraciones de oxígeno en la sangre. La presencia de hipoxia puede causar hipoventilación, una desigualdad entre la ventilación y la perfusión (V/Q), y una derivación de derecha a izquierda (se refiere al paso de la sangre del lado derecho del

corazón hacia el izquierdo sin ser oxigenada). La hipoventilación en consecuencia crea una obstrucción en las vías respiratorias por un edema en la laringe, o una sensación de movimientos restrictivos de las paredes del pecho e inclusive puede llevar a enfermedades neuromusculares. Por otra parte, la relación ventilación-perfusión puede tener dos alternativas: disminuir o aumentar. Se identifica como alta perfusión cuando disminuye esta relación, significando daños en la ventilación. Si la relación aumenta existen daños en la perfusión (paso de sangre por los capilares), causando reducción del área para el intercambio de gases.

El tratamiento para la hipoxia consiste en mantener una buena permeabilidad en las vías respiratorias, lo cual se logra utilizando succión, maniobras que prevengan la oclusión de la garganta y en algunos casos la colocación un tubo endotraqueal. Otra alternativa es incrementar la fracción de oxígeno inspirado para que exista un intercambio de gases más efectivo. Se pueden utilizar dispositivos de bajo o alto flujo como mascarillas para respirar, una cánula nasal y un mezclador de aire con oxígeno [12].

2.3.2 Asma

De acuerdo con el *National Heart, Lung and Blood Institute* el asma es una enfermedad que puede ser crónica o a largo plazo puede causar inflamación y estrechamiento de las vías respiratorias. Los síntomas incluyen episodios de tos, falta de aire y opresiones en el pecho y pueden ser desde leves hasta severos; los episodios pueden ocurrir esporádica o diariamente. Cuando los síntomas empeoran se le llama un ataque de asma y esta enfermedad afecta a personas de todas las edades, pero comúnmente comienza en la infancia [13]. De acuerdo con el *Mayo Clinic* las causas del asma son inciertas, pero generalmente se relacionan con una combinación de factores ambientales y genéticos. Los síntomas del asma se pueden presentar por diferentes motivos, tales como: ejercicio,

un sentido ocupacional (si se está expuesto a gases), polvo o vapores químicos, y finalmente el inducido por una serie de alergias.

El tratamiento para el asma consiste en identificar las causas que desencadenan los episodios para evitar su ocurrencia. El tratamiento preventivo a base de medicamentos toma en cuenta factores como la edad y las causas del asma para mantener al paciente bajo control. Los medicamentos tomados por un largo plazo ayudan a desinflamar las vías respiratorias, mientras que los inhaladores abren rápidamente las vías obstruidas cuando hay limitaciones para respirar [14].

2.3.3 Hipercapnia/ fallo de respiración aguda:

Las fallas respiratorias hipercápnicas se presentan cuando hay un exceso de dióxido de carbono y concentraciones de oxígeno normales en la sangre. La mayoría de las veces esto sucede por la hipoventilación y la inhabilidad de la respiración correcta. En casos más específicos se podría presentar por apnea del sueño, sobrepeso, y actividades que limiten a la persona a respirar aire fresco. Los síntomas de la hipercapnia incluyen mareos, dolores de cabeza, desorientación, y falta de aire. Esto a su vez puede ser provocado por bronquitis crónica y enfisemas. Los tratamientos disponibles para la hipercapnia son la ventilación asistida para asegurar la correcta respiración, medicamento, terapia de oxígeno o rehabilitación pulmonar con dieta, ejercicio y rutinas específicas [15].

2.3.4 Bronquitis

La bronquitis es una enfermedad en la cual las vías respiratorias en los pulmones se inflaman, causando tos con mucosa; puede ser crónica o aguda. La bronquitis aguda se puede desarrollar por una infección viral como un resfriado. Por otra parte, la bronquitis crónica dura meses, presenta una tos persistente, y recurrencia después de dos años. Los fumadores, asmáticos, o aquellos que presentan un cuadro de alergias son más propensos

a padecer bronquitis crónica. Para el diagnóstico de esta enfermedad se realizan exámenes de sangre buscando infecciones o una placa de rayos-x de los pulmones y tubos bronquiales para detectar anormalidades.

2.3.5 COVID-19

El COVID-19 proviene de la familia de virus conocida como coronavirus, los cuales puede afectar a animales y humanos. Actualmente se conoce que esta patología es una infección respiratoria que puede ser desde un resfriado hasta enfermedades graves como MERS o un síndrome respiratorio agudo severo (SRAS) [16]. Los síntomas más comunes son fiebre, cansancio, tos seca, y cuerpo cortado, pero también se puede presentar congestión nasal, dolor de garganta e inclusive diarrea. Los síntomas generalmente son leves o nulos para personas con un cuadro de salud normal, pero las personas mayores o con enfermedades subyacentes como problemas cardiacos, diabetes o hipertensión pueden ser propensos a desarrollar una enfermedad más grave. Aun no existe ningún tratamiento o vacuna específica para tratar el COVID-19 pero se puede recibir atención hospitalaria para aliviar los síntomas que se presentan.

2.4 Resumen

En este capítulo se presentó el funcionamiento general del sistema respiratorio, los procesos que se involucran en la dinámica respiratoria y las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas, se puede comprender el funcionamiento, las mediciones y el análisis de estas realizadas en un espirómetro. En el siguiente capítulo se explora más a detalle la espirometría.

Capítulo III. Espirometría

3.1 Introducción

Para poder diseñar correctamente el espirómetro de turbina es importante plantear una idea general de la espirometría. En este capítulo se explica la teoría en la que se basa el funcionamiento de un dispositivo espirométrico, los tipos de pruebas espirométricas, las mediciones espirométricas, como se interpretan las mediciones, los dispositivos existentes en el mercado, y las terapias de respiración alternas.

3.2 Espirometría

La espirometría es el estudio funcional más realizado para medir los volúmenes pulmonares y la velocidad del flujo de aire espirado a partir de la capacidad vital en función del tiempo. Su principio de funcionamiento está basado en los volúmenes pulmonares y las diferentes velocidades en las cuales se movilizan. Generalmente la espirometría proporciona los siguientes datos [17]:

- Intensidad ventilatoria
- Variaciones funcionales cuando existe la influencia de tratamiento, y de esfuerzo físico
- Flujo máximo medido en un periodo de tiempo
- Consumo por minuto de oxígeno
- En qué estado se encuentra la mecánica ventilatoria

La prueba espirométrica es ampliamente utilizada por su técnica no invasiva, sencillez para realizar e interpretar, su bajo costo y por su capacidad amplia para el diagnóstico de diferentes EPOC. Los principales factores que influyen a la espirometría son la talla, edad, género, etnicidad y los factores técnicos del usuario. En la literatura se menciona la

existencia de una diferencia en la función pulmonar dependiendo de la raza o etnicidad [18].

Los espirómetros con modalidad digital utilizan un neumotacógrafo, el cual se encarga de convertir la señal física del flujo de ventilación en una señal eléctrica, un circuito eléctrico para el acondicionamiento analógico de la señal, una tarjeta de adquisición de datos, un programa encargado de procesar los datos, una interfaz de comunicación para el usuario con la prueba espirométrica y una base de datos para el almacenamiento y la administración de las mediciones o datos espirométricos adicionales.

3.1 Tipos de pruebas espirométricas

Existen dos técnicas espirométricas: la simple o estática y la prueba forzada; ambas sirven para poder conocer el estado del paciente y recolectar mediciones necesarias de la prueba. Es importante mencionar que la prueba forzada es usada con más frecuencia por su amplia variedad de resultados.

3.1.1 Espirometría simple

Para la realización de esta prueba se le pide al paciente que respire tranquilamente por un intervalo de tiempo. Seguida de la respiración normal se le pide que realice una inspiración máxima seguida de una exhalación completa hasta que haya una sensación de vaciado completo de los pulmones; después se debe respirar de manera pausada. El resultado de esta prueba es una gráfica donde se muestran los volúmenes y capacidades pulmonares del paciente en reposo.

3.1.2 Espirometría forzada

Para la realización de esta prueba se le pide al paciente que realice una inspiración máxima y después se debe hacer una espiración forzada o espirar el aire de manera

potente y prolongarla lo más posible. En esta clase de espirometría se obtienen dos gráficas resultantes: (1) que muestra el aumento del volumen que se espiro en relación con el tiempo (gráfica de volumen/tiempo) y (2) la gráfica de flujo volumen, que indica la conducta del flujo con relación al aumento del volumen. La primera gráfica establece el tiempo de espiración normal, con duración aproximada de seis segundos; por otra parte, la segunda gráfica sirve como apoyo para detectar posibles errores durante la realización de la prueba los cuales no se pueden detectar en la gráfica de volumen/tiempo.

3.2 Mediciones espirométricas

Las mediciones espirométricas resultantes de cada tipo de prueba mencionada anteriormente son diferentes y se presentan a continuación. Para la prueba de espirometría simple se pueden obtener 4 mediciones y resulta la gráfica que se presenta en la figura 3.1.

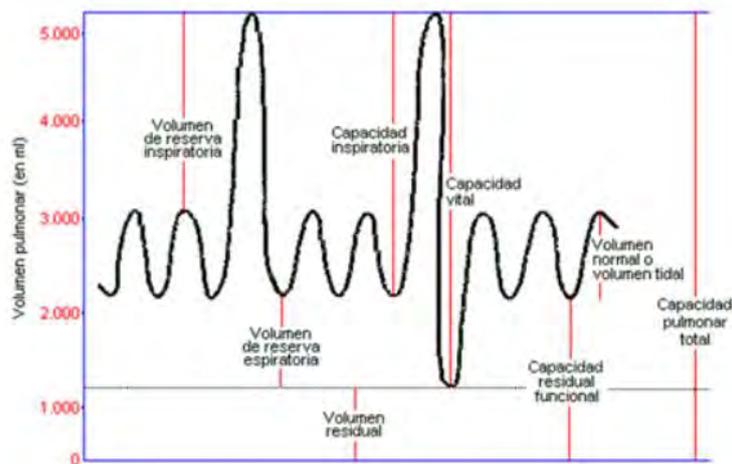


Figura 3.1: Volúmenes y capacidades pulmonares. [19]

Los valores que se presentan son aproximados y pueden variar dependiendo del paciente que se realice la prueba:

1. Volumen normal/volumen corriente/volumen tidal (V_t o V_C): es el volumen de aire que se inspiró o espiró durante una respiración normal (500 ml).

2. Volumen de reserva inspiratoria (VRI): es el volumen máximo inspirado a partir del VC. (3000 ml).
3. Volumen de reserva espiratoria (VRE): es el volumen máximo espirado a partir del VC. (1100 ml).
4. Capacidad vital (CV): es la cantidad máxima de aire que el paciente puede expulsar de los pulmones después de haber realizado una inspiración máxima. Se calcula de la siguiente manera (4600 ml) [19].

$$CV = Vt + VRE + VRI \quad (3.1)$$

La espirometría no logra calcular el volumen residual y la capacidad pulmonar total, por lo que se necesita utilizar una pletismografía corporal.

La prueba de espirometría forzada proporciona a los especialistas las siguientes mediciones:

1. Capacidad vital forzada (FVC): es el volumen que se espira después de realizar una espiración forzada, a la cual la antecedió una inspiración máxima.
2. FEV1: es el volumen máximo espirado durante el primer segundo de la espiración forzada.
3. La relación FEV1/FVC resulta en el porcentaje de volumen total expirado en el primer segundo de la prueba espirométrica.
4. El flujo espiratorio máximo (FEF) entre el 25 y 75 por ciento y la duración entre este cambio puede auxiliar en el diagnóstico de vías aéreas estrechas [19].

Las mediciones en las que se enfocara el dispositivo de terapia son el flujo máximo espirado y el flujo pico normal por lo cual se explican más a detalle a continuación.

3.2.1 Flujo máximo espirado

El flujo máximo espirado mide la velocidad máxima a la cual una persona puede hacer una exhalación forzada desde los pulmones en un solo respiro y ayuda a determinar qué tan abiertas están las vías respiratorias [20]. En personas saludables, esta medición no presenta variaciones notables día con día, pero en el caso de los pacientes asmáticos o con una enfermedad pulmonar obstructiva crónica, el valor disminuye ante la presencia de un episodio de asma o cuando los medicamentos no están teniendo los efectos deseados.

Esta medición es importante por el cambio gradual del asma y la medición del flujo máximo puede mostrar cambios antes de que aparezcan síntomas o se empeore la condición del paciente. Al igual, puede mostrar los efectos ocasionados por un tratamiento médico en relación con su efectividad para tratar la enfermedad. De igual manera, puede ayudar al especialista a determinar la severidad de un episodio para decidir cuándo utilizar un remedio urgente tales como, un inhalador o un desinflamatorio intravenoso, y cuando acudir por ayuda profesional.

3.2.2 Flujo pico normal:

Un flujo pico normal es una medición la cual está influenciada por la edad, estatura, sexo y raza de la persona. Se puede obtener un estándar que compare al paciente asmático con la población que no sufre de problemas respiratorios. Se recomienda que al paciente se le mida su capacidad respiratoria para determinar su flujo pico normal, y así reconocer cambios y tendencias en la EPOC que presente.

Para que el paciente pueda obtener la medición personalmente debe seguir los pasos presentados a continuación:

1. Primero el usuario debe asegurarse que el marcador se encuentre en el número más bajo de la escala.
2. Después se debe asumir una posición erguida preferiblemente sentado, tomar una inhalación profunda y ajustar sus labios para que sellen la boquilla; la lengua debe mantenerse alejada de la boquilla para que no obstruya el paso del aire.
3. Finalmente se tiene que soltar el aire de una manera rápida y con fuerza hasta que se sienta un vacío completo de los pulmones [21].

Al finalizar la prueba espirométrica se podrá ver que el marcador se desplazó y generó una lectura para registrar. Se recomienda realizar la prueba tres veces para asegurarse que la prueba espirométrica fue realizada correctamente, esto se puede comprobar si las mediciones se encuentran en un rango parecido. Se recomienda que las mediciones se hagan a la misma hora del día todos los días, al igual que antes y después de que se administre algún medicamento [21].

3.3 Interpretación de la prueba espirométrica

Para interpretar esta medición, la *American Lung Association*, propone un modelo el cual se basa en las luces de un semáforo para categorizar la prueba espirométrica y detectar mejoras, permanencia o deterioros del asma. Una vez que se obtiene el flujo espiratorio máximo normal de la persona, este se utiliza como base para comparar las próximas mediciones realizadas. Las zonas del modelo propuesto se muestran a continuación [21]:

- Zona verde:

Si la medición se encuentra en el rango de 80-100% en comparación del flujo espiratorio máximo normal, significa que todo está bien y que el asma está bajo un control razonablemente bueno.

- Zona Amarilla:

Si la medición se encuentra en el rango de 50-80 % significa que hay que tomar ciertas precauciones. Lo que probablemente esté pasando, es un estrechamiento en las vías respiratorias, lo cual puede requerir tratamiento.

- Zona Roja:

Menos del 50 % señala una alerta médica, la cual requiere que se tomen decisiones y acciones inmediatas. Esto podría indicar un estrechamiento severo de las vías respiratorias. En este caso, se recomienda tomar los remedios de urgencia lo más pronto posible [21].

3.4 Dispositivos disponibles en el mercado

La actuación de los aparatos médicos es muy importante para cumplir con diferentes funciones, ya sean de diagnóstico, rehabilitación, tratamiento, entre otros. En ese apartado se estarán analizando los métodos más representativos para la espirometría, también se presentarán dispositivos disponibles en el mercado.

3.4.1 Espirómetros con restricción al flujo

El *TruZone Peak Flow Meter* de la marca Trudell se utiliza principalmente para medir los cambios del funcionamiento de los pulmones y puede ayudar a identificar desencadenamientos que hagan más grave el asma u otras enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. La escala graduada del dispositivo que se puede visualizar en la figura 3.2 presenta tres marcas la cuales indican: (1) asma controlado, (2) asma en condiciones de deterioro y (3) el asma cuando hay que tomar acción inmediata en vista de los resultados [22].

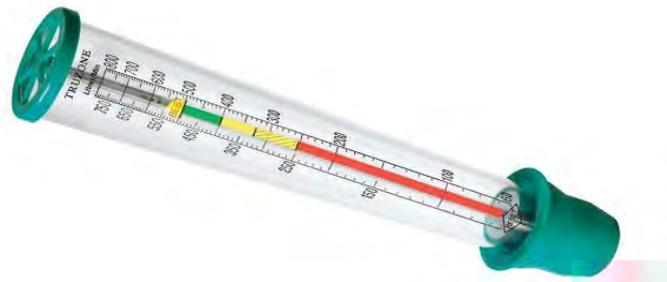


Figura 3.2: *TruZone Peak Flow Meter* [23]

El aparato tiene la siguiente modalidad de uso: Primero se debe tomar una inhalación profunda y los labios deben de colocarse alrededor de la boquilla para sellarla por completo. Enseguida, se sopla hacia el dispositivo lo más fuerte y rápido posible hasta sentir que se vacían los pulmones; y finalmente se registra el resultado.

Como se puede intuir, el dispositivo mide la capacidad para sacar el aire de los pulmones. Existen dos tipos de dispositivos, los de bajo rango, que se utilizan para infantes, y los de rango estándar que se utilizan para niños, adolescentes y adultos. Lo anteriormente mencionado es debido a que los adultos tienen vías respiratorias más amplias por ende requiriendo un rango mayor. Los beneficiarios principales para el uso de esta clase de dispositivos son los siguientes:

- Las personas con asma moderado o severo, específicamente los que tienen un diagnóstico nuevo o alguien que toma medicina controlada, pueden beneficiarse de un medidor de flujo pulmonar.
- Otros usuarios son aquellos que padecen de bronquitis crónica y enfisemas pulmonares.

El instrumento de medición se debe de utilizar por un usuario con asma controlado y que conoce su velocidad de espiración normal y solo si es que siente que su asma empeora.

En el caso de padecer asma más severa se pueden realizar mediciones diarias.

