



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Ejercitador respiratorio digital  
para pacientes post-COVID-19**

**TESIS**

Que para obtener el título de  
**Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A**

Fernando López González

**DIRECTOR DE TESIS**

M. en I. Serafín Castañeda Cedeño



**Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2022**

# Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por brindarme años de formación académica que me han permitido llevar a cabo la presente tesis, la cual busca contribuir a la sociedad ante la emergencia sanitaria que hemos hecho frente.

Al maestro Serafín Castañeda Cedeño por otorgarme su confianza y asesoría desde el primer momento, por todo su tiempo y disposición brindada en cada reunión de trabajo, por todo su conocimiento y compromiso para sacar adelante el proyecto aún en tiempo de pandemia.

Agradezco la asistencia financiera dirigida por parte del proyecto **PAPIIT IV100320 Desarrollo de Insumos e Instrumentación en atención a la emergencia sanitaria por COVID-19.**

Agradezco a los miembros de mi comité de sinodales: Dr. Didier Torres, Dra. María del Pilar Corona, Mtra. Maricarmen Guillén Mandujano e Ing. Miguel Ángel Gorostieta por brindarme su tiempo, conocimiento y observaciones para la realización de este proyecto.

# Dedicatorias

A mis abuelitos Josefina Torres Velasco y Fernando López Bidaur, mi agradecimiento y amor es eterno hacia ustedes, sin ustedes nada de esto sería posible. Gracias por todo su amor, presencia y procuración en cada etapa de mi vida, mis palabras de gratitud no son suficientes.

A mi madre Rocío González, gracias por todo tu soporte emocional, por todo tu amor, por creer en cada uno de mis proyectos, por tu compañía y tus palabras en este viaje, gracias por tu creatividad y por incentivar en mí desde el primer día de escuela la curiosidad y deseo de poner brillo y belleza en todo lo que hacemos. Gracias por cultivar en mí la consciencia y la espiritualidad que son el origen de mi desarrollo personal y profesional.

A mi padre Fernando López, gracias por tu apoyo incondicional para mi formación en la universidad y el desarrollo de mis proyectos personales. Gracias por las posibilidades y detalles que nos has brindado. Aprecio demasiado la confianza que depositas en mí y tu reconocimiento a mi trabajo diario.

A mi compañera de vida Mayte Flores Cortés, por todo el soporte emocional, académico y vital que me brindas cada día, por siempre impulsar mi desarrollo y dar cauce a todas las ideas y proyectos que aparecen en mi mente inquieta. Gracias por procurarme tu amor, sabiduría y complicidad en cada momento. Eres mi inspiración y mi gran admiración, seguiremos creciendo juntos personal y profesionalmente.

A Javier Rojas Mosqueda por tu profunda amistad, hermandad y apoyo genuino no sólo como colegas ante todos los desafíos de la universidad, sino por tanta filosofía, descubrimientos, momentos únicos y charlas siempre tan trascendentales para el ejercicio del pensamiento y el arte de vivir. Gracias por creer en nuestro potencial y por compartirme el extraordinario hombre que eres.

A George Rodríguez, gracias por brindarme tu mano en cada una de las locuras y proyectos que he emprendido, gracias por enseñarme mediante tu ejemplo: el valor del esfuerzo y a no desistir en la búsqueda de soluciones. Me has mostrado que la ingeniería y la vida son mucho más que conceptos.

# Resumen

El objetivo de la presente tesis es diseñar mediante métodos de ingeniería un dispositivo constituido por un ejercitador respiratorio incentivo y un monitor de variables fisiológicas asociadas con pruebas de función respiratoria, el cual está dirigido a pacientes post-COVID-19.

En los últimos años la pandemia causada por COVID-19 ha representado una emergencia sanitaria de preocupación internacional. La pandemia ha derivado en millones de muertes y en un número creciente de pacientes que presentan secuelas ocasionadas por la enfermedad. Por lo tanto, la implementación de ejercitadores respiratorios y pruebas de función respiratoria se ha tornado una necesidad.

Por inicio, la metodología de diseño implica una revisión bibliográfica de las variables fisiológicas a medir, así como también de los procesos fisiológicos implicados en el diseño del dispositivo. Posteriormente, se desarrolla el diseño conceptual, el cual involucra la identificación de necesidades-métrica y el planteamiento del producto; se procede con el diseño electrónico que corresponde a la selección e instrumentación del sensor de flujo, sensor pulsioxímetro y microcontrolador, así como también al diseño del circuito. Secuencialmente, se presenta el diseño de software concerniente a la programación del microcontrolador y a la creación de la aplicación móvil: Ejercitador Respiratorio Post-COVID-19. Después se describe el diseño y manufactura del prototipo mediante manufactura aditiva.

En la etapa final, se describen las pruebas de calibración y exactitud para los sensores implementados y una prueba de funcionalidad de la aplicación móvil.

Finalmente, se presentan las conclusiones destacando la funcionalidad del dispositivo y de la aplicación móvil de acuerdo con las pruebas realizadas.

# Abstract

The aim of this thesis is to design, employing engineering methods, a device consisting of a respiratory stimulator and a monitor of physiological variables associated with respiratory function tests, for post-COVID-19 patients.

In recent years, the COVID-19 pandemic has represented a health emergency of international concern. The pandemic has resulted in millions of deaths and an increasing number of patients suffering from the disease's sequelae. Therefore, the implementation of respiratory exercises and respiratory function tests has become a necessity.

Initially, the design methodology involves a bibliographic review of the physiological variables to be measured, as well as the physiological processes involved in the design of the device. Subsequently, the conceptual design is developed, which involves the identification of metric needs and the design of the product; it proceeds with the electronic design that corresponds to the selection and instrumentation of the flow sensor, pulse oximeter sensor and microcontroller, as well as the circuit design. Subsequently, the software design related to the microcontroller programming and the creation of the mobile application (Respiratory Exerciser Post-COVID-19) is presented. The design and manufacture of the prototype using additive manufacturing is then described.

In the final stage, calibration and accuracy tests for the deployed sensors and a functionality test of the mobile application are described.

Finally, conclusions are presented highlighting the functionality of the device and the mobile application according to the tests carried out.