El dispositivo requiere de un continuo mantenimiento el cual consta de cuidado y limpieza, ya que, si se acumula polvo u otras obstrucciones, podría afectar el funcionamiento del aparato. Si se utiliza cuando se tiene un resfriado u otra infección respiratoria se pueden almacenar gérmenes o mucosa por lo cual es importante mantener el dispositivo sanitizado. Para limpiar el dispositivo se recomienda remojarlo en agua tibia enjabonada por cinco minutos. Después se debe enjuagar con agua limpia y se debe dejar secar en una toalla. La boquilla se debe remover y limpiar de manera separada [20].

3.4.2 Espirómetros de Incentiva

Existen otros dispositivos que tienen una orientación más cercana a la terapia respiratoria o a la rehabilitación. Los espirómetros de incentivo deben su nombre a que presentan un reto para el usuario, el cual se debe lograr mediante el uso continuo del instrumento. El *Incentive Spirometer Air X* se muestra en la figura 3.3, y se consideró, ya que es uno de los más populares en el mercado. La *Cleveland Clinic* señala que un espirómetro de incentivo es un dispositivo que se utiliza para ayudar a los pulmones a recuperarse después de una cirugía o por enfermedades pulmonares [24]. Esta técnica también se le conoce como máxima inspiración sostenida y sirve para mantener los pulmones activos y en recuperación para retomar actividades de la vida diaria. Al utilizarlo se desea imitar un bostezo natural para así incrementar la presión transpulmonar y los volúmenes respiratorios, ocasionando que los músculos inspiratorios tengan una mejora en su rendimiento. Al igual se pueden observar incrementos en la capacidad vital forzada. En este dispositivo se puede ajustar la resistencia del instrumento dependiendo de las necesidades del paciente.



Figura 3.3: *Incentive Spirometer Air X*. [25]

Las indicaciones para el correcto uso del espirómetro de incentiva se obtuvieron del manual *Incentive Spirometer by Vitality Medical* y son las siguientes [26]: (1) primero el usuario debe sostener el dispositivo frente a él en una posición recta y hacer una espiración, terminada esta, se deben sellar los labios alrededor de la boquilla, (2) posteriormente se inhala por la boca, despacio y profundo, ocasionando que el pistón se eleve, mientras que los sacos de aire en los pulmones se abren, (3) Después se debe observar que el rotámetro se mantenga en la misma posición, (4) finalmente se debe retener la respiración de tres a cinco segundos para espirar lentamente, continuado por respiraciones normales hasta que el pistón regrese al punto más bajo de la cámara. Se recomienda repetir el proceso diez veces con el espirómetro de incentiva y al final toser para remover las secreciones que pudieran acumularse en los pulmones.

Cuando se utiliza el dispositivo normalmente se realizan de cinco a diez respiraciones por sesión, y dependiendo del padecimiento del paciente se podría llegar a usar hasta cien veces al día. Algunos de los beneficios de los espirómetros de incentiva son: (1) la facilidad para realizar ejercicios de respiración, (2) facilidad de calibración y (3) la simplicidad de lectura [27].

3.4.3 Dispositivos de entrenamiento respiratorio

El dispositivo de respiración Frolov se utiliza para el entrenamiento respiratorio y está avalado por ensayos clínicos en Rusia para tratar asma, bronquitis, hipertensión, entre otras patologías [28]. Este dispositivo el cual se puede observar en la figura 3.4, se recomienda para el tratamiento y rehabilitación de enfermedades crónicas respiratorias. El principio de operación consiste en simular una respiración con resistencia provocada por una cantidad de agua la cual se ajusta dependiendo a la edad del usuario. Durante los ejercicios de respiración los músculos respiratorios se entrenan y fortalecen para aumentar su rendimiento. Además, los músculos de los bronquios y los pulmones se fortalecen, ya que dentro del dispositivo se forma una mezcla de aire con poco oxígeno y hay un incremento moderado de ácido carbónico.



Figura 3.4: Dispositivo *Frolov's* para el entrenamiento respiratorio. [29]

Los ejercicios para adultos saludables deberían de realizarse diariamente por un periodo de dos a tres meses y cada sesión debe tener una duración de tres minutos con 18-20 ml de agua. Se debe asumir una posición en la cual la espalda esté recargada ya sea sentado o acostado, pero siempre sosteniendo el dispositivo de forma recta. Las respiraciones deben hacerse teniendo especial conciencia en el diafragma, la inhalación debe durar

alrededor de dos segundos y la exhalación alrededor de cinco segundos. Este ciclo tiene que continuar hasta finalizar la duración del ejercicio. Este dispositivo se limpia con agua y un detergente suave después y antes de su uso.

3.5 Terapias respiratorias alternativas

3.5.1 Terapia de respiración alterna y método de *Subtle Touch*

En el *Journal Clinics Sao Paulo*, se menciona un experimento en el cual se utiliza el reentrenamiento de la respiración y el método de *Subtle Touch* para reducir la ansiedad, agorafobia y la dificultad respiratoria en pacientes asmáticos. El reentrenamiento de la respiración consiste en seis ejercicios fisioterapéuticos: (1) el paciente se debe recostar en una posición relajada e inhalar por la nariz y exhalar por la boca, pero apretándola de manera que se deje solo un pequeño hueco con los labios en forma de embudo para dejar salir el aire. (2) el segundo ejercicio consiste en realizar compresiones manuales sobre el pecho para lograr una espiración pasiva, (3) el tercer ejercicio consiste en llevar a cabo una respiración diafragmática, (4) Como cuarto ejercicio se modifica la postura a una posición erguida o recta y (5) se realizan maniobras inspiratorias como modalidad de hipo, (6) finalmente se realizan veinte repeticiones de bombeo utilizando los músculos de la fascia [30].

Por otra parte, el método de *Subtle Touch* utiliza ambas manos sobre el tórax en diferentes posiciones y con diferentes cantidades de presión. Se comienza con las manos sobre la piel por tres respiraciones con exhalaciones lentas, después toques suaves son aplicados sobre el tórax por tres respiraciones más y finalmente se realizan tres respiraciones con solo el toque de las yemas de los dedos y se permanece completamente quieto por otras tres respiraciones [30].

El experimento presentó resultados favorables, ya que disminuye la recurrencia de pánico con los ataques de pánico y la agorafobia. Por otra parte, no mostró cambios en los valores de las espirometrías realizadas en cada paciente.

3.6 Resumen

En este capítulo se expuso una idea general de la espirometría. Se explico la teoría en la que se basa el funcionamiento de un dispositivo espirométrico, los tipos de pruebas espirométricas que se pueden realizar, las mediciones que se pueden extraer de una prueba espirométrica, se propone un método de interpretación para dichas mediciones, se expone a detalle los dispositivos existentes en el mercado actual, y las terapias de respiración alternas, así como la técnica de *subtle touch*.

Capítulo IV. Descripción del proyecto

4.1 Introducción

En el siguiente capítulo se exponen los objetivos, metas y la hipótesis planteada para el proyecto. La metodología a seguir durante el proyecto se explica a detalle y también se realiza una evaluación de alternativas para el principio de funcionamiento del dispositivo, el tipo de sensor y el método de transmisión de datos que se estarán utilizando. Finalmente se detallan las especificaciones que debe de seguir el dispositivo que se va a diseñar.

4.2 Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un dispositivo biomédico para terapia respiratoria que permita medir el flujo máximo espiratorio, que sea accesible, remoto y con la posibilidad de ser monitoreada de manera telemétrica.

Objetivos Específicos

- Diseñar un modelo tridimensional del dispositivo para terapia respiratoria que se pueda utilizar de manera autónoma.
- Analizar las diferentes alternativas de sensado para la correcta recepción y digitalización de la señal de flujo de aire espirado.
- Realizar el proceso de instrumentación en la señal para convertirla de flujo de aire espirado a una medición de flujo en tiempo real.
- Desarrollar una interfaz para la transmisión de los datos espirométricos hacia un dispositivo móvil, haciendo que el instrumento tenga la capacidad de establecer un canal de comunicación entre el usuario y un médico.

- Integrar las partes que componen al diseño y hacer una simulación de la parte instrumental electrónica del mismo.
- Caracterizar la respuesta de las mediciones obtenidas por el dispositivo creado.

4.3 Metas

- Diseñar un prototipo tridimensional mecánico de turbina con una cámara de medición y una base para la colocación de los componentes electrónicos.
- Realizar la medición de datos con un sensor magnético.
- Utilizar un microcontrolador para lograr la correcta instrumentación de la señal.
- Transmitir los datos medidos en el dispositivo biomédico a un smartphone por medio de un transmisor de bluetooth.
- Desarrollar una simulación interactiva en Proteus donde se integre el desarrollo instrumental, digital, de transmisión y el despliegue de datos.
- Caracterizar los resultados obtenidos y graficarlos para visualizar su linealidad.

4.4 Hipótesis

Es posible crear un dispositivo biomédico de terapia respiratoria telemático a partir del diseño de un espirómetro de turbina que utilice como elemento sensor un transductor de efecto hall, un Arduino como sistema de procesamiento, un transmisor bluetooth con una terminal virtual que simule un dispositivo móvil para la visualización de las mediciones.

4.5 Metodología

Para diseñar el espirómetro de turbina se realizó una investigación de mercado sobre los dispositivos existentes, así como las posibles alternativas del diseño, entre las cuales se realizó una discriminación entre tipos de sensores. Después se realizó la parte mecánica y eléctrica del proyecto para después incorporar la comunicación entre el dispositivo y un

smartphone. Finalmente se integran todos los sistemas y se realizan pruebas de la simulación y se exponen los resultados obtenidos.

4.6 Evaluación de alternativas de diseño

Después de hacer un estudio sobre las técnicas más comunes para la medición de flujo de aire y su aplicación en dispositivos de terapia respiratoria, se encontró que existe una amplia variedad de métodos que permiten cumplir con el objetivo primordial de medir el volumen exhalado-inspirado por una persona. Dentro de las principales alternativas los principios de operación más comunes para un espirómetro son: rotámetro de área variable, presión diferencial y turbina.

A continuación, se expondrá sobre cada uno de estos principios.

4.6.1 Rotámetro

Los rotámetros son elementos que están regidos por el principio conocido como de área variable, el cual consiste en un flotador que cambia su posición dentro de un tubo cónico dependiendo de la acción del flujo que actúa sobre él. El rotámetro es normalmente utilizado por su bajo costo, simplicidad, bajas caídas de presión y su salida lineal. Se podría decir que el rotámetro encuentra su posición de equilibrio cuando la fuerza del flujo entrante se contrarresta con la fuerza de gravedad del flotador, una vez que el área entre el flotador y la pared del tubo cónico deja escapar el fluido excedente. La figura 4.1 ilustra la configuración típica de un rotámetro donde se puede ver el elemento flotador, el tubo cónico y como la posición del flotador se asocia a una escala graduada en unidades de flujo.

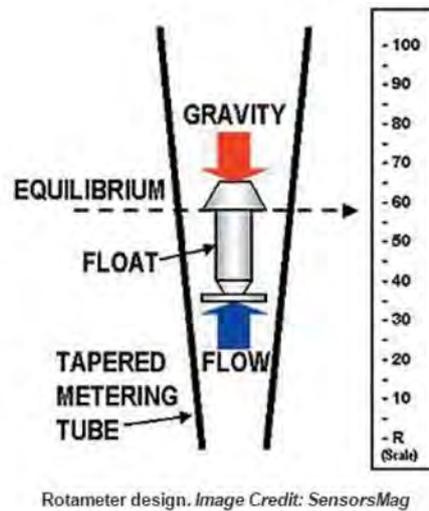


Figura 4.1: Rotámetro de Área variable. [31]

Principio de área variable

El principio de área variable normalmente se utiliza para medir pequeñas cantidades de flujo, donde es necesario algún tipo de indicación local, como es el caso del espirómetro Trudell. El tubo con aspecto cónico del instrumento puede ser de plástico o de vidrio para poder visualizar la posición del flotador para relacionarlo con la escala, lo que se convierte en una desventaja de esta clase de instrumentos cuando se quiere utilizar como un transmisor dado que su función básica es de un indicador. Las características de un tubo de área variable de vidrio nos da las siguientes ventajas: (1) puede observarse la posición del rotámetro dentro del tubo e indica el flujo, (2) poca pérdida de presión y una indicación directa del flujo sin necesidad de una fuente de poder, (3) detecta flujos muy bajos de líquidos, gases y hasta fluidos viscosos, (4) no permite fluidos con sólidos en suspensión, (5) cuando utilizan el principio de gravedad como oposición al flujo el rotámetro siempre debe estar en posición vertical [32].

Flujómetro de área variable

El flujómetro de área variable se puede considerar como un flujómetro de presión diferencial, a diferencia de que no mide la caída de presión a través de un orificio fijo; en

cambio la caída de presión se toma como constante y el área del orificio varía para empatar al flujo. El rotámetro que utiliza el espirómetro Trudell no es del tipo manejado por gravedad, ya que usa un resorte como resistencia en vez de la gravedad, y por lo tanto se puede utilizar e instalar en cualquier posición [22].

4.6.2 Principio de presión diferencial

Para medir el flujo con la presión diferencial se utiliza el principio de Bernoulli, el cual establece que “la velocidad de un fluido se relaciona con la presión del fluido” [33]. Esta ecuación “relaciona la presión, la velocidad y la altura de dos puntos cualesquiera (1 y 2) en un fluido con flujo laminar de densidad constante” [33].

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g h_2 \quad (4.1)$$

donde: P_x es la presión estática

ρ es la densidad del fluido

V_1 es la velocidad antes de la restricción

V_2 es la velocidad después de la restricción

h_1 es la altura antes de la restricción

h_2 es la altura después de la restricción

g es la aceleración de la gravedad

En la ecuación (4.1), la energía potencial se cancela, ya que la altura en todos los puntos de la medición es constante obteniéndose la ecuación 4.2:

$$\frac{V_1^2}{2} + \frac{P_1}{\rho_0} = \frac{V_2^2}{2} + \frac{P_2}{\rho_0} \quad (4.2)$$

Se simplifica la ecuación de la siguiente manera:

$$(V_1^2 - V_2^2) = \frac{2}{\rho} (P_1 - P_2) \quad (4.3)$$

$$\sqrt{V_1^2 - V_2^2} = \sqrt{\frac{2}{\rho} \Delta P} \quad (4.4)$$

$$\Delta V \propto \sqrt{\frac{2}{\rho} \Delta P} \quad (4.5)$$

Ya que el flujo que sale de una persona es tan bajo, se considera un flujo laminar. En el caso de flujo laminar se puede eliminar la proporcionalidad de la ecuación 4.5 por igualdad introduciendo una constante k_1 que depende de las características de la restricción para obtener el flujo en volumen [34].

$$\Delta V = k_1 \sqrt{\frac{2}{\rho} \Delta P} \quad (4.6)$$

A este principio se le aplica la ley de la conservación de la tasa de flujo de volumen para resultar en:

$$Q_1 = Q_2 \quad (4.7)$$

$$Q \propto \Delta V \quad (4.8)$$

Al igual se toma en cuenta que el flujo está constituido por la multiplicación del área y su velocidad correspondiente, resultando en la ecuación 4.9.

$$A_1 V_1 = A_2 V_2 \quad (4.9)$$

Todas las ecuaciones en conjunto logran asociar el flujo tomando en cuenta el área y la velocidad del sistema.

Se utiliza un elemento deprimogeno o un elemento que al ser instalado genera una diferencia de presiones que “se vincula con el caudal que circula, en una relación determinable” [35]. Cuando se reduce el área por donde pasa el caudal, aumenta la velocidad de este y considerando la conservación de la energía total del sistema, la presión estática debe reducirse después de la restricción. Algunos ejemplos de deprimógenos son el tubo de Pitot, la placa de orificio, mallas de neopreno y el tubo de Venturi, entre otros.

La primera toma de presión se coloca antes del estrangulamiento del tubo y la segunda toma de presión después del deprimógeno para crear una diferencia de presiones. El medidor de presión diferencial (MPX10DP) es un componente electrónico de bajo costo, el cual convierte una diferencia de presión en un voltaje de salida proporcional a la presión. El principio de funcionamiento consta en una celda de presión diferencial que tiene una galga extensiométrica y un diafragma conectados a un amplificador diferencial para poder obtener la diferencia entre las dos mediciones. A continuación, se muestra una simulación del circuito en el cual hay dos galgas extensiométricas que producen un voltaje diferencial dependiendo de la deformación generada y que al usar el amplificador diferencial arrojan un voltaje proporcional a la diferencia de presión. Cabe señalar que las dos galgas están colocadas en ambos lados del diafragma generando una respuesta diferencial.

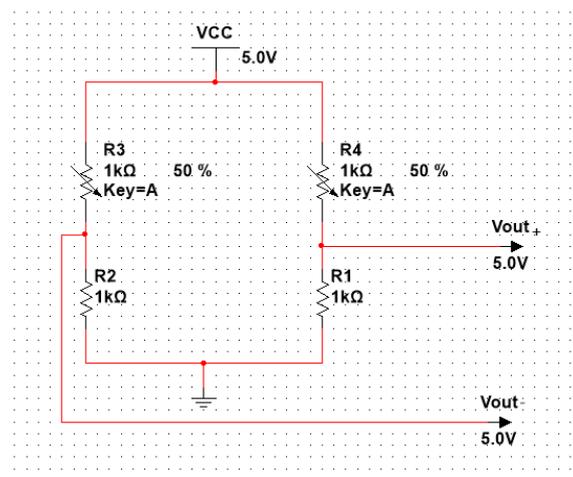


Figura 4.2: Circuito de MPX10DP

El elemento deprimógeno más común es la placa de orificio, que consiste en una placa metálica con una apertura que crea una restricción al flujo. Dentro de sus beneficios se encuentran: sencillez al medir el flujo, bajo costo, fácil instalación y reproducción.