# Índice general

<b>Capítulo 1: Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Contexto actual	1
1.2 Secuelas derivadas de COVID-19	1
1.3 Fisioterapia respiratoria post-COVID-19	2
1.3.1 Ejercicios de fisioterapia respiratoria	2
1.4 Fisioterapia mediante estimuladores respiratorios	3
1.5 Pruebas de función respiratoria	4
1.5.1 Prueba de caminata de seis minutos	4
Justificación	6
<b>Preguntas de investigación</b>	<b>6</b>
<b>Objetivo</b>	<b>6</b>
<b>Alcance</b>	<b>6</b>
<b>Capítulo 2 : Antecedentes</b>	<b>7</b>
2.1 Fisiología respiratoria	7
2.2 Volúmenes torácicos	7
2.3 Volúmenes estáticos pulmonares: valores normales	8
2.4 Flujo inspiratorio medio	9
2.4.1 Medición del flujo respiratorio	9
2.5 Oximetría de pulso	10
2.6 Frecuencia cardíaca	12
<b>Capítulo 3: Diseño conceptual</b>	<b>13</b>
3.1 Identificación de necesidades-métricas	13
3.2 Planeación del producto	17
3.3 Generación de conceptos	17
3.3.1 Análisis de funciones	17
3.3.2 Clasificación de conceptos	18
3.4 Propuestas de solución	19
3.5 Selección de concepto y arquitectura del producto	21
<b>Capítulo 4: Diseño electrónico</b>	<b>23</b>
4.1 Selección de componentes electrónicos	23
4.1.1 Sensor de flujo de uso médico	23
4.1.2 Sensor de pulsioximetría	24
4.1.3 Microcontrolador	25
4.1.4 Transmisión de datos	26

4.2 Circuito electrónico	26
4.3 Análisis de corrientes	27
4.4 Transformación, rectificación y regulación de la tensión	27
<b>Capítulo 5: Diseño de software</b>	<b>28</b>
5.1 Programación del microcontrolador	28
5.2 Planteamiento de la aplicación para teléfono inteligente	29
5.2.3 Bosquejo de la aplicación	30
5.3 Versión final de la aplicación para teléfono inteligente	33
5.3.1 Descripción general	33
5.3.2 Frontend	33
5.3.3 Backend	40
<b>Capítulo 6 : Construcción de prototipo</b>	<b>45</b>
6.1 Diseño asistido por computadora	45
6.2 Manufactura	48
<b>Capítulo 8: Pruebas</b>	<b>51</b>
8.1 Calibración	51
8.2 Determinación de exactitud	54
8.2.1 Sensor de flujo	54
8.2.2 Sensor pulsioxímetro	56
8.3 Prueba de funcionalidad de la aplicación móvil	57
<b>Conclusiones</b>	<b>61</b>
<b>Referencias</b>	<b>62</b>
<b>Anexos</b>	<b>66</b>

# Capítulo 1: Introducción

## 1.1 Contexto actual

La Organización Mundial de la Salud en su reporte “*Report of the WHO-China Joint Mission on Coronavirus Disease 2019 (COVID-19)*” declaró la infección de SARS-CoV-2 como una emergencia sanitaria de preocupación internacional. A nivel nacional en marzo de 2020, el gobierno de México declaró la emergencia con la iniciación del confinamiento y posteriormente con las jornadas de sana distancia. Desde entonces, la enfermedad ha representado un problema de salud a nivel mundial.

La Secretaría de Salud de México [1] señala que mundialmente se han confirmado cerca de 590 millones de casos y aproximadamente 6 millones de muertes. La enfermedad ha supuesto una fisiopatología única, por lo tanto, un rompecabezas en la manera de establecer tratamientos [2].

## 1.2 Secuelas derivadas de COVID-19

Se ha observado que no todo paciente con COVID-19 se recupera íntegramente días o semanas después del cuadro infeccioso [3]. De hecho, existe evidencia creciente con relación a los efectos subagudos y a largo plazo de COVID-19 en múltiples órganos y sistemas. Para referirse a estos pacientes con un periodo de recuperación prolongado y persistencia de los síntomas se acuñó el término de COVID-19 post-agudo (COVID-pa) o COVID prolongado.

Se sugiere que los síntomas residuales más frecuentes son: fatiga, disnea leve (sensación subjetiva asociada con la dificultad para respirar), dolor torácico, alteraciones cognitivas y dolor en articulaciones; conllevando a un severo deterioro de la calidad de vida del paciente [3].

Por otro lado, se ha reportado la presencia de COVID-pa incluso a los 6 meses de la resolución de la COVID-19 [3].

En suma, como se citó en [3], de acuerdo con diferentes estudios el síntoma más prevalente parece ser la fatiga, seguido de la disnea, pérdida del olfato o el gusto y dolor articular.



## **1.3 Fisioterapia respiratoria post-COVID-19**

En todos los estudios en los cuales se midió la calidad de vida de los pacientes, todos reportaron una disminución significativa de la misma debido a la persistencia de los síntomas [3]. La fatiga y la disnea, ambos reportados como los síntomas más prevalentes a mediano y largo plazo, son susceptibles de ser abordados desde la fisioterapia respiratoria [4].

Los objetivos terapéuticos, los cuales son fundamentales para adecuar la fisioterapia respiratoria del paciente, se establecerán según las necesidades de cada sujeto y en función de los resultados de la evaluación [4]. Estos se centrarán en: recuperar o mejorar la función cardiorrespiratoria, la capacidad física y funcional, reducir la debilidad muscular (tanto periférica como respiratoria), disminuir el dolor y la fatiga, controlar la dificultad para respirar (tanto en reposo como durante las actividades) y recuperar o mejorar la autonomía del paciente.

En el mismo orden de ideas, los autores proponen un algoritmo de decisión terapéutica basado en una evaluación previa. Se pretende tratar con los pacientes que presentan disnea valorando desaturación tanto en reposo como en esfuerzo. Pacientes con una oxigenación menor a 96% en reposo o una caída de más del 3% durante ejercicio o pruebas de evaluación como la prueba sentarse y pararse (STS, por sus siglas en inglés) o la prueba de caminata de 6 minutos (PC6M) se beneficiarán de los ejercicios de control respiratorio añadidos al entrenamiento aeróbico [4].

### **1.3.1 Ejercicios de fisioterapia respiratoria**

El enfoque de los ejercicios de fisioterapia respiratoria o ejercicios de control respiratorio es el de la recuperación y rehabilitación domiciliaria de pacientes post-COVID-19 para la regularización de la función pulmonar [5].

A continuación se presenta una breve descripción de los ejercicios recomendados [5]:

- *Respiración de labios fruncidos.* Consiste en sentarse en una silla, inspirar lentamente por la nariz, retener el aire inhalado durante 2 a 3 segundos y por último, formar una “u” con los labios para espirar lentamente a través de la boca.
- *Respiración abdominal.* Consiste en recostarse o sentarse colocando las manos sobre el abdomen e inspirar para dilatarlo. Finalmente, es necesario formar con los labios una “u” y espirar lentamente para relajar el abdomen.

- *Respiración costal.* Consiste en recostarse o sentarse colocando las manos sobre el tórax e inspirar para dilatarlo. Como último paso se debe formar con los labios una “u” y espirar lentamente para relajar el tórax.
- *Espiración con ayuda de presión espiratoria positiva.* Para la ejecución de este ejercicio se requiere un popote largo y una botella de 1 L. El ejercicio se realiza soplando a través del popote para formar burbujas en el agua.
- *Espiración lenta con la boca abierta.* Consiste en recostarse de lado sobre una superficie plana, inhalar por la nariz en forma normal, exhalar lentamente con la boca abierta hasta vaciar totalmente los pulmones y finalmente, repetir el ejercicio recostado sobre el otro lado del cuerpo.

## 1.4 Fisioterapia mediante estimuladores respiratorios

Los ejercitadores respiratorios incentivos (ERI) son dispositivos que estimulan al paciente para ejercitar la inspiración y que, al mismo tiempo, le proporcionan una retroalimentación visual acerca de las características de ésta. La retroalimentación visual constituye un estímulo adicional para la realización de los ejercicios.