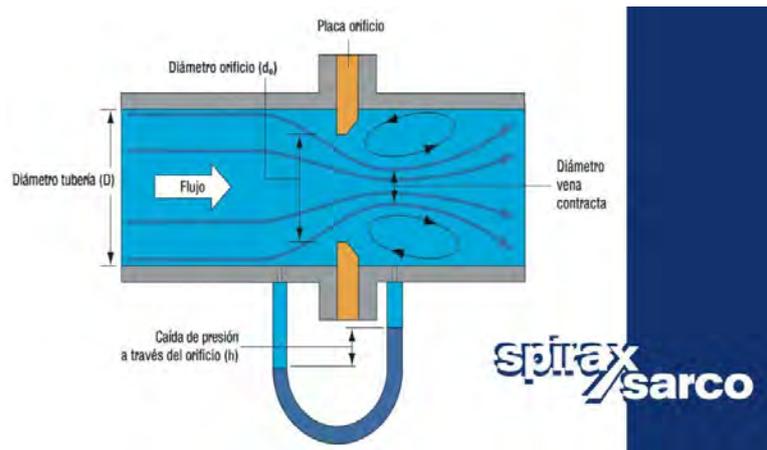


Figura 4.3: Funcionamiento de placa de orificio. [36]

4.6.3 Turbina

La medición de flujo utilizando de una turbina es por medio de velocidad. Una turbina consiste en un rotor que gira cuando pasa un flujo. Hay dos tipos de flujómetros de turbina, los de un solo rotor y los duales. Este tipo de instrumento puede ser utilizado para líquidos limpios, gases y vapores. Cuando el flujo hace que la turbina gire, se genera una velocidad y al multiplicarla por el área del tubo donde está colocada se puede encontrar el flujo de acuerdo con la ecuación 4.9. Se pueden utilizar varios tipos de transductores para captar la velocidad de la turbina, entre los cuales los más comunes son ópticos y magnéticos.

Los de tipo magnéticos requieren de un imán acoplado uno o varios álabes de la turbina para que pasen cerca de bobinas sensibles al campo magnético. Dependiendo de la cantidad de álabes y en cuales se colocan los imanes se puede determinar la velocidad al relacionar las rotaciones y los pulsos que se detectan por un sensor de campo magnético pudiendo ser un sensor de efecto Hall. Por la simplicidad del cálculo y la máxima precisión de la turbina, este fue el principio que se eligió para el funcionamiento del espirómetro objeto de este trabajo. La figura 4.4 muestra de manera general los elementos necesarios para implementar un espirómetro de este tipo.

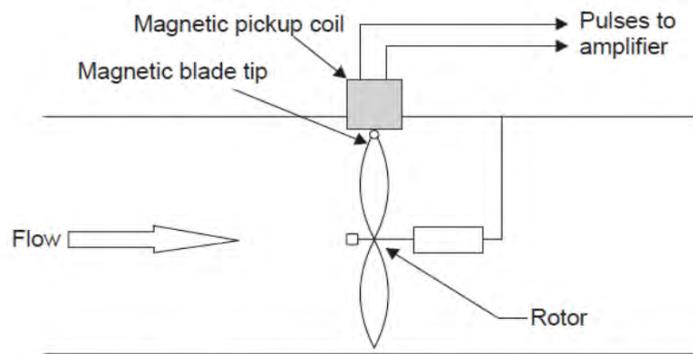


Fig. A simple Turbine Flow meter InstrumentationForum.com

Figura 4.4: Modelo de flujómetro de turbina. [37]

Para la transmisión de la señal a un *smartphone* se puede hacer por medio de wifi o por un módulo bluetooth. Después de un análisis se eligió utilizar un módulo bluetooth por su compatibilidad con Arduino, su fácil programación, bajo costo, y excelente rango de alcance.

ESPI4.7 Especificaciones

El dispositivo por diseñar debe tener las siguientes especificaciones:

- Alimentación: 5-9 Volts de corriente directa
- Rango de edad de uso: 8-90 años. Este rango se elige contemplando las piezas sueltas del espirómetro y el riesgo de asfixia que existe.
- Flujo mínimo y máximo: 20 L/min - 600 L/min
- Alcance del módulo Bluetooth: 5-10 metros
- Frecuencia de uso: la prueba inicial se debe realizar 3 veces para confirmar la validez de la prueba. Por otra parte, para la terapia de una EPOC se debe realizar la cantidad de veces que un terapeuta o médico recomiende.
- Clasificación del dispositivo: El dispositivo es de clase 1, ya que no es invasivo, por su bajo riesgo para el organismo y por la evaluación de su eficacia y seguridad.

4.8 Resumen

En este capítulo se expusieron los objetivos, metas y la hipótesis planteada para el proyecto. La metodología por seguir durante el proyecto se explicó a detalle y también se realizó una evaluación de alternativas para el principio de funcionamiento del dispositivo, el tipo de sensor y el método de transmisión de datos que se estarán utilizando. Se eligió la turbina como el principio de funcionamiento, un sensor magnético de efecto hall para el sensado de la señal y el método bluetooth para la transmisión de datos. Finalmente se detallaron las especificaciones a seguir para el diseño del dispositivo.

Capítulo V. Sistema mecánico

5.1 Introducción

En este capítulo se explica el proceso del diseño mecánico, al igual que una detallada descripción de las piezas que se desarrollan para armar el espirómetro. El diseño se realiza tomando en cuenta el cumplimiento de los objetivos previamente planteados, y conservando un diseño minimalista y portable.

Para realizar el diseño se utilizó el software CATIA V5R20, por su especialización en la industria mecánica. Este fue elegido porque existe una amplia cantidad de tutoriales, modelos prediseñados y bibliotecas en línea las cuales auxiliaron en la elaboración del diseño. CATIA permite diseñar cualquier pieza en 3D y darle detalles a nivel industrial, al igual que simular su funcionamiento. Se consideró que este software es más amigable para el usuario que AutoCAD, el cual se especializa en modelados en dos dimensiones en las áreas de ingeniería civil y arquitectura.

5.2 Diseño del espirómetro de turbina

El espirómetro de turbina tendrá las siguientes funcionalidades: medir la capacidad pulmonar y transmitir los datos medidos. El dispositivo consta de seis piezas las cuales se pueden desensamblar para su limpieza y mejor cuidado las cuales son:

1. Tapa con rosca
2. Cámara de medición
3. Soporte
4. Eje
5. Turbina
6. Tapa de base para elementos electrónicos

Las dimensiones utilizadas se eligieron tomando en cuenta la portabilidad del dispositivo y los flujos máximos y mínimos típicos para esta clase de dispositivos sin afectar su funcionalidad. A continuación, se describirán cada uno de estos elementos.

5.2.1 Tapa con rosca

A la tapa del dispositivo se le diseñó con un mecanismo de rosca para facilitar la limpieza del dispositivo, su ensamblaje y para la creación de una cámara cerrada que permitiera medir efectivamente el flujo. La tapa consta de una boquilla con un diámetro exterior de 29 mm, el cual se considera un tamaño ideal para que el usuario lo cubra totalmente con su boca sin que sea demasiado grande y se pueda volver incómodo. La figura 5.1 muestra una perspectiva isométrica de la tapa.

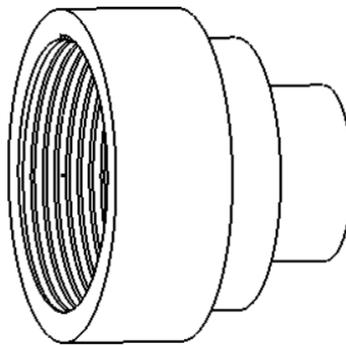


Figura 5.1: Perspectiva isométrica de tapa con rosca

La investigación sobre boquillas desechables arrojó que los tamaños estandarizados son de entre 28-34 mm por lo cual el diseño presentado se encuentra dentro de los rangos permitidos para esta clase de dispositivos. El diámetro interno de la boquilla es de 26 mm al igual que el orificio colocado en la salida de la parte posterior de la cámara de medición para que por ahí salga el flujo de aire sin alterar la dinámica del flujo. Al igual se eligió el color rojo para hacer el dispositivo más atractivo y por su asociación psicológica a la salud, energía, y vitalidad [38]. Los detalles técnicos y el plano de esta pieza se encuentran en el apéndice A.1.

5.2.2 Cámara de medición

La cámara de medición mostrada en la figura 5.2 es la pieza más grande del dispositivo. Tiene un diámetro de 46 mm y una longitud de 83.3 mm. El diámetro de la tapa es ligeramente mayor que el de la cámara de medición para permitir su ensamble a través de una rosca de 36.9 cuerdas por pulgada, que permite ensamblar de manera segura ambas piezas y evitar fugas de aire que podrían alterar la medición. Estas medidas se eligieron tomando en cuenta la comodidad del agarre del dispositivo al momento de utilizarlo. Se consideró que la cámara de medición tiene que ser de un color opaco, ya que al ser transparente y poder observar todos los componentes podría incentivar al usuario de manera errónea al momento de usarlo. Dentro de la cámara existe un soporte fijo y una pestaña para acoplar un soporte removible los cuales se describirán más adelante. La figura 5.2 muestra una perspectiva isométrica de la cámara de medición.

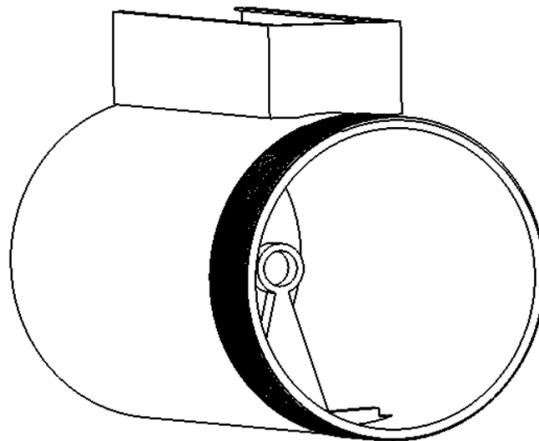


Figura 5.2: Perspectiva isométrica de cámara de medición

Por fuera de la cámara se puede observar una base con una tapa removible (figura 5.3), la cual se utilizará para colocar el microcontrolador, el sensor y el transmisor bluetooth. Se coloca en la parte superior para darle cercanía al sensor y a los imanes de la turbina para que el sensor detecte el campo magnético y cree un pulso el cual después será enviado al

microcontrolador para la instrumentación de la señal. Los detalles técnicos, los planos de la cámara de medición y la tapa de la base para los elementos electrónicos se encuentran en el apéndice A.2 y A.6.

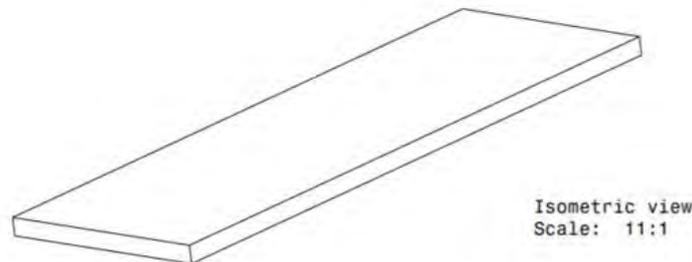


Figura 5.3: Perspectivo isométrica de la tapa de la base para elementos electrónicos

5.2.3 Eje de soporte para turbina y Soporte Removible

La turbina utiliza dos soportes para el eje, para poder girar libremente cuando haya un flujo de aire entrando hacia la cámara. Los soportes tienen una base semicircular para adecuarse a las paredes de la cámara. El soporte cercano a la tapa es removible y se ensambla en una pestaña colocada cerca del borde, la cual es parte de la cámara, mientras que el otro soporte está fijado en la parte central de la cámara. Lo anterior permite ensamblar el eje al soporte fijo para posteriormente colocar la turbina y finalmente colocar el soporte removible. Una vez hecho lo anterior la turbina queda adecuadamente colocada dentro de la cámara de medición sin rozamiento con las paredes de la cámara. Los detalles técnicos y los planos del soporte removible y el eje que detiene la turbina se encuentran en los apéndices A.3 y A.4.

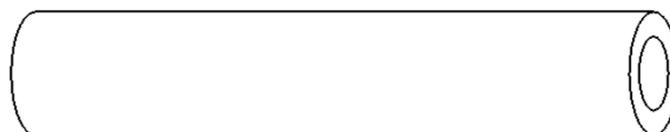


Figura 5.4: Perspectiva isométrica de eje de soporte para turbina

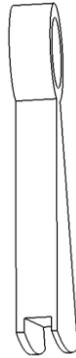


Figura 5.5: Perspectiva isométrica de soporte removible

El diámetro de la turbina y la cámara de medición tienen poca diferencia para permitir que la primera gire sin rozamiento con el interior de la cámara y lo suficientemente cercana para que el imán de medición quede cerca del sensor de efecto Hall y poder generar la señal de la velocidad de la turbina. Por la parte exterior de la cámara se colocará la base donde estará alojado el sensor de efecto Hall. La figura 5.6 muestra una perspectiva frontal de la cámara de medición y la turbina.

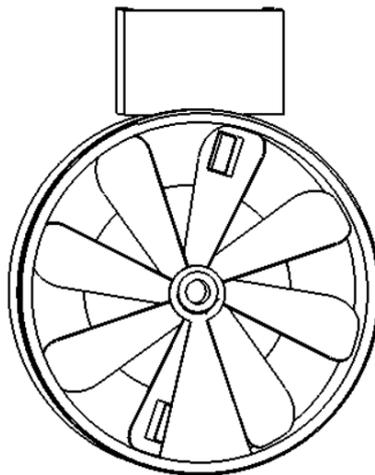


Figura 5.6: Perspectiva frontal de cámara de medición y turbina

5.2.4 Turbina

Para el diseño de la turbina se tomó como referencia un diseño previo de GrabCAD al cual se le hicieron las modificaciones pertinentes para ser ajustado al diseño del dispositivo [39]. La turbina cuenta con ocho álabes de punta redonda como muestra la figura 5.7. Del diseño original se modificó de manera que el centro fuera hueco para colocar un eje que permitirá que la turbina gire libremente mientras está suspendida. Además, en dos álabes diametralmente opuestos se colocó un bisel como base para colocar el imán y evitar vibraciones mecánicas por un desbalance en el sistema. La colocación de los imanes en posiciones diametralmente opuestas hace que la turbina tenga un contrapeso y también eleva la resolución de la medición, ya que se el sensor generará dos pulsos por una rotación completa de la turbina. La figura 5.7 muestra una perspectiva isométrica de la turbina. Los detalles técnicos y el plano de esta pieza se encuentran en el apéndice A.5.

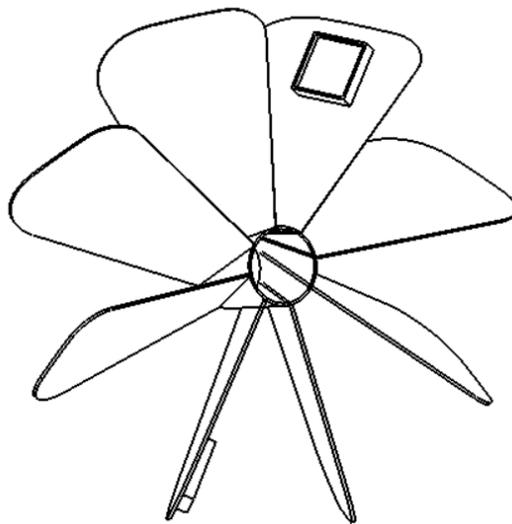


Figura 5.7: Perspectiva isométrica de turbina

5.3 Resumen

En este capítulo se explicó el desarrollo mecánico del instrumento. Al igual se presentaron y describieron a detalle las diferentes piezas mecánicas que formaran parte del espirómetro de turbina. Se cumplen los objetivos del proyecto al crear un dispositivo con un diseño mecánico de las partes del espirómetro que le dan características estéticas y portables.

Capítulo VI. Sistema de instrumentación electrónico, digital y de transmisión

6.1 Introducción

En este capítulo se explica el proceso de la instrumentación electrónica, diseño digital y la creación de la interfaz de transmisión de datos. El diseño se realiza tomando en cuenta el cumplimiento de los objetivos previamente planteados, creando un diseño que tenga alta sensibilidad para la captación de la señal y una transmisión efectiva de la medición hacia un *smartphone*.

6.2 Sensor de efecto Hall

Los sensores magnéticos de efecto Hall, son aquellos que generan un voltaje transversal como respuesta a variaciones de un campo magnético que les atraviesa [40]. El sensor de efecto Hall se utilizará para este proyecto donde la señal de salida de los sensores se acondiciona para que proporcione información de la velocidad de una turbina.

El principio de funcionamiento del efecto Hall se basa en un material semiconductor al que se le aplica un voltaje directo en sus extremos para que los electrones fluyan del polo negativo al polo positivo. Una vez que el material ha sido polarizado, si se le acerca un imán al sensor, la fuerza de Lawrence hará que los electrones se orienten con la dirección del campo magnético acercándose a uno de los polos. Por otra parte, los huecos positivos se acumularán en la parte contraria del semiconductor, la diferencia entre el nuevo posicionamiento de los electrones y los huecos genera un voltaje conocido como el voltaje de Hall. Dada por la siguiente ecuación:

$$V_H = \frac{A_H}{t} IB \quad (6.1)$$

donde: V_H es la tensión de Hall

A_H es el coeficiente de Hall

t es el grosor del material

I es la corriente eléctrica

B es el campo magnético. [40]

El efecto Hall se “manifiesta de manera que cuando entre dos puntos de un semiconductor existe la misma tensión, al colocarlo en un campo magnético exterior aparece una diferencia de tensión” proporcional a la dirección del campo magnético externo [40]. Los sensores Hall son generalmente inmunes a agentes ambientales como: humedad, humo y polvo entre otros, por lo que su duración es prácticamente ilimitada pudiendo trabajar en ambientes agresivos [40]. Otra de las ventajas del sensor magnético es que el campo magnético puede atravesar materiales no magnéticos, y también se puede accionar sin necesidad de exposición directa al objeto [41]. Estas características le dan durabilidad y poca probabilidad de mala calibración al instrumento que lo utilizará.