Los ERI son la base de las técnicas de espirometría incentivada, y estimulan al paciente para la realización de inspiraciones sostenidas máximas (prolongadas, lentas y profundas); complementan de manera idónea los ejercicios de fisioterapia respiratoria (sobre todo los relacionados con la expansión torácica). Existen dos tipos de ERI : ERI dependiente de flujo (figura 1.1) y ERI dependiente de volumen (figura 1.2) [5].



Figura 1.1 Ejercitador respiratorio incentivo dependiente de flujo [6]



Figura 1.2 Ejercitador respiratorio incentivo dependiente de volumen [7]

## 1.5 Pruebas de función respiratoria

Las pruebas de función respiratoria son un amplio grupo de exploraciones que permiten valorar de forma objetiva, y fiable, distintos aspectos del funcionamiento del aparato respiratorio [8].

Éstas se pueden clasificar en pruebas de mecánica de la respiración, pruebas de intercambio gaseoso, pruebas de ejercicio (que exploran de manera integrada, tanto aspectos de la mecánica respiratoria como del intercambio de gases) y pruebas del control de la respiración.

Entre estas pruebas se encuentra la espirometría, pletismografía, presiones respiratorias máximas y la oscilometría. Existen, además, las pruebas que miden el intercambio de gases como la gasometría, oximetría de pulso, capnografía, prueba de difusión de monóxido de carbono (DLCO) y difusión pulmonar de óxido nítrico.

Las principales pruebas estudiadas y que parecen ser de utilidad para la evaluación de los pacientes recuperados de COVID-19 son la espirometría, prueba de difusión de monóxido de carbono, prueba de caminata de 6 minutos y medición de las presiones respiratorias máximas [9].

### 1.5.1 Prueba de caminata de seis minutos

La prueba de caminata de seis minutos consiste en que el individuo camine tan rápido como le sea posible a través de un pasillo de 30 m, durante seis minutos. El resultado final son los metros caminados por el individuo los cuales se comparan con valores predichos publicados para sujetos de su misma estatura, peso, sexo y etnia. Es de esperar que numerosos pacientes que padecieron

COVID-19, que permanecieron mucho tiempo en terapia intensiva y estuvieron bajo ventilación mecánica invasiva, caminen menos metros durante la prueba. Esto se debe a la potencial afección neuromuscular a nivel de los miembros pélvicos, que podrían experimentar dichos pacientes. Sin embargo, durante la PC6M se miden otras variables como la saturación de oxígeno por pulso-oximetría (SpO<sub>2</sub>), la frecuencia cardíaca, la tensión arterial sistémica y el grado de disnea y fatiga. De esta forma, es posible identificar a los individuos que en condiciones de reposo oxigenan normal, pero que en condiciones de estrés (como ejercicio submáximo) sufren una disminución en su saturación de oxígeno [10].

En [10] se considera que durante la PC6M la persona presenta disminución en la oxigenación si existe:

- SpO<sub>2</sub> ≤ 88 % sostenidamente por un minuto.
- SpO<sub>2</sub> < 85 % por 15 segundos.
- Disminución de al menos 4 % de la SpO<sub>2</sub> basal por al menos un minuto (aunque no sea inferior a 88 %)

## **Justificación**

En México el elevado número de casos de pacientes con secuelas post-COVID-19 o COVID prolongado, así como la nueva fisiopatología que supone esta enfermedad, requiere del uso de dispositivos orientados a la fisioterapia respiratoria y de la evaluación del individuo mediante pruebas asociadas a la función pulmonar. Una de las técnicas fisioterapéuticas empleadas para el tratamiento de dichos padecimientos emplea estimuladores respiratorios incentivos.

## **Preguntas de investigación**

De acuerdo con la necesidad de emplear dispositivos orientados a la fisioterapia respiratoria y de valorar de manera objetiva parámetros asociados a la función pulmonar de pacientes post-COVID-19, se plantean las siguientes preguntas de investigación:

- ¿Cómo diseñar un estimulador respiratorio incentivo dirigido a pacientes post-COVID-19?
- ¿Será posible integrar un estimulador respiratorio incentivo y una prueba de función respiratoria en un mismo dispositivo?
- ¿Cómo validar el uso del dispositivo fisioterapéutico diseñado?

## **Objetivo**

Diseñar un ejercitador respiratorio digital mediante métodos de ingeniería dirigido al tratamiento fisioterapéutico de pacientes post-COVID-19.

## **Alcance**

- Diseño: se realizará un diseño mecatrónico empleando algunos conceptos de la metodología para diseño de productos de Ulrich [11], el cual, atienda las necesidades de las personas que presentan secuelas post-COVID-19.
- Prototipado: se elaborará un prototipo empleando componentes, materiales, y métodos de manufactura que permitan replicabilidad.
- Pruebas: se realizarán pruebas de calibración con el objetivo de determinar la funcionalidad del dispositivo.

# Capítulo 2 : Antecedentes

Con el objetivo de establecer las métricas de diseño y posteriormente el diseño conceptual, es necesario estudiar, a manera de antecedentes, los procesos implicados en la respiración humana, así como también los valores representativos de las variables fisiológicas a medir. A continuación se hace una revisión bibliográfica al respecto.

## 2.1 Fisiología respiratoria

La ventilación pulmonar es el proceso funcional por el que el gas es transportado desde el entorno del sujeto hasta los alvéolos pulmonares y viceversa.

El objetivo de la ventilación pulmonar es transportar el oxígeno hasta el espacio alveolar para que se produzca el intercambio con el espacio capilar pulmonar y evacuar el dióxido de carbono producido a nivel metabólico [12].

## 2.2 Volúmenes torácicos

La capacidad ventilatoria se cuantifica mediante la medición de los volúmenes pulmonares y espirometría. Los volúmenes torácicos se clasifican de la siguiente manera:

- *Capacidad pulmonar total.* Es el volumen de gas en los pulmones al final de una inspiración máxima. Es resultado de la suma entre capacidad vital y volumen residual.
- *Capacidad vital espiratoria.* Es el volumen de gas exhalado después de una inspiración máxima.
- *Capacidad vital.* Es la suma de la capacidad inspiratoria y del volumen de reserva espiratoria. En otras palabras, es el volumen máximo de gas pulmonar movilizable.
- *Volumen residual.* Es el volumen de gas que queda en los pulmones después de una espiración máxima [12].

## 2.3 Volúmenes estáticos pulmonares: valores normales

De acuerdo con la *Standardized Lung Function Testing* reportada en [13] se tiene la siguiente ecuación de regresión para volúmenes pulmonares. Específicamente para el parámetro de capacidad pulmonar total (TLC, por sus siglas en inglés) se tiene:

**Tabla 1. Ecuaciones para valores de TLC de referencia**

Hombres	7.99 H - 7.08 litros
Mujeres	6.60 H - 5.79 litros

En la cual, H se entiende como altura en metros.

En México, un ciudadano promedio tiene una estatura promedio que oscila en un rango de 1.58 a 1.64 metros [14]. Para esta precisión se empleará el límite superior. Por lo tanto, se tienen los valores presentados en la Tabla 2.

**Tabla 2. Valores de TLC de referencia en México**

Hombres	6.02 litros
Mujeres	5.03 litros

Sin embargo, el volumen de interés es la capacidad vital inspiratoria (IVC, por sus siglas en inglés) que se obtiene de la siguiente relación (Ec. 2.1):

$$IVC = TLC - RV \quad [Ec. 2.1]$$

Para el parámetro de volumen residual (RV, por sus siglas en inglés) se tienen las ecuaciones de la Tabla 3.

**Tabla 3. Ecuaciones para valores de RV de referencia**

Hombres	1.31 H + 0.022 A - 1.23 litros
Mujeres	1.81 H + 0.016 A - 2 litros

En la cual, A se entiende como edad en años.

En México la moda de casos confirmados por rango de edad se encuentra entre 18 y 29 [1]; por lo tanto, se tomará el límite superior como edad a considerar para la ecuación de valores de RV:

**Tabla 4. Valores RV de referencia en México**

Hombres	1.5784 litros
Mujeres	1.4484 litros

Finalmente, se tienen los siguientes valores de IVC de referencia plasmados en la Tabla 5.

**Tabla 5. Valores IVC de referencia en México**

Hombres	4.44 litros
Mujeres	3.5816 litros

## 2.4 Flujo inspiratorio medio

El flujo inspiratorio medio es uno de los parámetros utilizables en el estudio clínico de la regulación de la respiración.

Estudiando parámetros repetibles de espirograma en reposo se puede obtener información sobre los mecanismos de regulación de la respiración, como lo son: flujo inspiratorio medio y el tiempo inspiratorio medio. Se reporta un flujo inspiratorio medio de  $0.361 \frac{L}{s}$  mientras que el tiempo inspiratorio medio es de 1.745 s [15].

### 2.4.1 Medición del flujo respiratorio

En general, cuando un médico busca diagnosticar una enfermedad respiratoria, le interesa conocer la presión en el interior del pulmón; una de las formas de conocer la diferencia de



presión es medir el flujo de intercambio. Para medir el flujo de intercambio, se emplean los transductores de flujo. Para lograr un procesamiento electrónico por lo general se añaden transductores de presión diferencial [16].

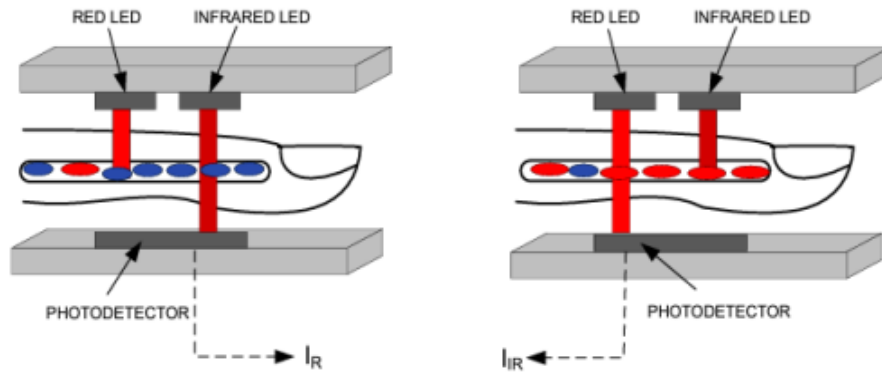
Específicamente, los neumotacógrafos son sensores de flujo gaseoso que transforman en presión diferencial proporcional. La medición de flujo puede emplearse diversos principios físicos, lo que origina una extensa familia de dispositivos [16].

Los tipos de neumotacógrafos que comúnmente se utilizan son [16]:

- *Neumotacógrafo de turbina.* Utilizan una pequeña turbina, que gira al circular el gas, el valor del flujo es directamente proporcional a la velocidad de giro de la turbina.
- *Neumotacógrafo de gradiente térmico.* Emplean el principio de convección térmica, cuando se opera en modo de autocalentamiento la corriente que circula por los elementos resistivos del sensor generan una temperatura por encima del flujo circundante, por lo que se establece un gradiente de temperatura entre el sensor y el gas.
- *Neumotacógrafo ultrasónico.* Emplean el efecto Doppler a modo de medir la velocidad de propagación dentro del fluido.
- *Neumotacógrafo de resistencia neumática.* Emplean las propiedades físicas del flujo de manera que se registra la caída de presión proporcional al flujo de gas que pasa por el dispositivo.

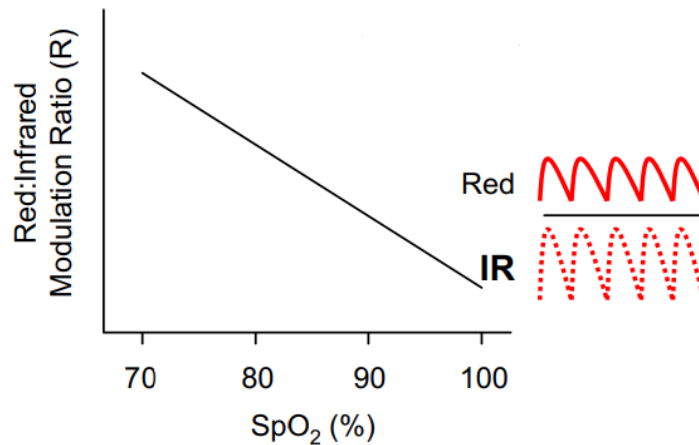
## **2.5 Oximetría de pulso**

La oximetría de pulso es un método no invasivo que permite la estimación de la saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial; también vigila la frecuencia cardíaca y la amplitud del pulso. Este método se basa en la lectura indirecta de dos compuestos presentes en la sangre: oxihemoglobina ( $O_2Hb$ ) y desoxihemoglobina ( $HHb$ ), los cuales absorben de manera diferenciada la luz infrarroja y roja, respectivamente. En este sentido, la oxihemoglobina refleja más luz roja mientras que la desoxihemoglobina refleja más la luz infrarroja. Considerando lo antes descrito, los oxímetros de pulso poseen emisores de luz roja e infrarroja, ubicados en un extremo del dispositivo, mientras que en el otro extremo se tienen dos fotorreceptores, los cuales permiten detectar los cambios de corriente generados por el flujo sanguíneo y la concentración de oxígeno [17].



**Figura 2.1 Principio de funcionamiento de los sensores pulsioxímetros [17]**

De manera que la concentración de oxígeno se obtiene a partir de la relación de las absorbancias del rojo e infrarrojo como se observa en la gráfica de la Figura 2.2.



**Figura 2.2 Relación de absorbancias para la determinación de la concentración de oxígeno [18]**

La presión parcial de oxígeno disuelto en la sangre arterial se denomina  $PaO_2$ . El porcentaje de saturación de oxígeno unido a la hemoglobina en la sangre arterial se denomina  $SaO_2$  y cuando se mide por un oxímetro de pulso, este valor se denomina  $SpO_2$  [19].