Los sensores Hall comerciales tienen tres terminales: (1) la terminal positiva de la alimentación, (2) negativo o tierra, (3) la salida. El dispositivo actúa de manera que cuando un imán pasa cerca, la salida conmuta hacia Vcc o hacia a tierra cuando el campo magnético desaparece actúa como un conmutador. En el caso del proyecto se seleccionó el sensor de efecto hall OHN3030U el cual se puede observar en la figura 6.1.



Figura 6.1. Sensor de efecto hall OHN3030U

Este sensor está diseñado para funcionar como un interruptor sin contacto directo, opera en el rango de voltajes entre 4.5 V a 24 V, al igual tiene alta estabilidad para ambientes con temperaturas extremas. El dispositivo de efecto Hall contiene un circuito integrado monolítico que incluye: un elemento Hall, un amplificador lineal, un amplificador de umbral, y un *trigger Schmitt*. El sensor es unipolar y se enciende con un 0 lógico, y cuando se crea un campo magnético en el rango de 205 a 250 Gauss se apaga con un 1 lógico. Para más detalles se puede hacer referencia al extracto de la hoja técnica del sensor OHN3030U en los apéndices C.1 y C.2.

6.3 Instrumentación del espirómetro de turbina

Para que el espirómetro de turbina cumpla con las funcionalidades de convertir el flujo de aire a una señal analógica para posteriormente ser convertida a una señal digital que se pueda ingresar a un microcontrolador para posteriormente ser transmitida a un dispositivo móvil por medio de un transmisor de bluetooth se requiere llevar a cabo el diseño del sistema de procesamiento. Teniendo en mente un diseño lo más compacto posible se hizo un análisis de diferentes Arduino y microcontroladores disponibles en el mercado eligiéndose el JOY-IT Digispark por su tamaño reducido y por sus funcionalidades son suficientes para los propósitos de este proyecto, que son:

- Una entrada digital para el sensor magnético

- Dos pines para la transmisión y recepción de datos con un módulo de transmisión bluetooth.
- Alimentación unipolar de 0 a 9 V

Sus principales características son: su tamaño reducido de 26 x 12 mm, programación directa con Arduino IDE, equipado con 6 pines de entrada y salida, disponibilidad de PWM en 3 pines, disponibilidad de convertidores analógico digital en 4 pines, compatibilidad con sistemas Windows/Linux/OSX, memoria de programa de 8K, alimentación con USB, con fuente externa de 5V o con fuente de 9V y su bajo costo. La figura 6.2 muestra el microcontrolador Digispark. Para más detalles se puede hacer referencia a la hoja técnica del microcontrolador JOY-IT Digispark en el apéndice C.3.

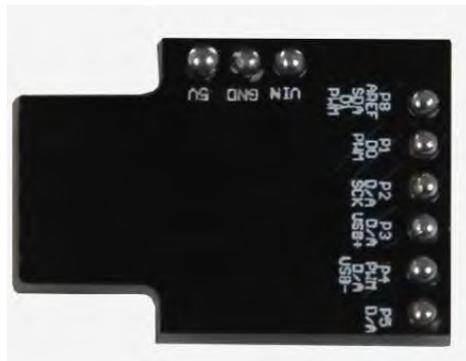


Figura 6.2: Microcontrolador JOY-IT Digispark. [42]

Para poder realizar la transmisión de datos a un dispositivo móvil se eligió hacerlo por medio de bluetooth por su rapidez y fácil programación en el software de Arduino. Al realizar un estudio de mercado para transmisores bluetooth, se encontró que el HC-05 es el más común y compacto. Este dispositivo utiliza un protocolo de comunicación por radiofrecuencia en banda ISM de 2.4 GHz y es de corto alcance, en un rango aproximado de 5 a 10 metros. Tiene dimensiones de tan sólo 12.7 x 27 mm, modulación de 3 Mbps, Bluetooth V2.0, bajo consumo de energía, utiliza niveles bajos de voltaje para operar (1.8 V), 10 pines bidireccionales libres de entrada o salida y tiene una antena integrada. La

figura 6.3 muestra el transmisor BT HC-05. Para más detalles se puede hacer referencia al extracto de la hoja técnica del transmisor bluetooth en los apéndices C.4 Y C.5.

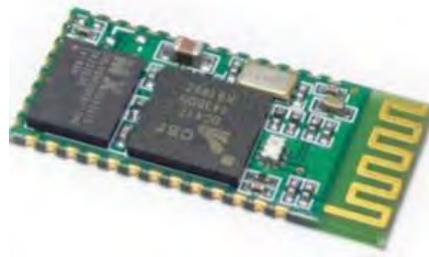


Figura 6.3: Transmisor Bluetooth HC-05

Para poder convertir el flujo de aire en una medición de flujo digital, se necesita una constante de conversión de pulsos a flujo, ya que la velocidad del flujo de entrada no es la misma velocidad que impacta los álabes y que a su vez ocasiona el movimiento de la turbina. Por cuestiones prácticas, de inicio se tomó como referencia la constante de la turbina de agua YF-S201, la cual también utiliza un sensor de efecto hall por su compatibilidad con Arduino. Esta turbina genera 450 pulsos por litro de fluido, y se le asocia una base de tiempo para poder calcular la constante que relaciona la velocidad de entrada del fluido y la velocidad medida con la turbina. La ecuación 6.2 relaciona el volumen total en litros con el número de pulsos detectados.

$$V_{total} = N \cdot \frac{1}{450} \quad (6.2)$$

donde: N es el número de pulsos

V_{total} es el volumen total [L]

Al igual se conoce que el volumen total es igual a la tasa del flujo del líquido multiplicado por el tiempo.

$$V_{total} = Q \cdot t \quad (6.3)$$

donde: Q es flujo [L/s]

t es tiempo [s]

Entonces igualando la ecuación 6.2 y 6.3, obtenemos:

$$N \cdot \frac{1}{450} = Q \cdot t \quad (6.4)$$

$$\frac{N}{t} = 450 \cdot Q \quad (6.5)$$

Se conoce que el número de pulsos (N) entre segundos (t) es frecuencia (f), entonces:

$$f = 450 \cdot Q \quad (6.6)$$

$$Q [L/s] = \frac{f}{450} \quad (6.7)$$

$$Q [L/min] = f \cdot \frac{60}{450} = \frac{f}{7.5} \quad (6.8)$$

Se obtiene entonces que, para la turbina YF - S201, el factor de conversión de velocidad de flujo a flujo en litros por minuto es 7.5, la cual incluye la constante de la turbina y el área de la cámara [43]. Esta constante agiliza los cálculos porque convierte las revoluciones en flujo directamente sin necesidad de calcular la velocidad medida por la turbina. En el caso del dispositivo desarrollado, se elige una constante de 0.24 la cual relaciona la capacidad pulmonar en condiciones de reposo, y la frecuencia respiratoria normal, después de actividad moderada y en condiciones forzadas como corresponde a una prueba espirométrica. Que nos lleva a 56, 140, y 500 litros por minuto considerando un volumen pulmonar durante la exhalación y la inspiración de 3.5 L. Bajo las consideraciones anteriores cada uno de estos eventos generaría en la turbina aproximadamente 10, 30, 120 revoluciones por segundo, lo que convertido a pulsos serian

20, 60, y 240 pulsos debido a que la turbina cuenta con dos imanes que serán sensados por el transductor de efecto Hall. La constante puede ser sujeta a modificaciones si se crea el modelo físico y se caracteriza para obtener la cantidad real de pulsos generados por litro.

6.4 Sistema de transmisión de datos

A continuación, se presentan las especificaciones consideradas para la creación del programa de Arduino y los componentes utilizados para lograr la correcta simulación del prototipo.

Se utilizó el software de Proteus 8 para realizar la simulación instrumental del dispositivo. Este programa cuenta con las partes electrónicas necesarias para crear una simulación del funcionamiento del instrumento. Se utilizaron librerías de bluetooth para simular el transmisor bluetooth HC-05 al igual que para el microprocesador Arduino UNO. Se utilizan dos transmisores de bluetooth, uno que está conectado al Arduino para enviar los datos y otro conectado a una terminal virtual para simular la recepción de datos en un *smartphone*. Para poder simular los transmisores bluetooth se tiene que utilizar aplicación *Configure Virtual Serial Port Driver* para crear dos terminales virtuales para cada HC-05. De la misma forma, se agregó un *push button*, el cual actúa como la interfaz mediante la cual el usuario indicará al sistema el inicio y final de la prueba espirométrica.

Al programar el código se utiliza como base el código disponible en [43], y se descarta la opción de usar el comando *digitalread()*, ya que no utiliza un contador en tiempo real y existen tiempos de espera para correr el programa dentro del *loop*, lo cual podría ocasionar fallas en la detección de pulsos. Debido a que el dispositivo requiere toma de muestras en tiempo real se utiliza el comando de interrupción *interrupt*, el cual cada vez que detecta una subida o bajada de un pulso se activa y comienza a contarlos.

Proteus no cuenta con un generador de pulsos magnéticos, motivo por el cual se utilizó un generador de funciones para obtener una señal de pulsos digitales. Los pulsos contados por el comando *interrupt* se dividen entre dos para obtener las revoluciones, ya que la turbina diseñada cuenta con dos imanes en álabes diametralmente opuestos, causando que se generen dos pulsos por revolución. Finalmente se dividen las revoluciones entre la constante de la turbina (0.24) para así obtener el flujo en litros por minuto. Una vez que se tiene el flujo se envía el dato al transmisor bluetooth HC-05 para ser transmitido a un *smartphone*.

6.5 Resumen

En este capítulo se explicó a detalle el procedimiento tomado para completar la instrumentación electrónica, diseño digital y la creación de la interfaz de transmisión de datos. Se eligieron componentes eléctricos que cumplen con los objetivos previamente planteados, creando un diseño compacto que a su vez tiene alta sensibilidad para la captación de la señal. Finalmente se programó un código en Arduino para crear una transmisión efectiva por medio de bluetooth para enviar la medición desde un Arduino hacia un *smartphone*.

Capítulo VII. Resultados del trabajo realizado

7.1 Introducción

En los capítulos anteriores se explicó a detalle el procedimiento que se empleó para la elaboración de las partes mecánica, electrónica, instrumental y de transmisión del espirómetro de turbina. Además de la construcción de cada una de estas etapas del proyecto se necesitó comprobar el correcto funcionamiento por medio de una serie de simulaciones para verificar el producto mecánico final, el funcionamiento del sensor y la transmisión de datos por medio de bluetooth. Se diseñó una simulación amigable con el usuario para poder visualizar el funcionamiento en conjunto del espirómetro de turbina con diferentes flujos de aire como entrada.

En este capítulo se presenta el diseño final del producto mecánico, así como el correcto funcionamiento del dispositivo con pruebas realizadas para servir como evidencia. Los resultados obtenidos del espirómetro de turbina diseñado son conceptuales.

7.2 Resultado del prototipo mecánico

A continuación, se presenta el despiece tridimensional en CATIA (figura 7.1) del instrumento para poder visualizar la integración de todas las piezas diseñadas siguiendo las especificaciones deseadas para el proyecto que en conjunto forman al espirómetro de turbina. Como se puede observar el desensamble del espirómetro lo hace accesible para una fácil limpieza y rearmado sin afectar la parte electrónica del dispositivo. El modelo se diseñó para ser portable y atractivo para el usuario sin dejar de lado la efectividad de funcionamiento del instrumento. En el apéndice A se pueden apreciar planos individuales de cada pieza con sus diferentes vistas y sus dimensiones.

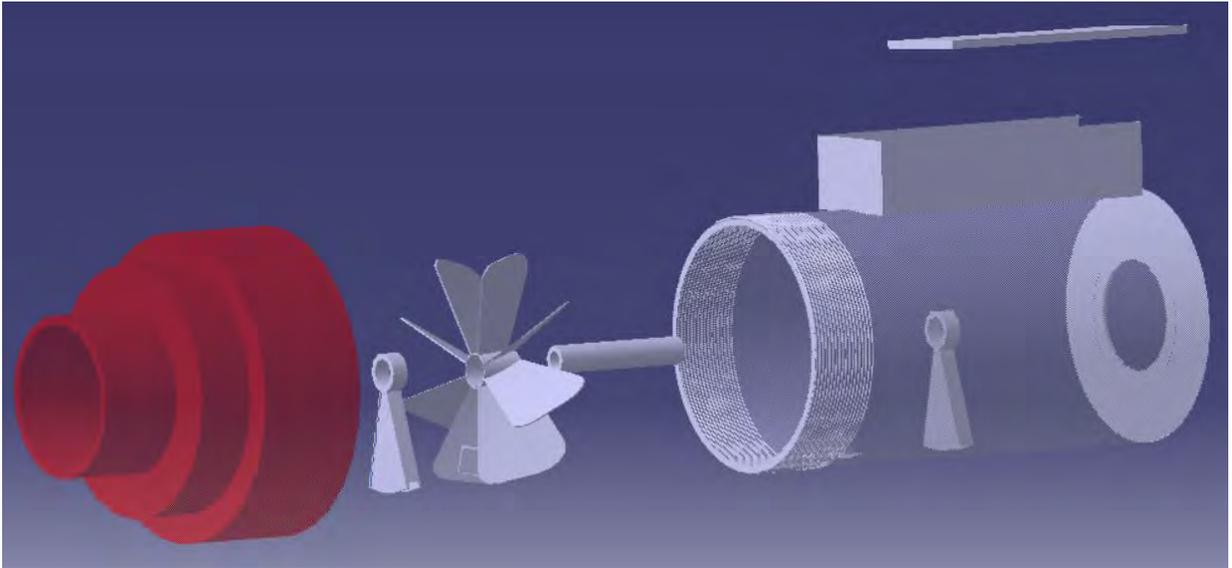


Figura 7.1: Despiece de espirómetro de turbina

Para confirmar la detección correcta de la señal magnética por el sensor de efecto Hall, se realizó una simulación en Multisim la cual se presenta a continuación.

7.3 Resultados del sistema de detección de pulsos

A continuación, se muestra una simulación del funcionamiento del sensor OHN3030U mientras actúa una fuente de campo magnético con diferentes frecuencias de 600, 1800, 7200 RPM. Como se puede apreciar, la velocidad de respuesta del sensor cae dentro de los rangos requeridos en el proyecto considerando que la turbina girará a un máximo de 7200 revoluciones por minuto que corresponde a la frecuencia máxima de operación en la turbina girando de acuerdo con el flujo máximo usado en esta clase de dispositivos. A continuación, se puede observar el circuito diseñado para la simulación del sensor de efecto Hall y la respuesta del sensor a las diferentes frecuencias.

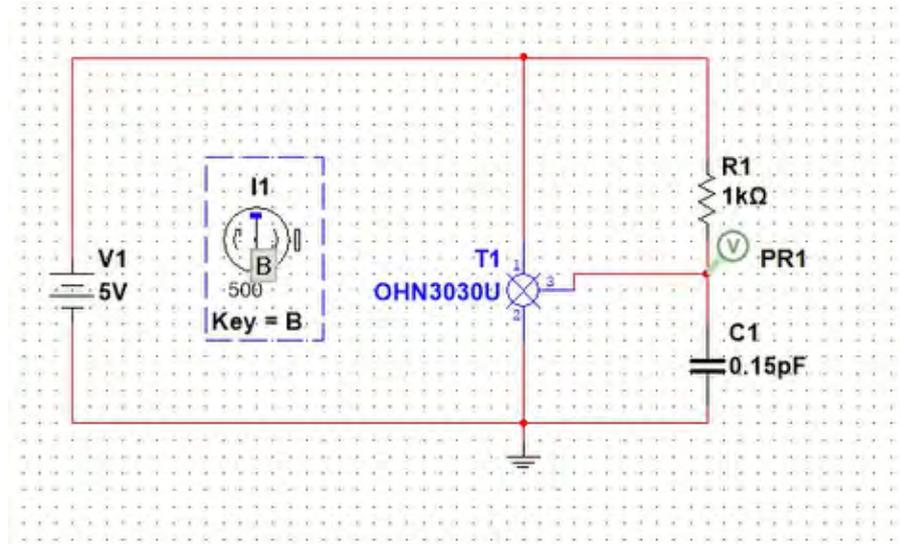


Figura 7.2: Circuito de simulación del sensor de efecto Hall

En la figura 7.3, se puede visualizar la simulación en el dominio del tiempo con duración de un segundo y frecuencia de 600 RPM que, en este caso, corresponden a 10 pulsos por segundo, considerando que la turbina tuviera un solo imán marcando, generando un pulso por revolución. La turbina diseñada para este dispositivo tiene dos imanes en alabes diametralmente opuestos que se verán reflejados con el doble de pulsos. Los pulsos obtenidos son los esperados para una respiración normal en reposo.

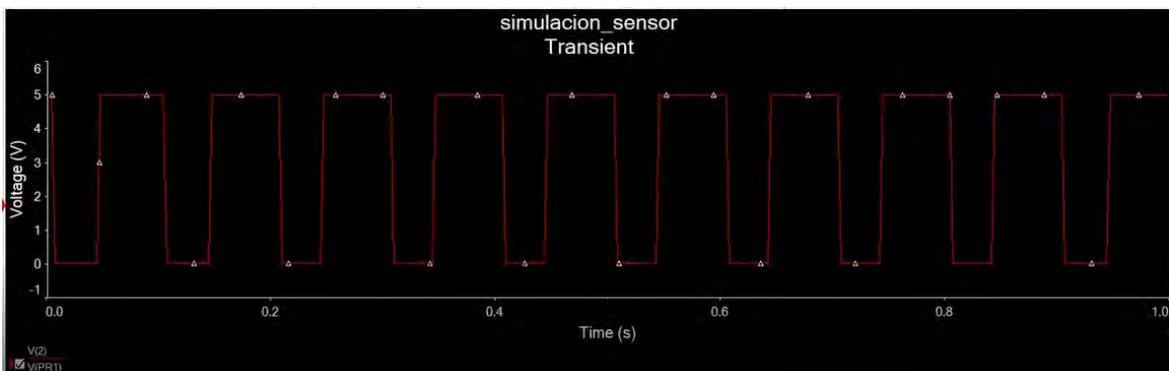


Figura 7.3: Simulación transitoria con 600 RPM

En la figura 7.4, se puede visualizar la simulación dominio del tiempo con duración de un segundo y frecuencia de 1800 RPM que, en este caso, corresponden a 30 pulsos por segundo, considerando que la turbina tuviera un solo imán generando un pulso por

revolución. La turbina diseñada para este dispositivo, la cual tiene dos imanes en alabes diametralmente opuestos se deberían de ver reflejados el doble de pulsos. Los pulsos obtenidos son los esperados para una respiración cuando se realiza ejercicio o alguna actividad moderada.

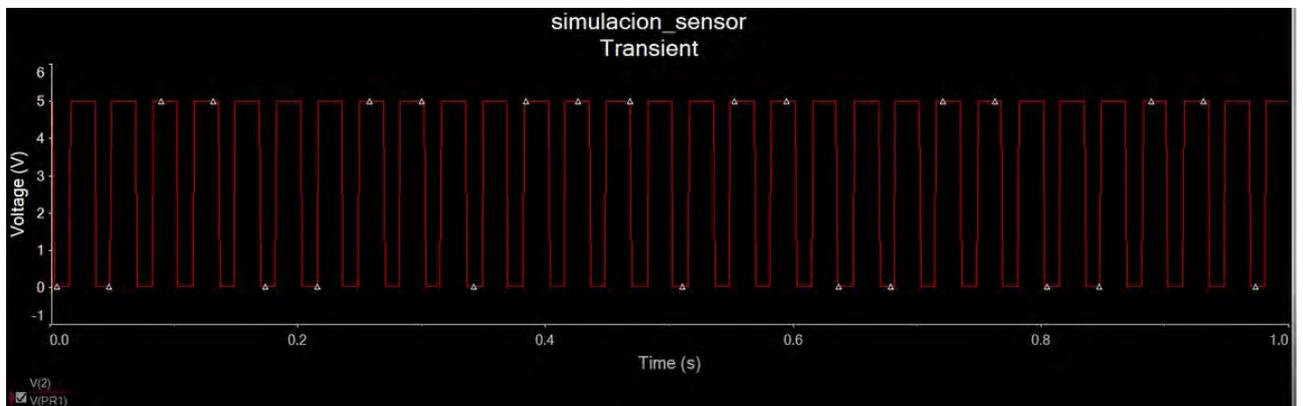


Figura 7.4: Simulación transitoria con 1800 RPM

En la figura 7.5 se puede visualizar la simulación dominio del tiempo con duración de un segundo y frecuencia de 7200 RPM que, en este caso, corresponden a 120 pulsos por segundo, considerando que la turbina tuviera un solo imán generando un pulso por revolución. La turbina diseñada para este dispositivo, la cual tiene dos imanes en alabes diametralmente opuestos se deberían de ver reflejados el doble de pulsos. Los pulsos obtenidos son los esperados para una exhalación forzada en una prueba espirométrica.

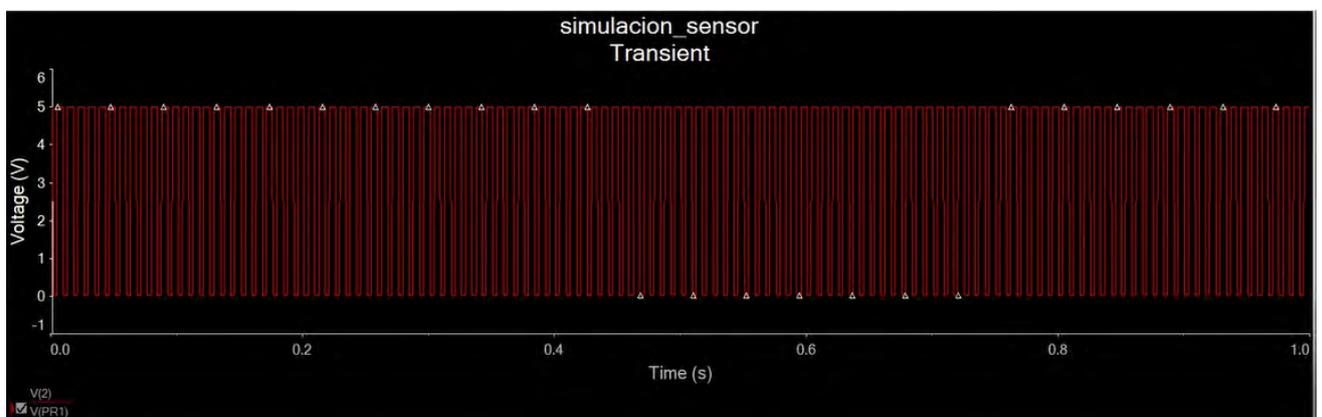


Figura 7.5: Simulación transitoria con 7200 RPM

Una vez detectado el correcto funcionamiento del sensor se procede a colocar esta señal como entrada a una simulación en Proteus, la cual se encarga de convertir los pulsos en una medición de flujo que después es transmitida por medio de bluetooth. El programa se explica a detalle a continuación.

7.4 Resultados de transmisión bluetooth

A continuación, en la figura 7.6, se muestra la simulación realizada en Proteus del sistema de transmisión bluetooth. Esta simulación tiene tres objetivos principales: (1) recibir una señal digital de pulsos y convertirla en una medición de flujo con unidades en litros por minuto solo cuando se encuentre presionado el *push button*; (2) transmitir los datos por segundo detectados por medio de una terminal bluetooth; y (3) recibir los datos en una terminal virtual la cual sirve para simular un dispositivo móvil o *smartphone*. Se utilizó un Arduino uno, ya que el microcontrolador JOY-IT Digispark no está dentro de los componentes de Proteus, pero ofrece la misma funcionalidad. El código en el Arduino está programado para convertir la señal de pulsos digitales en una medición de flujo y desplegarlo en unidades de litros por minuto (El código está disponible en el apéndice C). Igualmente, se le agrego un osciloscopio para visualizar la señal de pulsos digitales del generador de funciones.

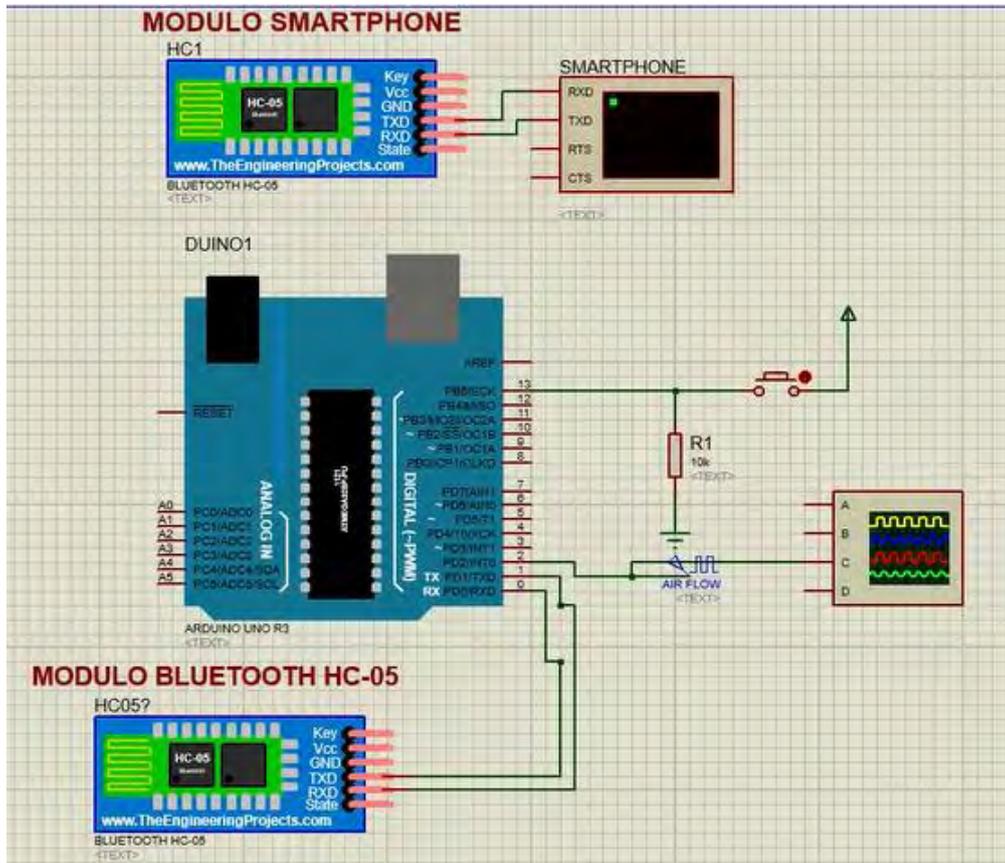


Figura 7.6: Simulación del espirómetro y transmisión bluetooth

En la figura 7.7 se muestra la simulación cuando se utiliza una frecuencia de 20 Hz, la cual representa una exhalación regular en reposo. Como se puede observar, el *push button* está presionado, lo cual ocasiona que se impriman lecturas en la terminal virtual que está representando al *smartphone*. La primera lectura se debe omitir porque al presionar el botón se altera la medición y a partir de la segunda lectura todas las demás son correctas con un valor de 41 L/min. Este valor representa el flujo normal para una persona en condiciones de reposo.

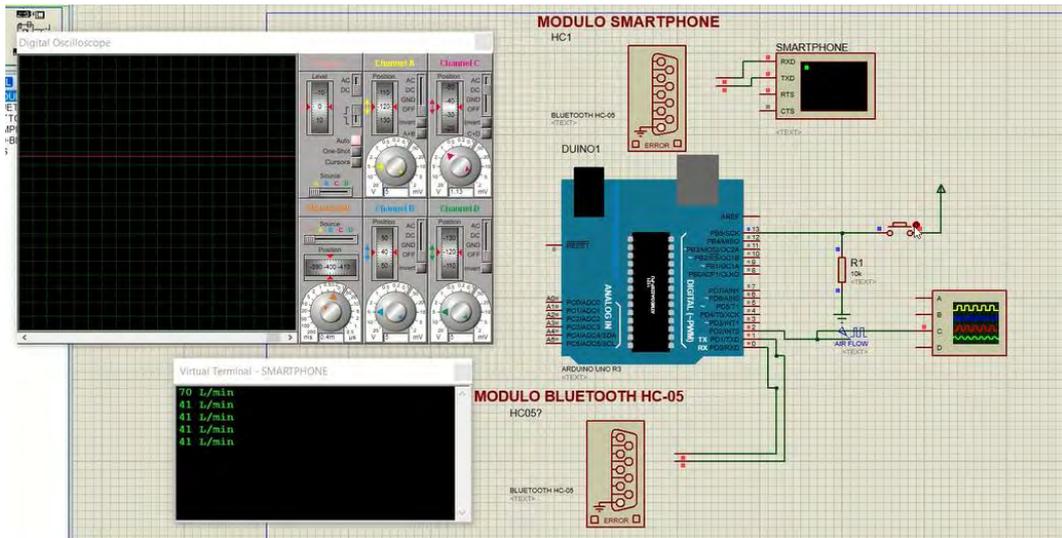


Figura 7.7: Simulación con señal de entrada de 20 Hz

En la figura 7.8 se muestra la simulación cuando se utiliza una frecuencia de 60 Hz, la cual representa una exhalación mientras se realiza actividad o ejercicio moderado. Como se puede observar, el *push button* esta presionado, lo cual ocasiona que se impriman lecturas en la terminal virtual que está representando al *smartphone*. La primera lectura se debe omitir porque al presionar el botón se altera la medición y a partir de la segunda lectura todas las demás son correctas con un valor de 125 L/min. Este valor representa el flujo normal para una persona realizando ejercicio moderado.

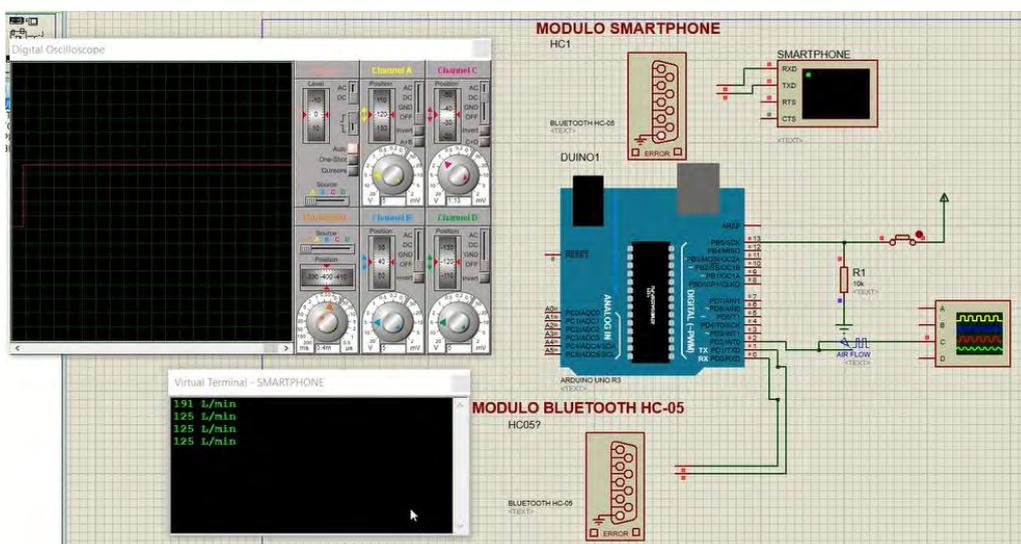


Figura 7.8: Simulación con señal de entrada de 60 Hz

En la figura 7.9 se muestra la simulación cuando se utiliza una frecuencia de 240 Hz, la cual representa una exhalación forzada correctamente realizada para la prueba espirométrica. Como se puede observar, el *push button* esta presionado, lo cual ocasiona que se impriman lecturas en la terminal virtual que está representando al *smartphone*. La primera lectura se debe omitir porque al presionar el botón se altera la medición y a partir de la segunda lectura todas las demás son correctas con un valor de 500 L/min. Este valor representa un flujo correcto para una prueba espirométrica del valor pico de exhalación.

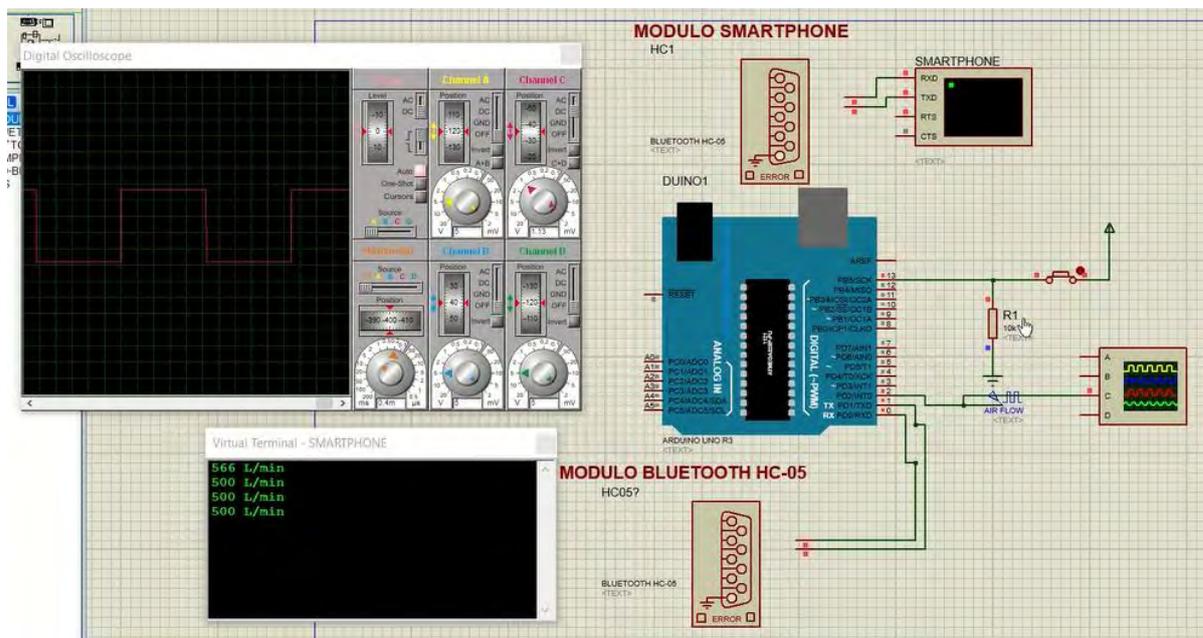


Figura 7.9: Simulación con señal de entrada de 240 Hz

El proceso de medición se repitió utilizando diferentes frecuencias de pulsos para obtener los datos mostrados en la tabla 7.1 que representa los flujos equivalentes medidos en función de la frecuencia de entrada. Asimismo, en la gráfica de la figura 7.10 se puede visualizar que existe linealidad entre los datos de frecuencia y flujo.