La mayoría de las personas necesita un nivel mínimo de saturación de oxígeno del 89% para que sus células se mantengan saludables. Se considera que tener niveles más bajos de saturación de oxígeno en la sangre durante un período de tiempo corto no causa daños; sin embargo, si esto ocurre con frecuencia, puede dañar o provocar un esfuerzo excesivo a las células del organismo [20].

## **2.6 Frecuencia cardiaca**

Es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia.

La frecuencia cardiaca en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto (lpm) en las personas adultas [21].

# Capítulo 3: Diseño conceptual

## 3.1 Identificación de necesidades-métricas

En primera instancia, con el objetivo de perfilar el diseño del dispositivo conforme a una muestra poblacional, se identificaron las necesidades del usuario (Tabla 6) a partir de la información disponible, la cual fue recabada mediante el método de encuesta aplicado a un grupo de 65 personas de la Ciudad de México que reportó un rango de edad que osciló entre 16 y 69 años. Los resultados de la encuesta antes mencionada pueden consultarse en Anexo A.

Tabla 6. Identificación de necesidades de usuario

Pregunta	Respuesta más frecuente del cliente	Necesidad interpretada
¿Dónde le gustaría poder usar tal dispositivo?	Cualquier lugar (55%)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria es portátil
¿Prefiere que el dispositivo tenga baterías o se conecte a la toma corriente?	Toma corriente (52.5 %)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria funciona con AC
¿Cuántas veces al día podría usar el dispositivo?	Dos veces (32.8%)	El dispositivo emplea métodos no invasivos aptos para más de 1 sólo uso al día
¿Le gustaría poder ver sus resultados gráficamente?	Sí me gustaría (100%)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria cuenta con un display
¿Le gustaría que el dispositivo se vincule a su dispositivo celular?	Sí me gustaría (87.5%)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria transmite datos a un dispositivo celular

¿Le gustaría que su dispositivo almacene información de sus terapias?	Sí me gustaría (84.38%)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria cuenta con una memoria
¿Le gustaría que el dispositivo le indique las terapias a realizar?	Sí me gustaría (90.6%)	El dispositivo de fisioterapia respiratoria es capaz de almacenar y programar terapias
¿Qué características le resultarían indispensables del producto?	Silencioso (75%), económico (78.12%), cómodo (68.75%), fácil de operar (65.6%), ligero (50%)	El dispositivo de fisioterapia es silencioso, económico, ergonómico, simple y ligero

Posteriormente, es necesario organizar las numerosas necesidades en una jerarquía que permita desarrollar las actividades subsiguientes [11].

En la Tabla 7 se estableció la jerarquía de las necesidades del usuario; en la primera columna se tienen las necesidades consideradas primarias (necesidades generales), mientras que en la columna 2 y 3 se tienen las necesidades secundarias y terciarias (expresan necesidades con mayor detalle) correspondientemente.

En la penúltima columna se estableció la importancia relativa, con el objetivo de hacer las concesiones adecuadas y asignar recursos en el diseño del producto [11].

El criterio empleado para asignar la valoración numérica de importancia se basó en la experiencia propia con proyectos de ingeniería.

**Tabla 7. Jerarquización de necesidades del cliente**

<b>Necesidad</b>			<b>Importancia (en escala de 1 a 5)</b>	<b>No.</b>
Portable	Ligero	Dimensiones pequeñas	5	1
		Materiales de baja densidad	4	2
	Retraible	Cambio de posición de los componentes	1	3
	Disponibilidad de la fuente de energía	Toma de energía del entorno	4	4
		Almacenamiento de energía	2	5
Fácil de operar	Interfaz de usuario	Entorno visual	5	6
		Capacidad de programar fácilmente	5	7
	Pocos elementos	Composición modular	5	8
	Configuraciones preestablecidas	Programación definida	3	9
Cómodo	Ergonómico	Componentes diseñados a la antropometría	3	10
	Materiales suaves	Elasticidad	4	11
	Adaptabilidad al usuario	Elementos móviles	2	12
Silencioso	Aislamiento de ruido	Encapsulado	4	13

Finalmente, se requiere traducir las necesidades del cliente (interpretaciones subjetivas) a un conjunto de especificaciones que explican con detalles medibles lo que el producto tiene que hacer [11]. Para dicho propósito, se procedió con la elaboración de la matriz de necesidades-métricas, representada en la siguiente Tabla 8.

**Tabla 8. Matriz de necesidades-métrica**

<b>Métrica num.</b>	<b>No. de necesidad</b>	<b>Métrica</b>	<b>Importancia (en escala de 1 a 5)</b>	<b>Unidades</b>
1	1,2	Masa del dispositivo	5	kg
2	2,10	Volumen del dispositivo	5	$m^3$
3	4,5	Voltaje de operación	5	V
4	7,9	Capacidad de almacenamiento en memoria	2	byte
5	8,13	Ruido emitido por el dispositivo	2	dBA
7	3,6,11,12	Operabilidad	4	Subj
8	8,12	Componentes	4	unidad

## 3.2 Planeación del producto

Con base en el objetivo de la presente tesis, antecedentes y necesidades-métricas interpretadas se plantea el desarrollo de un dispositivo inspirómetro digital, preferentemente con conexión a *smartphone*, el cual permita al usuario programar sesiones de fisioterapia respiratoria, almacenar datos de dichas sesiones, ofrecer instrucciones claras, así como realimentación visual. Además, se determinó, con base en la viabilidad de instrumentación, que el dispositivo permita monitorear variables fisiológicas asociadas con la prueba de función respiratoria PC6M.

## 3.3 Generación de conceptos

### 3.3.1 Análisis de funciones

En la figura 3.1 se presenta un diagrama que interrelaciona las funciones requeridas para el diseño del sistema con la finalidad de generar propuestas de solución.