Tabla 7.1: Valores de flujo en relación con frecuencia

Frecuencia de Entrada (Hz)	Flujo Medido (L/min)
20	41
40	83
60	125
80	166
100	208
120	250
150	312
200	416
240	500
300	625

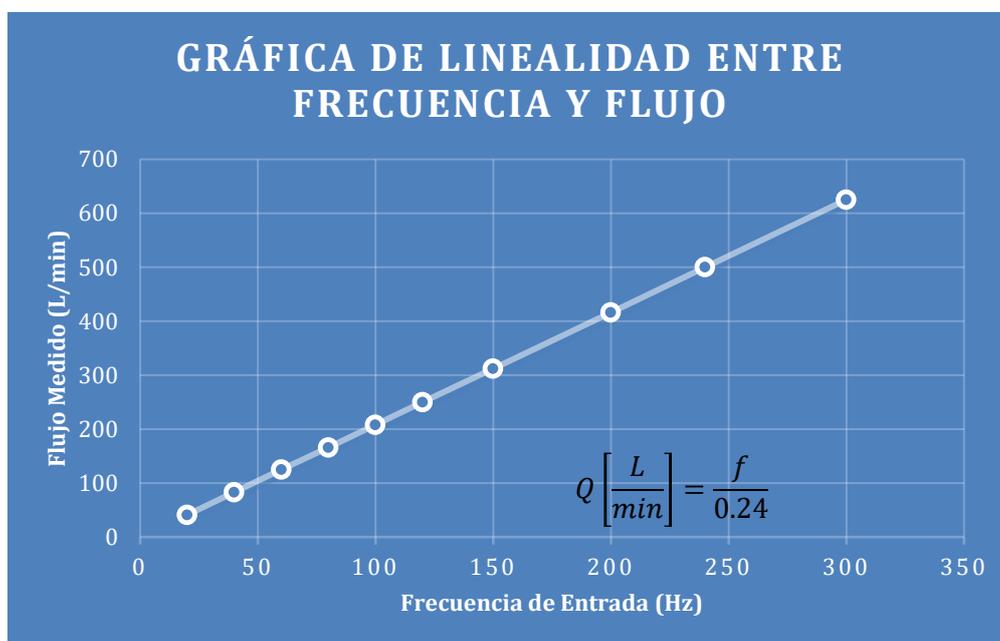


Figura 7.10: Gráfica de linealidad entre frecuencia y flujo

7.5 Integración del espirómetro de turbina

La figura 7.11 muestra un diagrama de flujo en el cual se realiza la integración del sistema mecánico, instrumental, digital, transmisión de datos y el despliegue de las mediciones de la prueba espirométrica.

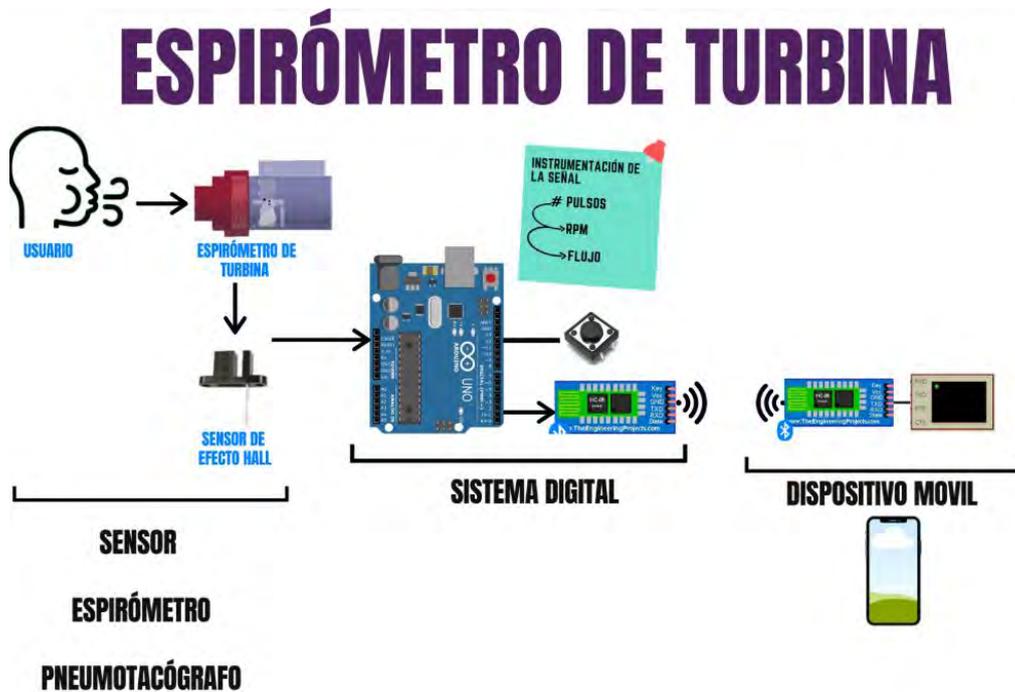


Figura 7.11: Diagrama de flujo del espirómetro de turbina

El espirómetro de turbina es un dispositivo con la funcionalidad de medir el flujo espirométrico de una persona a partir de la prueba de espiración forzada. Las características principales que hacen al dispositivo innovador y práctico son: sus dimensiones portables y manejables, el uso amigable para el usuario, su desarmado simple, lo cual es crítico para una correcta limpieza y mantenimiento, su diseño conservador pero atractivo y finalmente la accesibilidad a mediciones clínicas precisas para propósitos terapéuticos o de tratamiento.

El dispositivo consta de 6 piezas diseñadas para fusionar adecuadamente el sistema mecánico, la instrumentación del dispositivo y la interfaz digital. El sistema utiliza un sensor de efecto hall para detectar la señal proveniente de la turbina y convertirla en una señal de pulsos digitales. Una vez obtenida la señal digital, esta se procesa empleando un microcontrolador JOY IT Digispark, el cual tiene un tamaño reducido, pero ofrece las mismas funcionalidades que un Arduino UNO. A este sistema

se le agrega un *push button* el cual será un interruptor que, al ser presionado, marcará el inicio de la prueba y activará el programa en el Arduino para comenzar la transformación de pulsos a una medida de flujo. El programa termina de actuar y de tomar mediciones una vez que el botón se libera. Cabe señalar que la prueba espirométrica generalmente toma de tres a cinco segundos que es el tiempo que el botón deberá estar presionado. Se toma una muestra por segundo y una vez que la medición se convierte al formato de litros por minuto, el valor calculado se transmite a través de una interfaz bluetooth HC-05, para ser captada por un *smartphone* ya sea Android o IOS. Todo este proceso se logra a partir de un dispositivo compacto, pero a su vez efectivo el cual fue diseñado exitosamente para este proyecto desde sus componentes mecánicos, sistemas electrónicos de instrumentación, y sistemas digitales de procesamiento.

7.6 Resumen

En este capítulo se presentaron los resultados que corroboran el correcto funcionamiento del dispositivo diseñado. Se mostraron las etapas y resultados del desarrollo mecánico, de instrumentación, digitalización, y de transmisión de datos las cuales fueron necesarias para cumplir con los objetivos propuestos para el proyecto. Finalmente se presenta la integración de los sistemas que conforman el espirómetro de turbina en un diagrama de flujo.

Conclusiones del trabajo realizado

La crisis sanitaria mundial ocasionada por el COVID-19 ha puesto de manifiesto la necesidad de dispositivos médicos que permitan llevar a cabo procedimientos de terapia respiratoria de manera remota. El desarrollo y rediseño de diferentes dispositivos médicos cada vez tienen más demanda y al existir diferentes opciones en el mercado hace que sean más accesibles y de bajo costo.

El presente trabajo muestra una aplicación de diseño e instrumentación electrónica en el área médica específicamente en la rama de los instrumentos para el aparato respiratorio, su terapia y la espirometría. Lo que hace este proyecto diferente e innovador desde el punto de vista biomédico, es el desarrollo de un instrumento moderno, preciso y de bajo costo de producción para hacerlo accesible a personas de escasos recursos, que habitan en áreas remotas o que prefieren realizar terapia en sus hogares con la finalidad de no exponerse al visitar instalaciones médicas saturadas. El sistema diseñado permite que el usuario pueda realizar una terapia respiratoria efectiva y con la posibilidad de ser retroalimentada por un médico especialista.

Los objetivos planteados en esta tesis se cumplieron exitosamente al diseñar un instrumento que permitió integrar las competencias técnico-científicas necesarias para desarrollar una tesis conceptual. Dentro de las competencias utilizadas para la realización de este trabajo podemos citar:

1. Investigación y recopilación de datos
2. Estudios de mercado
3. Análisis y selección de alternativas
4. Construcción de un modelo teórico incluyendo la hipótesis central del proyecto.
5. Modelado mecánico

6. Procesamiento e instrumentación de señales
7. Programación de software
8. Transmisión de datos
9. Interpretación de resultados

El espirómetro de turbina diseñado puede servir para hacer posible una terapia respiratoria autónoma, remota y telemática. Se realizó un estudio sobre la mecánica pulmonar y la espirometría con el fin de comprender el principio de funcionamiento para diseñar un espirómetro de turbina para la terapia respiratoria.

Se planteo como propósito que el instrumento biomédico desarrollado fuera portátil contando con un tamaño reducido y que tuviera la capacidad de transmitir los datos a un *smartphone*. Se logro desarrollar un diseño mecánico reducido pero funcional al realizar un análisis de mercado para encontrar los componentes electrónicos de menores dimensiones los cuales son necesarios para el sensado, instrumentación de la señal y transmisión de datos. Una vez seleccionados los componentes, se diseñó una base que se coloca afuera de la cámara de medición para que el usuario, al desensamblar el instrumento para su limpieza, no dañe la parte electrónica. El diseño mecánico realizado en CATIA tiene dimensiones y características minuciosamente seleccionadas para que el usuario tenga facilidad de agarre cuando realice sus terapias y para que pueda comprar boquillas con un tamaño comercial.

La transmisión de datos a un *smartphone* se consiguió utilizando un transmisor bluetooth HC-05. La fácil conexión y familiaridad de este transmisor BT con el microcontrolador de Arduino hizo que la programación del código elaborado para la transmisión de datos fuera simple y conciso. La visualización del funcionamiento por medio de la simulación elaborada en Proteus fue efectiva por la librería ya existente del

componente HC-05. Se realizó la modificación en la simulación de utilizar un Arduino UNO por que el programa no cuenta con un componente digital que simule el microcontrolador JOY-IT Digispark. Lo anteriormente mencionado no afecta el funcionamiento ni la reproducción física del prototipo, ya que ambos microcontroladores se programan con Arduino y la única diferencia notable serían los pines por utilizar.

Se considera que los resultados obtenidos son los esperados de acuerdo con las metas planteadas al inicio del proyecto. Este trabajo favorece la terapia respiratoria remota y telemática al hacer disponible en el mercado comercial un dispositivo de bajo costo mercado para que hospitales, clínicas y en especial pacientes particulares lo adquieran.

Trabajo a futuro

Para continuar con el desarrollo del proyecto se debe producir el prototipo físico del instrumento para probar su funcionamiento real, revisar si se tienen que realizar modificaciones a la constante de transformación de flujo y programar la interfaz de usuario en un smartphone. Se propone hacer una investigación de materiales con los cuales se podría imprimir el prototipo para que sea lo más estético, pero a la vez eficiente.

El dispositivo diseñado obtiene mediciones de flujo en litros por minuto, por lo que se propone como trabajo a futuro, el desarrollo de una aplicación móvil que utilice las mediciones para que el paciente pueda realizar una terapia interactiva y que a su vez resulte atractiva para el mismo. Motivando al paciente a realizar la terapia de manera efectiva.

Referencias

- [1] Universidad Nacional Autónoma de México, «Comisión UNAM COVID-19,» 2020. [En línea]. Available: <https://covid19comisionunam.unamglobal.com>.
- [2] Instituto Mexicano del Seguro Social, «Enfermedad Pulmonar Obstructiva, sexta causa de muerte en el IMSS,» 2018. [En línea]. Available: <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201808/203>.
- [3] A. Avila Avila, E. Sosa Tinoco, J. Pacheco Pacheco, M. G. Escobedo Acosta, V. Bautista Eugenio, V. González García, E. J. Blanco Campero, M. I. Negrete Redondo, A. L. Deyta Pantoja y G. R. L. M. F, «Recomendaciones de ejercicios respiratorios para personas mayores en recuperación de COVID-19,» 2020. [En línea]. Available: http://www.geriatria.salud.gob.mx/descargas/publicaciones/Recuperacion-respiratoria-COVID-19_14-05-2020.pdf.
- [4] M. G. Levitzky, Fisiología Pulmonar, 7 ed., México: Noriega Editores, 1993.
- [5] Universidad de Cantabria , «Tema 2. Mecánica respiratoria,» 2017. [En línea]. Available: <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=552>.
- [6] D. Navajas y J. Roca, Fisiología Humana, 4 ed., Ciudad de México: McGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, 2010, p. Capítulo 48.
- [7] T. Sánchez y I. Concha, «Estructura y Funciones del Sistema Respiratorio,» *Neumología Pediátrica*, vol. 13, n° 3, p. 102, 2018.
- [8] M. Olivares Oropeza, Rediseño y construcción de un equipo para pruebas espirométricas, Universidad de la Américas Puebla, Facultad de Ingenierías, 2008.
- [9] INER, «Clínica de EPOC,» 2017. [En línea]. Available: <http://www.iner.salud.gob.mx/interna/tabaquismo-clinEPOC.html>.
- [10] National Heart, Lung and Blood Institute, «COPD,» s.f.. [En línea]. Available: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/copd>.
- [11] Mayo Clinic Staff, «COPD,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/copd/symptoms-causes/syc-20353679>.
- [12] B. Bhutta, F. Alghoula y I. Berim, «Anoxia,» *StatPearls*, 2020.
- [13] National Heart, Lung, and Blood Institute, «Asthma,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/asthma>.
- [14] Mayo Clinic Staff, «Asthma,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/asthma/diagnosis-treatment/drc-20369660>.
- [15] T. Jewell, «Hypercapnia: What Is It and How Is It Treated?,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.healthline.com/health/hypercapnia>.

- [16] Salud Zacatecas, «¿QUE ES EL CORONAVIRUS?,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.saludzac.gob.mx/home/index.php/covid-19/que-es/13-covid-19#:~:text=Es%20una%20enfermedad%20infecciosa%20causada,en%20diciembre%20de%202019..>
- [17] M. Rodriguez y J. Iván, Manual de Espirometría, México: Manual Pfizer, 2002.
- [18] B. Cooper, «Spirometry,» vol. 6, pp. 37-43, 2007.
- [19] «Técnica de Espirometría,» 2011. [En línea]. Available: <https://www.fisterra.com/ayuda-en-consulta/tecnicas-atencion-primaria/espirometria/#4561>.
- [20] Familiprix, «Peak Expiratory Flow and Peak Flow Meter,» s.f. [En línea]. Available: <https://www.familiprix.com/en/articles/peak-expiratory-flow-and-peak-flow-meter>.
- [21] American Lung Association, «Measuring Your Peak Flow Rate,» s.f. [En línea]. Available: <https://www.lung.org/getmedia/4b948638-a6d5-4a89-ac2e-e1f2f6a52f7a/peak-flow-meter.pdf.pdf>.
- [22] Trudell Medical International, «TruZone* Peak Flow Meter,» s.f. [En línea]. Available: <https://www.trudellmed.com/truzone>.
- [23] Trudell Medical International, «Trudell Medical International Products,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.trudellmed.com/products>.
- [24] Cleveland Clinic, «Incentive Spirometer,» 2018. [En línea]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/4302-incentive-spirometer>.
- [25] Tri-anim, «Flow Incentive Spirometer, AirLife, AirX, Base Plate, 12 in Tubing, Mouthpiece,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.tri-anim.com/flow-incentive-spirometer-airlife-airx-base-plate-12-in-tubing-mouthpiece-pharm-25825-3827.aspx#:~:text=AirLife®%20brand%20Airx,required%20to%20raise%20the%20ball>.
- [26] Vitality Medical, «Incentive Spirometer,» 2005. [En línea]. Available: <https://www.vitalitymedical.com/pdf/instructions-incentive-spirometers.pdf>.
- [27] Vitality Medical, «AirLife Volumetric Incentive Spirometer,» s.f. [En línea]. Available: <https://www.vitalitymedical.com/cardinalhealth-airlife-incentive-spirometer.html>.
- [28] A. Rakhimov, «Frolov Respiration Device Therapy,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.normalbreathing.com/frolov-device/>.
- [29] Health Products Distributors, «FROLOV'S RESPIRATION TRAINING DEVICE,» 2019. [En línea]. Available: <http://www.integratedhealth.com/frolovs-respiration-training-device-1695.html>.

- [30] R. A. Laurino, V. Barnabé, B. M. Saraiva-Romanholo, R. Stelmach, A. Cukier y M. Nunes, «Respiratory rehabilitation: a physiotherapy approach to the control of asthma symptoms and anxiety,» *Clinics*, vol. 67, nº 11, pp. 1291-1297, 2012.
- [31] Direct Industry, «Rotameters: How They Work and How to Use Them,» s.f. [En línea]. Available: <https://trends.directindustry.es/project-110261.html>.
- [32] B. Liptak, *Process measurement and analysis*, 4 ed., Boca Rato: CRC Press, 2003, pp. 78-79.
- [33] Khan Academy, «¿Qué es la ecuación de Bernoulli?,» 2015. [En línea]. Available: <https://es.khanacademy.org/science/physics/fluids/fluid-dynamics/a/what-is-bernoullis-equation>.
- [34] A. Creus Sole, *Instrumentación industrial*, 6 ed., Barcelona: ALFAOMEGA GRUPO EDITOR, S.A. de C.V. , 2002.
- [35] D. Nuevo, «Medidores de caudal en EDAR,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.tecpa.es/medidores-de-caudal-en-edar/>.
- [36] Spirax Sarco, «Teorema de Bernoulli aplicado en medidor de placa orificio para vapor,» 2020. [En línea]. Available: <https://vaporparalaindustria.com/teorema-de-bernoulli-aplicado-en-medidor-de-placa-orificio-para-vapor/>.
- [37] Vignesh, «How Turbine Flow Meter Works?,» 2018. [En línea]. Available: <https://instrumentationforum.com/t/how-turbine-flow-meter-works/5511>.
- [38] O. Castellero Mimenza, «¿Qué significa el color rojo en Psicología?,» 2018. [En línea]. Available: <https://psicologiaymente.com/psicologia/que-significa-color-rojo>.
- [39] D. Hanamant, «Turbine blades,» 2017. [En línea]. Available: <https://grabcad.com/library/turbine-blades-6..>
- [40] A. Serna, F. Ros y J. C. Rico, *Guía práctica de sensores*, España: Creaciones Copyright SL, 2010, pp. 88-89.
- [41] G. Fernandez Amador, *Sensores magnético e inductivos*, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Facultad de Ingeniería, 2005.
- [42] JOY-IT, «JOY-IT DIGISPARK MICROCONTROLLER,» s.f. [En línea]. Available: <https://joy-it.net/en/products/ARD-Digispark#:~:text=The%20Digispark%20Mini%20is%20a,and%20supports%20I%20C%20and%20SPI..>
- [43] Seed Studio, «How to use Water Flow Sensor / Meter with Arduino,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.seeedstudio.com/blog/2020/05/11/how-to-use-water-flow-sensor-with-arduino/>.

Apéndice A: Planos del diseño

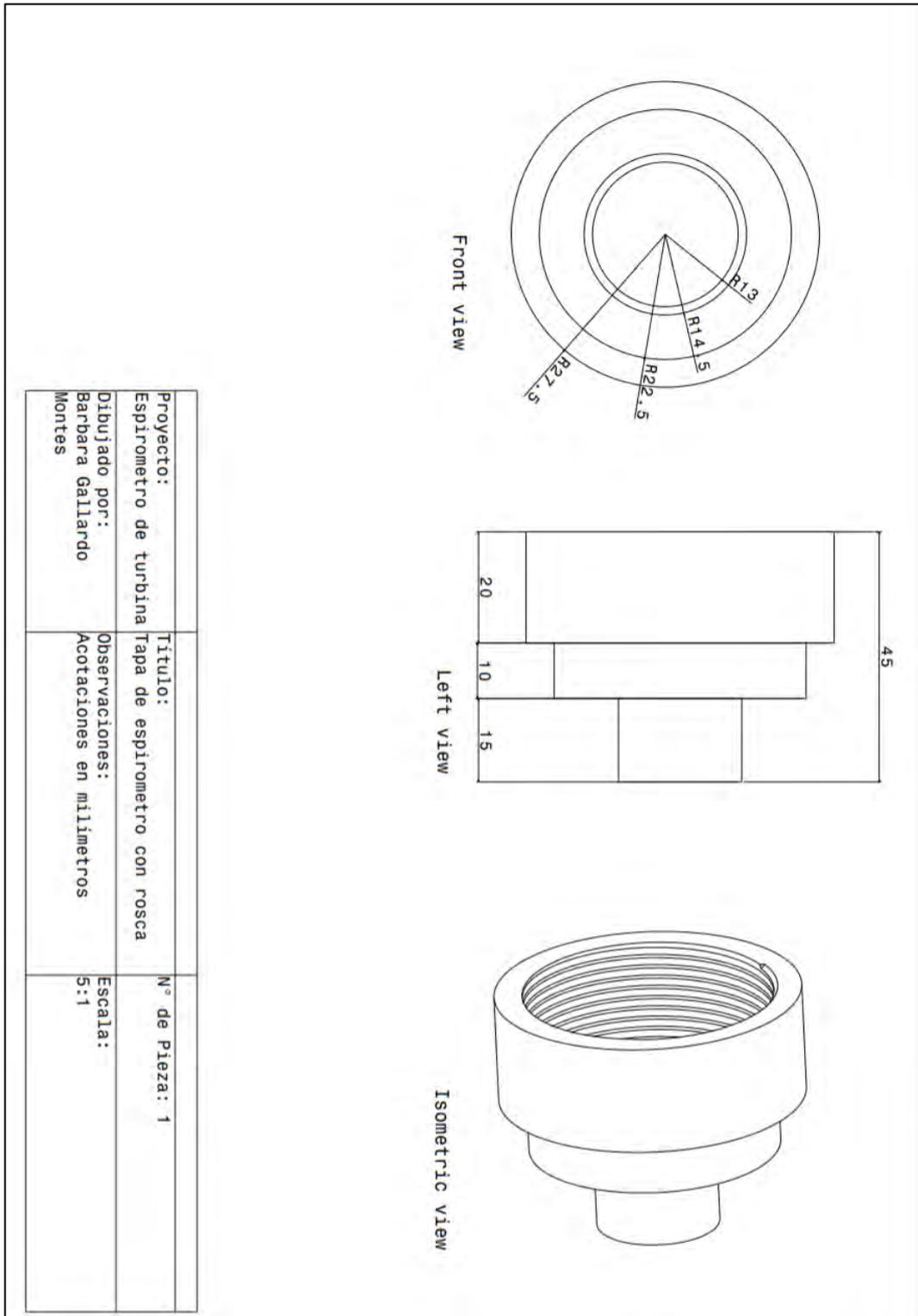


Figura A.1: Plano de tapa roscada

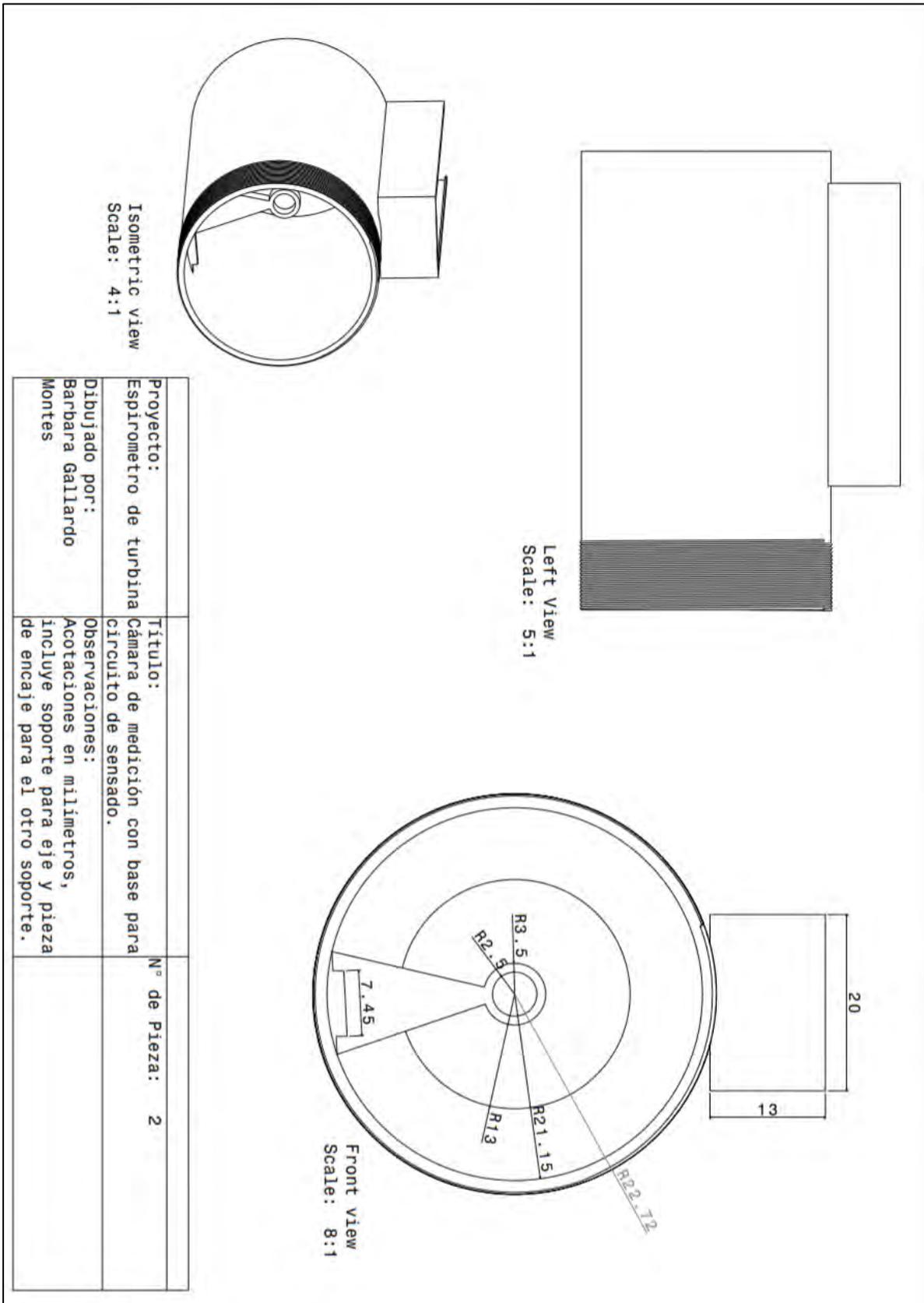


Figura A.2: Plano de cámara de medición con base para circuito de sensado

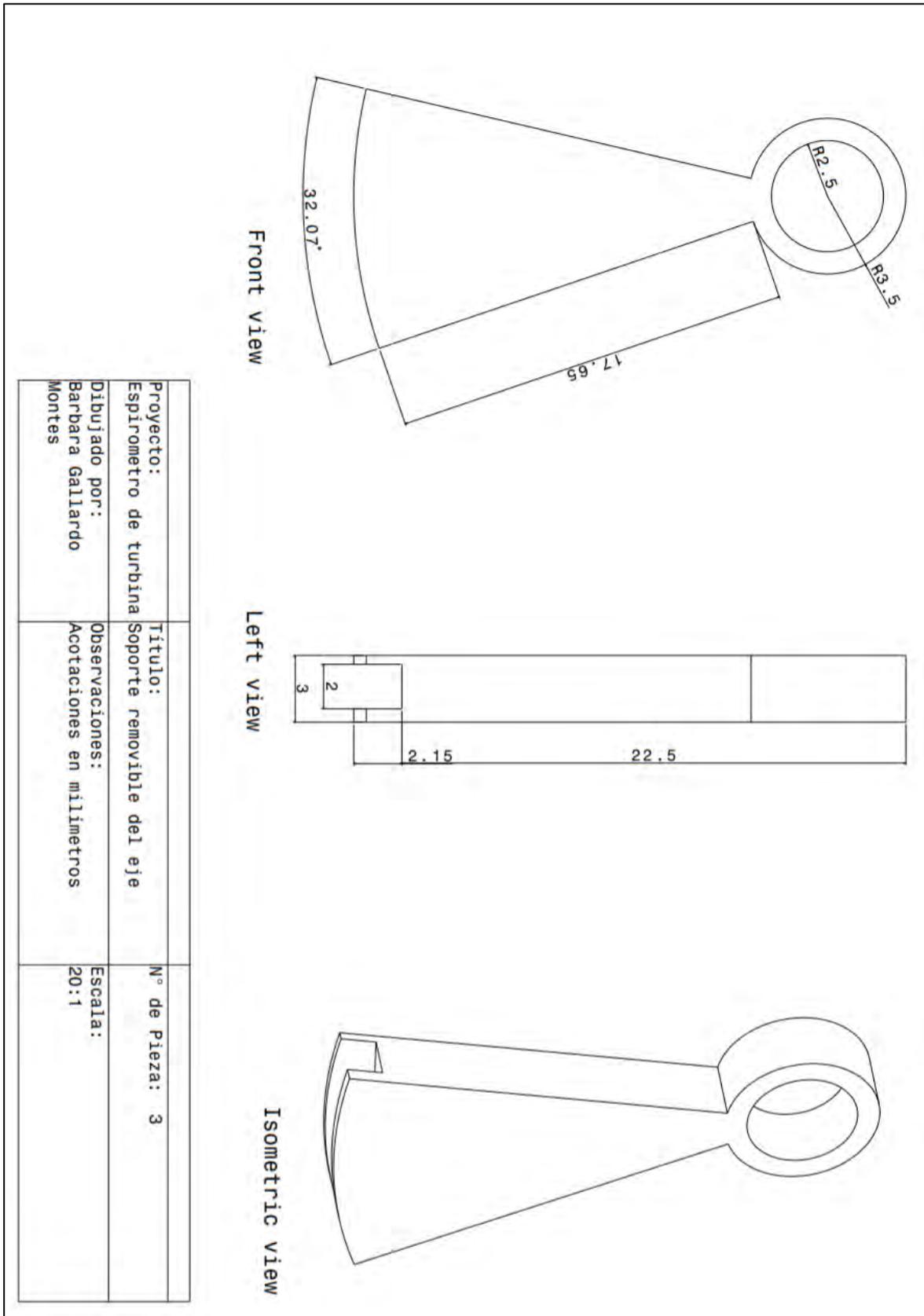


Figura A.3: Plano de soporte removible del eje

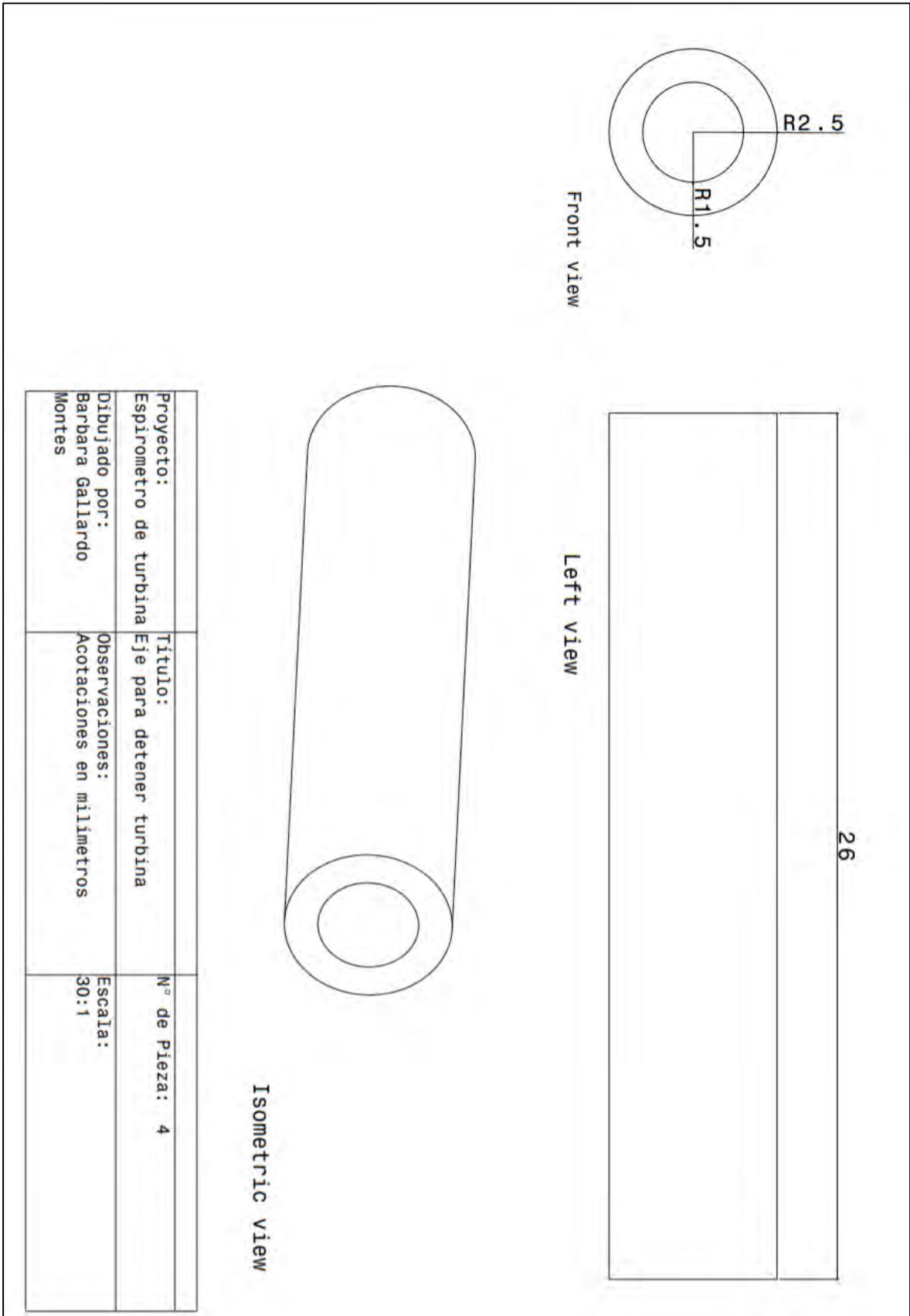


Figura A.4: Plano de eje de detenimiento para turbina

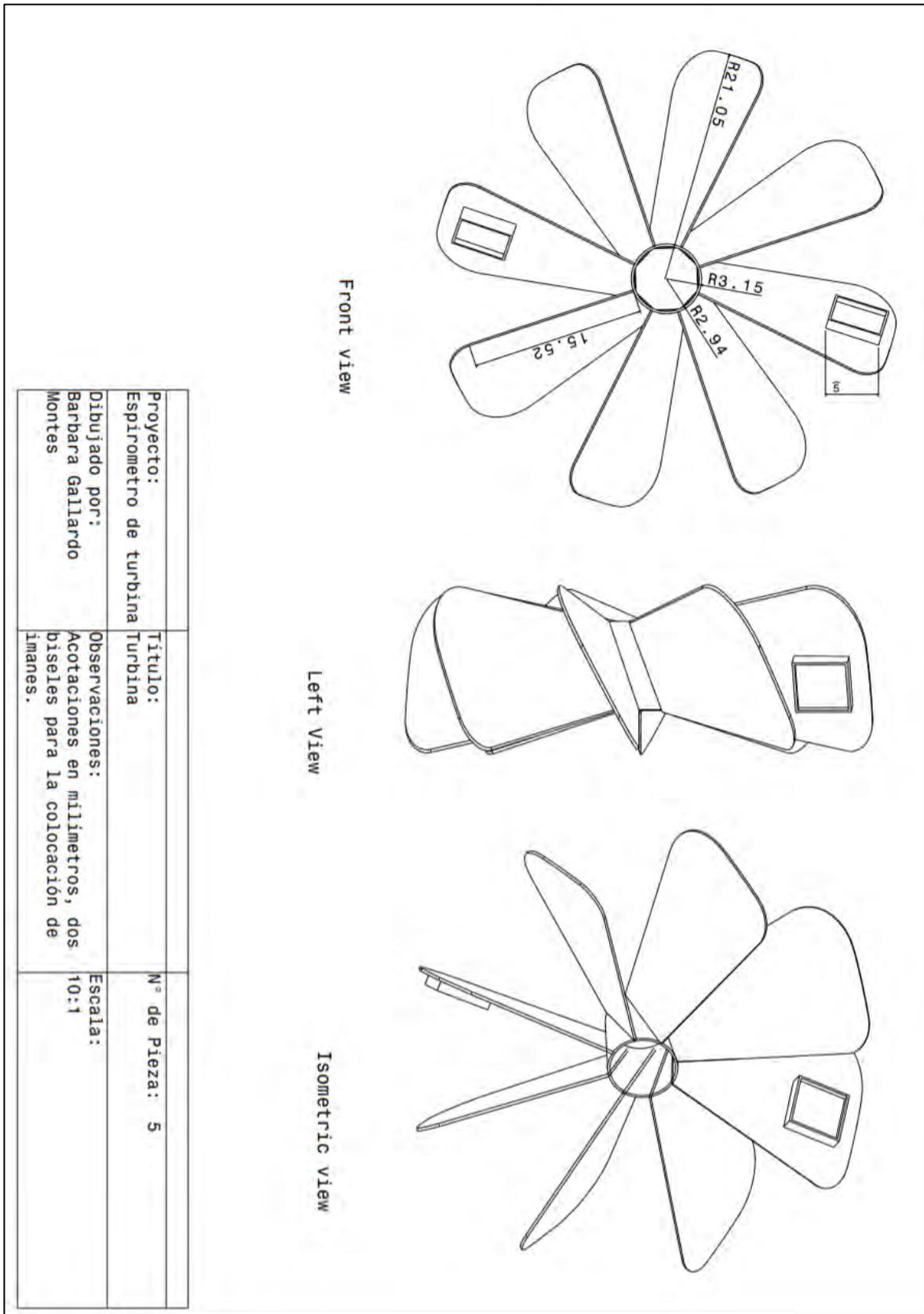


Figura A.5: Plano de turbina con bases para imanes

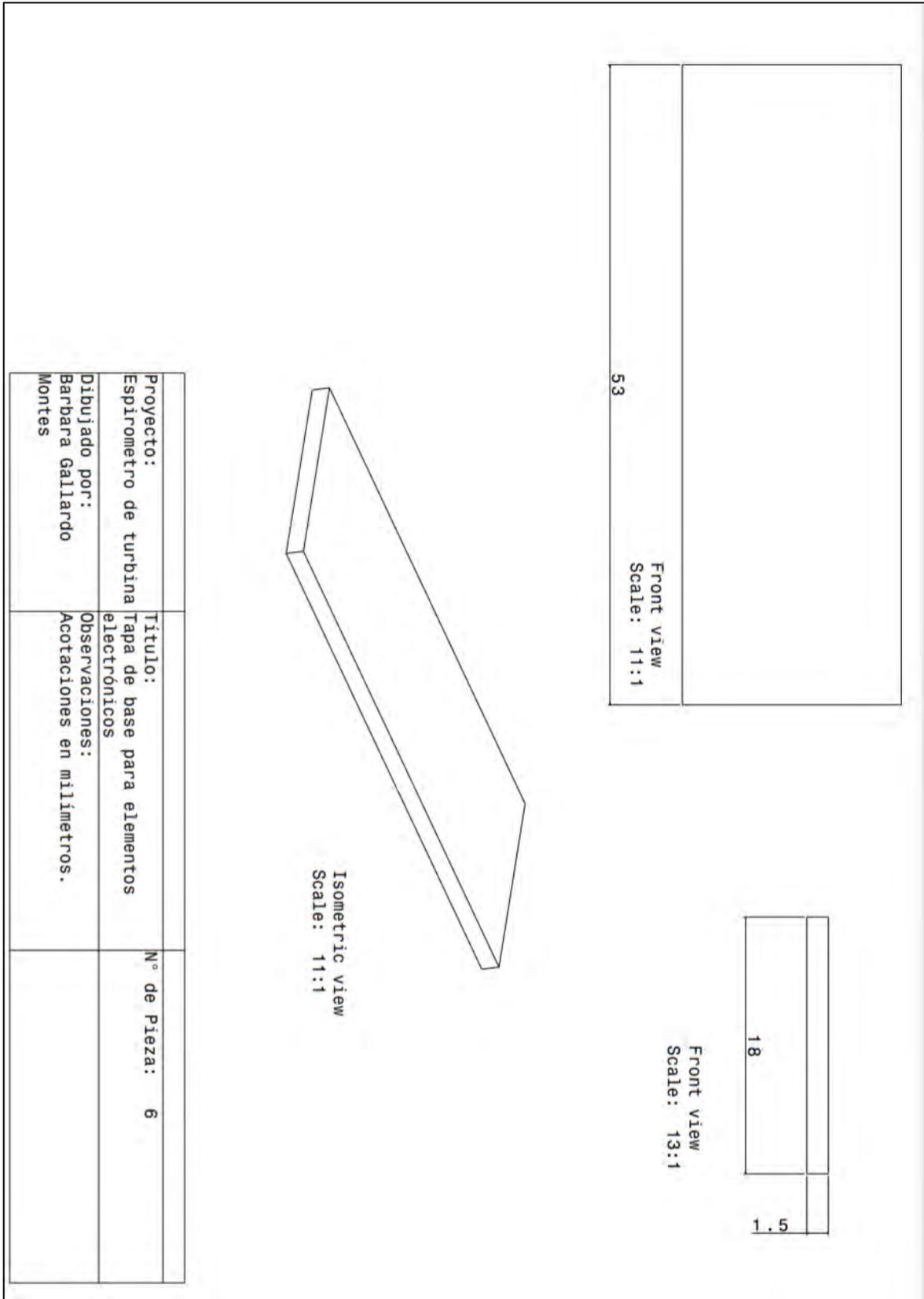


Figura A.6: Plano de tapa de base para elementos electrónicos

Apéndice B: Código desarrollado para Arduino

```
/*Barbara Gallardo Montes
 * Programa desarrollado para la tesis titulada espirómetro de
 turbina
 * El siguiente programa tiene la funcionalidad de contar los
 pulsos detectados por medio de la función interrupt.
 * Una vez que cuenta los pulsos se realizan cálculos para
 transformarlos a una medición de flujo y después se
 * transmiten por medio de bluetooth si el pushbutton se encuentra
 presionado.
 */
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial miBT(0,1);

volatile int frec_flujo; // mide el sensor de flujo de pulsos

int l_min; // Calcula litros/minuto
unsigned char sensor = 2; // Entrada de sensor
unsigned long tactual;
unsigned long cloopTime;

void flujo () // función Interrupt
{
    frec_flujo++;
}

void setup()
{
    //Push button
    pinMode(13,INPUT); //pin del push button

    //modulo BT
    miBT.begin(38400);

    pinMode(sensor, INPUT);
    digitalWrite(sensor, HIGH); // Pull-Up interno opcional
```

Figura B.1: Código de Arduino

```

Serial.begin(9600);
attachInterrupt(0, flujo, RISING); // configuración del Interrupt
sei(); // Habilita interrupts
tactual = millis();
cloopTime = tactual;
}

void loop ()
{
  while (digitalRead(13)==1) //activa el programa solo cuando se
presiona el pushbutton
  {
    tactual = millis();
    // calcula e imprime los litros/min cada segundo
    if(tactual >= (cloopTime + 1000))
    {
      cloopTime = tactual; // Actualiza el cloopTime
      l_min = ((frec_flujo/2) / .24); // Formula: (frecuencia de
fujo /2) /.24 = taza de flujo en litros/minuto
      frec_flujo = 0; // Resetea el contador
      Serial.print(l_min, DEC); // imprime litros/min
      Serial.println(" L/min");
    }

    if(Serial.available())
      miBT.print(Serial.read()); //lee arduino y envia BT
  }
}

```

Figura B.2: Continuación de código de Arduino

Apéndice C: Hojas técnicas

Hallogic Hall-effect Sensors

OH090U, OH180U, OH360U
OHN3000 Series, OHS3000 Series
OHN3100 Series, OHS3100 Series



Features:

- Designed for non-contact switching operations
- Operates over broad range of supply voltages (4.5 V to 24 V)
- Operates with excellent temperature stability in harsh environments
- Drive capability up to 7 TTL loads



Through Hole

Description:

These Hall-effect devices contain a monolithic integrated circuit which incorporates a Hall element, a linear amplifier, a threshold amplifier, and Schmitt trigger on a single Hallogic® silicon chip. Included on-chip is a band gap voltage regulator to allow operation with a wide range of supply voltages. These devices feature logic level output and provide up to 21 mA of sink current. This allows direct driving of more than 7 TTL loads or any standard logic family using power supplies ranging from 4.5 to 24 volts. Output amplitude is constant at switching frequencies from DC to over 200 kHz.

The Uni-Polar turns on with a (logic level "0") after a sufficient magnetic field from the south pole of a magnet approached the symbolized face of the device (Operating Point) and turns off (logic level "1") after the magnetic field reached a minimum value. The Bi-Polar latch device turns on (logic level "0") in the presence of a magnetic south pole and turn off (logic level "1") when subjected to a magnetic north pole. Both magnetic poles are necessary for operation for Bi-Polar devices. This feature makes these sensors ideal for applications in non-contact switching operations, brushless DC motors and for use with multiple pole magnets.