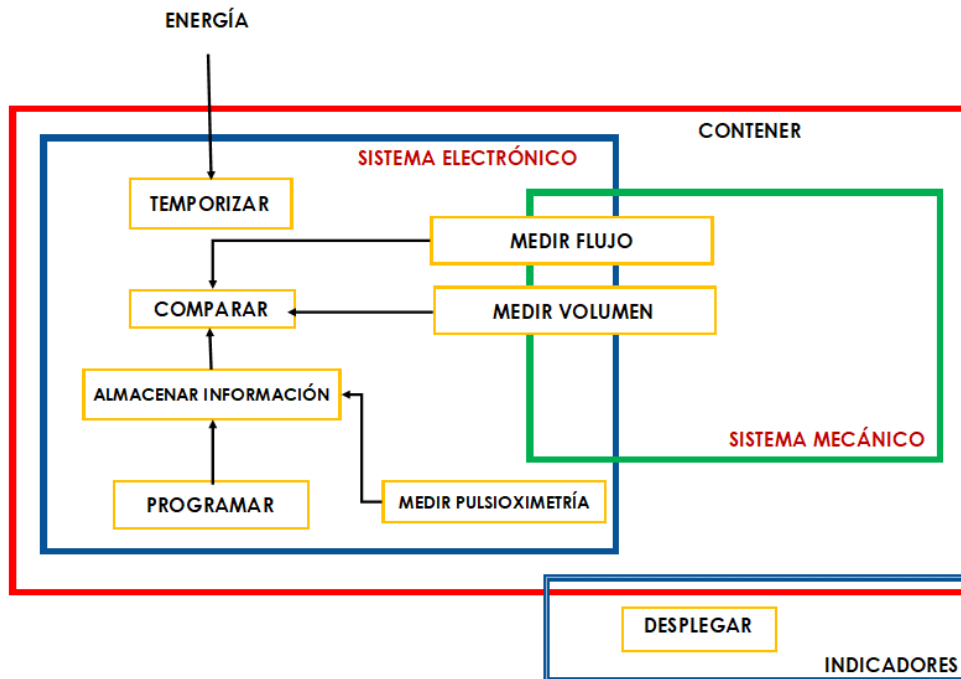


Figura 3.1. Diagrama de funciones del dispositivo inspirómetro



### 3.3.2 Clasificación de conceptos

En la Tabla 9 se presentan posibles soluciones a las funciones especificadas en el apartado anterior.

**Tabla 9. Clasificación de conceptos**

<b>Suministrar energía</b>	<b>Comparar</b>
Toma corriente Batería	Microcontrolador Circuito electrónico Mecanismo

<b>Almacenar información</b>	<b>Programar</b>	<b>Desplegar</b>
Memoria SD Memoria Flash	App Teclado embebido	Display embebido App

<b>Indicar</b>	<b>Medir volumen</b>	<b>Medir flujo</b>
Buzzer Bocina De manera luminosa Recursos gráficos	-Volumen desplazado - Medición indirecta mediante presión -Cambio de dimensiones -Mediante integración de flujo respecto al tiempo	Transductor Medición indirecta

### 3.4 Propuestas de solución

Como parte del proceso de diseño conceptual se presentan bocetos iniciales que corresponden a las propuestas de solución de las principales funciones requeridas: medir flujo, medir volumen; además de propuestas para la arquitectura del producto.

Tabla 10. Tabla de conceptos para función medir flujo

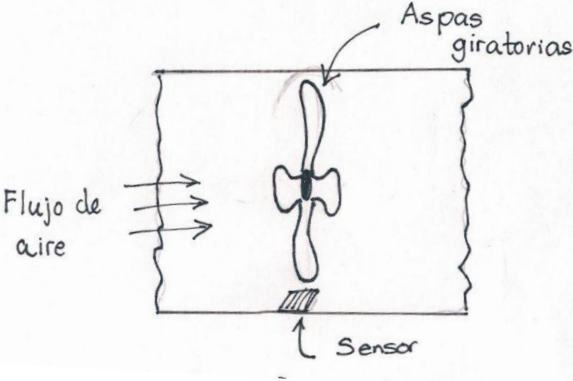
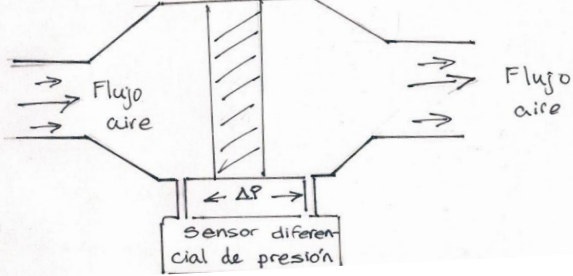
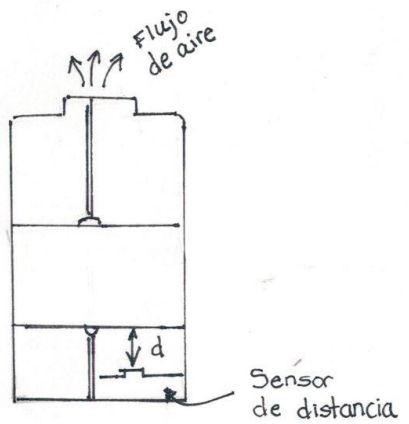
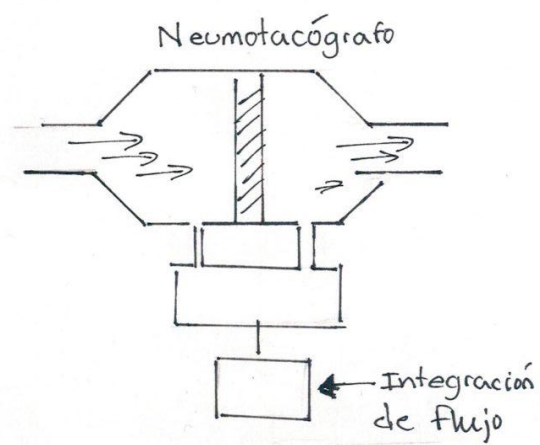
Concepto	Diagrama
Neumotacógrafo de turbina	
Neumotacógrafo de resistencia neumática	

Tabla 11. Tabla de conceptos para función medir volumen

Concepto	Diagrama
Piston y sensor de distancia	 <p>The diagram shows a vertical cross-section of a cylindrical chamber. At the top, two upward-pointing arrows are labeled "Flujo de aire". A piston is positioned in the middle of the chamber. At the bottom, a sensor is shown with a vertical double-headed arrow labeled "d" indicating the distance between the piston and the sensor. The sensor is labeled "Sensor de distancia".</p>
Neumotacógrafo e integración de flujo en función del tiempo	 <p>The diagram shows a cross-section of a pneumotachograph. It consists of a central vertical tube with a hatched section in the middle. Air flow is indicated by arrows entering from the left and exiting to the right. Below the main tube, there is a rectangular component labeled "Integración de flujo". The entire assembly is labeled "Neumotacógrafo".</p>

**Tabla 12. Tabla de conceptos para arquitectura del producto**

Concepto	Diagrama
Estructura con maneral y boquilla	
Estructura cilíndrica con boquilla y extensión de manguera	

### 3.5 Selección de concepto y arquitectura del producto

Inicialmente, respecto a la medición de flujo se seleccionó un sensor digital de flujo, debido a que los dispositivos inspirómetros incentivos existentes en el mercado basan su funcionamiento en pistones y partes móviles, las cuales pueden generar errores de medición asociados a la fricción y *momentum* [22]. De modo que para la medición de volumen se hará una integración numérica respecto al tiempo de los valores de flujo provenientes del sensor.

Para el almacenamiento y comparación de mediciones se optó por diseñar una aplicación para teléfono inteligente atendiendo dicha necesidad interpretada (87.5% de aceptación). La aplicación además permitirá establecer sesiones de fisioterapia e implementar la prueba PC6M.

Adicionalmente, ofrecerá retroalimentación visual debido a que con frecuencia los inspirómetros se usan de forma inadecuada como consecuencia de establecer ritmos incorrectos de respiración [22].

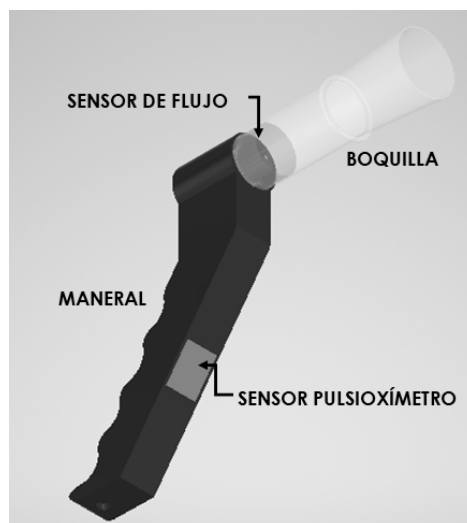
Mientras que para la medición de saturación de oxígeno, requerida para la prueba PC6M, se seleccionó un sensor pulsioxímetro óptico ya que se trata de un método de medición no invasivo y ligero.

En lo concerniente a la alimentación del dispositivo se optó por la conexión a toma corriente, como una manera de reducir costos, al evitar el uso de baterías, aunque dicha determinación implique una portabilidad parcial.

Finalmente, una vez seleccionadas las propuestas para cada una de las funciones se estableció la arquitectura del producto como una arquitectura modular comprendida por un maneral y una boquilla.

Cabe mencionar que la arquitectura de un producto es el esquema por el cual los elementos funcionales se acomodan en trozos físicos y por medio del cual éstos interactúan, específicamente, la arquitectura modular implica que las interacciones entre trozos están bien definidas y son generalmente fundamentales para las funciones primarias del producto [11].

La disposición de los elementos se observa en la Figura 3.2.



**Figura 3.2 Disposición geométrica del dispositivo ERI**

# Capítulo 4: Diseño electrónico

## 4.1 Selección de componentes electrónicos

### 4.1.1 Sensor de flujo de uso médico

Inicialmente, se consideraron los siguientes modelos de sensores de flujo para aplicación médica (Tabla 13).

Tabla 13. Propuestas para sensor de flujo

Modelo	Rango de medición	Voltaje de alimentación	Frecuencia	Resolución	Exactitud	Operación
Sensirion SFM3200-AW	-100 slm a +250 slm	5 V +/-5%	2 kHz	0.07 slm	7%	Bidireccional
Sensirion SFM3300-AW	-250 slm a +250 slm	5 V +/-5%	2 kHz	0.07 slm	7%	Bidireccional
Sensirion SFM4100-O2	0-20 slm	3-9 V	100 kHz	0.03	3%	Unidireccional

Se decidió emplear el sensor SFM4100-O2 (Figura 4.1) debido a que los límites de su rango son los más cercanos a los valores promedio de flujo respiratorio.



Figura 4.1 Sensor de flujo SFM4100-O2 [23]

### 4.1.2 Sensor de pulsioximetría

Del mismo modo, se consideraron los siguientes modelos de sensores para la función de pulsioximetría (Tabla 14).

Tabla 14. Propuestas para sensor pulsioxímetro

Modelo	Voltaje de alimentación	Corriente	Características destacadas
MAX30112	1.8 V	-	<ul style="list-style-type: none"><li>- Bajo ruido</li><li>- Adaptable a dispositivos tipo <i>wearable</i></li><li>- Soporta fuentes de voltaje irregulares</li></ul>
MAX30100	1.8 V	600 $\mu$ A	<ul style="list-style-type: none"><li>- Adaptable a dispositivos tipo <i>wearable</i></li><li>- Empleado en aplicaciones médicas</li><li>- Sensor con componentes integrados</li></ul>

Se decidió emplear el sensor MAX30100 (Figura 4.2) ponderando un menor costo, disponibilidad del sensor y su recomendación de uso en aplicaciones de tipo médico.



Figura 4.2 Sensor pulsioxímetro MAX30100 [24]

### 4.1.3 Microcontrolador

Para la selección del microcontrolador se consideraron los siguientes modelos de la Tabla 15.

**Tabla 15. Propuestas para microcontrolador**

Modelo	No. de pines	Voltaje de alimentación	Protocolos de comunicación	Frecuencia	Memoria	Características destacadas
ESP32 W-room 32	38	3.3 V	Serial SPI UART I2C I2S	80 MHz	384 KB ROM. 400 KB SRAM	Módulo Wi-Fi y Bluetooth
Arduino Nano	14	5 V	SPI , Serial , I2C	16 MHz	32 KB Flash 2 KB SRAM	Puerto Mini-B USB
Texas Instruments MSP430	74	1.8 V-3.6V	UART, IrDa, SPI, I2C	20 MHz	128 KB Flash 16 KB SRAM	5 modos de consumo de baja energía

Se seleccionó el microcontrolador ESP32 (Figura 4.3) considerando que cuenta con el protocolo de comunicación I2C requerido para los sensores seleccionados, adicionalmente, sobresale una mayor frecuencia respecto al resto de las opciones. Cabe destacar que el microcontrolador incluye un módulo integrado para Bluetooth v4.2 y wifi, el cual simplifica la implementación externa para dicho propósito.



**Figura 4.3 Microcontrolador ESP32 [25]**



### 4.1.4 Transmisión de datos

Para la transmisión de datos entre el dispositivo inspirómetro y un teléfono inteligente se decidió utilizar y aprovechar la comunicación Bluetooth provista por el módulo integrado del microcontrolador ESP32. Dicho criterio se basa en que este protocolo de comunicación inalámbrica supone una ventaja al no emplear varios cables que dificultaren la portabilidad del sistema.

Por otro lado, la comunicación wifi se descartó debido al problema que pudiere suponer para el usuario desconectarse de la red wifi de internet para poder conectarse al dispositivo.

## 4.2 Circuito electrónico

El diagrama de la Figura 4.4 corresponde al diseño electrónico y de conexiones requerido para la instrumentación del dispositivo inspirómetro incentivo. Pueden observarse los pines requeridos, así como también la magnitud de las tensiones solicitadas en las hojas de especificaciones de cada componente.