Applications:

- Non-contact reflective object sensor
- Assembly line automation
- Machine automation
- Machine safety
- End of travel sensor
- Door sensor

Ordering Information	
Through Hole	Configuration
OH090U	Unipolar non-latching
OH180U	
OH360U	
OHN3013U	
OHN3113U	
OHN3019U	
OHS3019U	
OHN3119U	
OHS3119U	
OHN3020U	
OHS3020U	
OHN3120U	
OHS3120U	
OHN3030U	
OHS3030U	
OHN3130U	
OHS3130U	
OHN3131U	
OHS3131U	
OHN3040U	
OHS3040U	
OHN3140U	
OHS3140U	

Ordering Information	
Through Hole	Configuration
OHN3075U	Bi-Polar latching
OHS3075U	
OHN3175U	
OHS3175U	
OHN3177U	
OHS3177U	



RoHS

OPTeK reserves the right to make changes at any time in order to improve design and to supply the best product possible.

OPTeK Technology Inc. — 1645 Wallace Drive, Carrollton, Texas 75006
Phone: (972) 323-2200 or (800) 341-4747 FAX: (972) 323-2396 sensors@optekinc.com www.optekinc.com

Issue B.1 01/09
Page 1 of 10

Figura C.1: Portada de hoja técnica de sensor de efecto Hall

Hallogic Hall-effect Sensors
OH090U, OH180U, OH360U
OHN3000 Series, OHS3000 Series
OHN3100 Series, OHS3100 Series



FT electronics
OPTEK Technology

Electrical Characteristics ($V_{CC} = 4.5\text{ V to }24\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{ C}$ unless otherwise noted)

OHN3030U, OHS3030U, OHN3130U & OHS3130U Uni-Polar

SYMBOL	PARAMETER	MIN	TYP	MAX	UNITS	TEST CONDITIONS	
B _{OP}	Magnetic Operate Point ⁽¹⁾	OH_3030	-	205	250	Gauss	+25°C +25°C -20°C to +85°C -40°C to +125°C
		OH_3130	-	-	150		
		OHN3130	-	-	175		
		OHS3130	-	-	200		
B _{RP}	Magnetic Release Point	OH_3030	0	160	-	Gauss	+25°C +25°C -20°C to +85°C -40°C to +125°C
		OH_3130	-150	-	-		
		OHN3130	-175	-	-		
		OHS3130	-200	-	-		
B _H	Magnetic Hysteresis	OH_3030	20	45	-	Gauss	+25°C +25°C -20°C to +85°C -40°C to +125°C
		OH_3130	20	-	-		
		OHN3130	20	-	-		
		OHS3130	20	-	-		
I _{CC}	Supply Current	-	4	7	mA	V _{CC} = 24 V, Output Off, B ≤ 0 Gauss	
V _{OL}	Output Saturation Voltage	-	100	400	mV	V _{CC} = 4.5 V, I _{OL} = 20 mA, B ≥ 200 Gauss	
I _{OH}	Output Leakage Current	-	0.1	10.0	μA	V _{CC} = 24 V, V _{OUT} = 24 V, B ≤ 50 Gauss	
t _r	Output Rise Time	-	0.21	1.00	μs	R _L = 820 Ω, C _L = 20 pF, V _{CC} = 12 V	
t _f	Output Fall Time	-	0.10	1.00	μs		

Figura C.2: Especificaciones del sensor de efecto Hall



JOY-IT® DIGISPARK MICROCONTROLLER

26 x 12 mm sized microcontroller



The Digispark Mini is a 26mm x 12mm sized microcontroller. It can be directly programmed via the Arduino IDE. It is also equipped with 6 I/O Pins, 8K Flash, I2C and SPI.

MAIN FEATURES	
Model	Digispark Microcontroller
Color	Black
Flash-storage compatible to	8K (6K + Bootloader) pcDuino, Arduino

FURTHER SPECIFICATIONS	
Features	6 I/O pins (5 native, 6 after additional configuration) I2C + SPI
	PWM at 3 pins
	ADC at 4 pins
	Programmable via Arduino IDE
	Programming via USB

FURTHER DETAILS	
Article no.	ARD-Digispark
EAN	4250236813127
Customs tariff no.	8542319000
Dimensions (WxHxD)	26 x 19x 12 mm
Scope of delivery	Digispark Microcontroller

published: 27.05.2019

www.joy-it.net
Pascalstr. 8 47506 Neukirchen-Vluyn

Figura C.3: Hoja técnica de microcontrolador JOY-IT Digispark



ITEAD Studio
Make Innovation easier

Tech Support: info@iteadstudio.com

HC-05

-Bluetooth to Serial Port Module

Overview



HC-05 module is an easy to use Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) module, designed for transparent wireless serial connection setup.

Serial port Bluetooth module is fully qualified Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate) 3Mbps Modulation with complete 2.4GHz radio transceiver and baseband. It uses CSR Bluecore 04-External single chip Bluetooth system with CMOS technology and with AFH(Adaptive Frequency Hopping Feature). It has the footprint as small as 12.7mmx27mm. Hope it will simplify your overall design/development cycle.

Specifications

Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

HC-05 Bluetooth moduleiteadstudio.com06.18.2010

Figura C.4: Hoja técnica de transmisor bluetooth HC-05

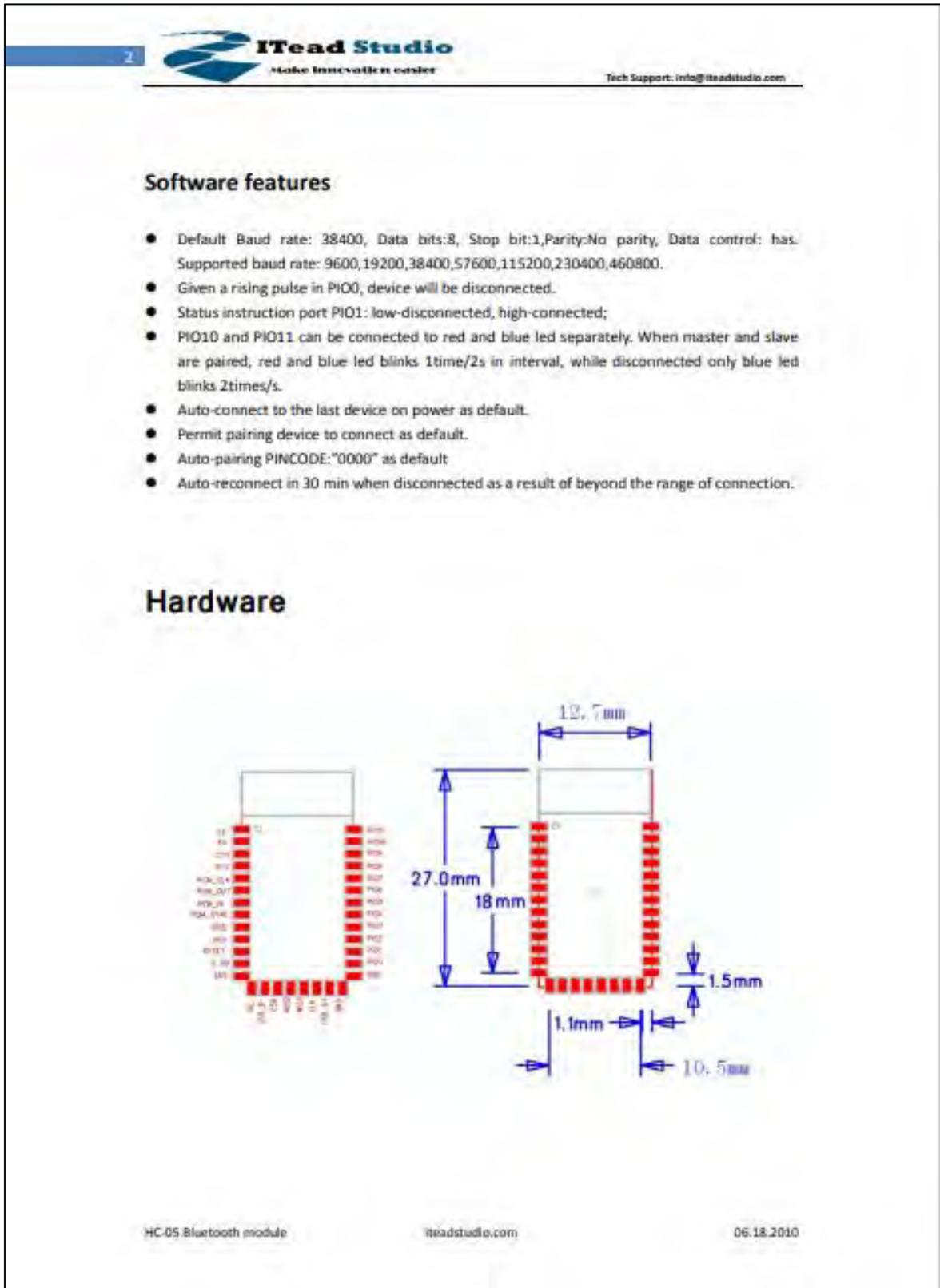


Figura C.5: Continuación de hoja técnica de transmisor bluetooth HC-05