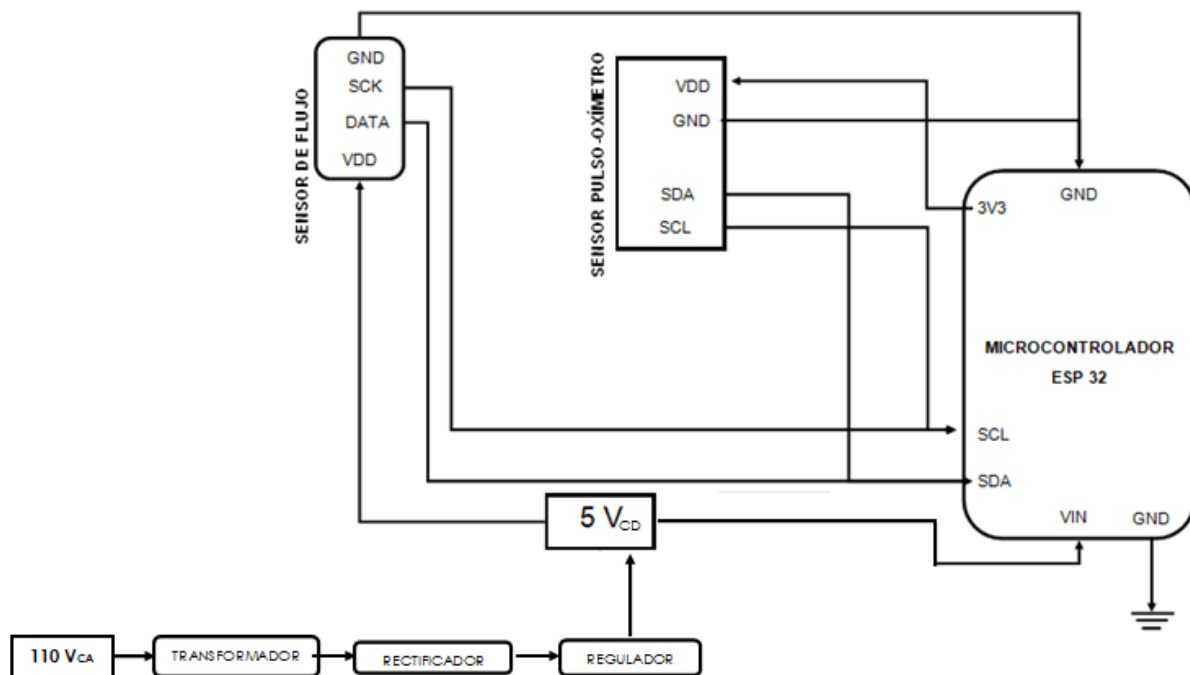


Figura 4.4 Diagrama electrónico de bloques del sistema electrónico

### 4.3 Análisis de corrientes

Con la finalidad de determinar la magnitud mínima necesaria de corriente que se requiere suministrar al dispositivo se procede a realizar un análisis de las corrientes solicitadas por los sensores y el microcontrolador previamente seleccionados.

La corriente del sensor pulso-oxímetro MAX30100 está dada por:

$$I_{pulsioxímetro} = 15 \text{ mA}$$

Mientras que el sensor de flujo SFM4100-O2 reporta en su hoja de especificaciones una corriente consumida:

$$I_{flujo} = 15 \text{ mA}$$

Finalmente, el microcontrolador (ESP32) señala una corriente mínima necesaria de :

$$I_{ESP32} = 500 \text{ mA}$$

Debido a que el arreglo electrónico de los componentes no establece un circuito en serie, se procede con la suma de las corrientes (Ec. 4.1) con la finalidad de hallar la corriente total mínima necesaria para el correcto funcionamiento del sistema.

$$I_{total} = I_{pulsioxímetro} + I_{flujo} + I_{ESP32} = (15 + 15 + 500) \text{ mA} = 530 \text{ mA} \quad [\text{Ec. 4.1}]$$

### 4.4 Transformación, rectificación y regulación de la tensión

Para la alimentación del dispositivo diseñado se emplea un adaptador de voltaje de la marca Samsung modelo EP-TA50JWS, el cual comprende las etapas de transformación, rectificación y regulación de la señal eléctrica; necesarias para la conformación de la fuente de voltaje lineal de  $5 \text{ V}_{CD}$  requerida. De acuerdo con un estudio realizado por Profeco [26], los adaptadores de marca cumplen con la corriente de salida señalada en su marcado y no presentan fallo ante corto circuito.

La tensión de salida, señalada por el adaptador de voltaje es de  $5 \text{ V}_{CD}$ , asimismo, se indica una corriente de salida de 1.55 A, la cual es mayor a la corriente total mínima necesaria de 530 mA reportada en el análisis de corrientes .

# Capítulo 5: Diseño de software

## 5.1 Programación del microcontrolador

La programación del microcontrolador ESP32 para la lectura y envío de los datos provenientes de los sensores, se llevó a cabo en el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino.

Específicamente, la lectura del sensor de flujo SFM4100-O2 implica el uso de la librería *Wire.h*, la cual se encarga de establecer la comunicación mediante protocolo I2C. Cabe destacar que para este sensor fue necesario efectuar la conversión de unidades estándar de flujo de masa a unidades de flujo volumétrico (empleadas en aplicaciones para medición respiratoria). Con dicho propósito se empleó la conversión sugerida por el proveedor bajo las condiciones mostradas en la Figura 5.1

	Temperature [°C]	Humidity [RH %]	Barometric Pressure [Pa]
Sensor Condition:	20	0	N/A*
Target Condition: (typically BTPS)	37	100	101325

	Absolute Humidity [g/m3]	H <sub>2</sub> O Partial Pressure [Pa]
Sensor Condition:	0.00	0.00
Target Condition:	43.78	6265.31

Compensation factor:	1.1277	Multiplying the calibrated mass flow sensor reading with this factor results in volumetric flow at target condition
----------------------	--------	---

Figura 5.1 Condiciones para la conversión de flujo de masa a flujo volumétrico

Por otro lado, para la lectura del sensor pulsioxímetro MAX30100 se emplearon las funciones provenientes de la librería *MAX30100\_PulseOximeter.h*

En suma, la lógica de programación se presenta en el siguiente diagrama de flujo de la Figura 5.2. El código diseñado para el funcionamiento antes descrito se encuentra en el Anexo B.

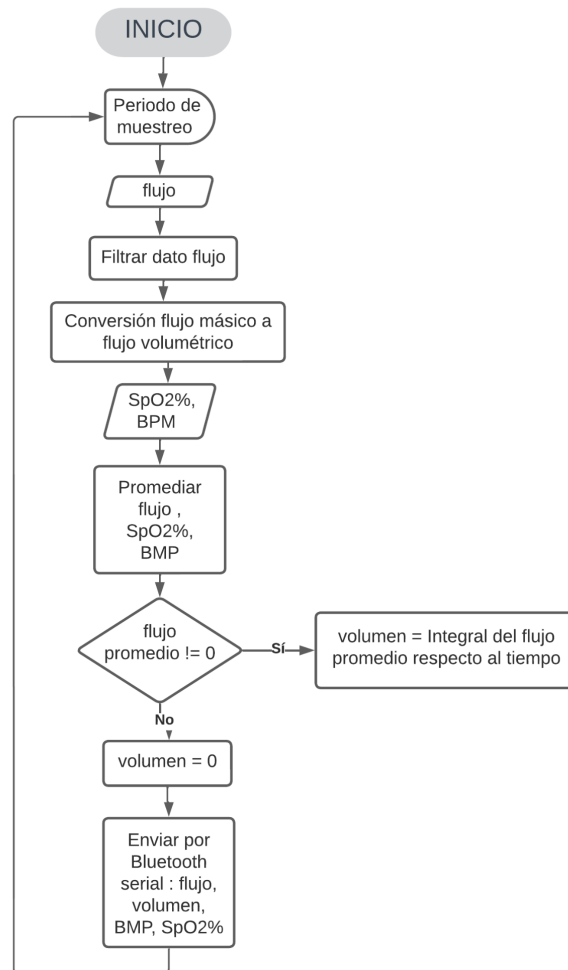


Figura 5.2 Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador ESP32

## 5.2 Planteamiento de la aplicación para teléfono inteligente

Con base en las necesidades interpretadas en la etapa de diseño conceptual, se decidió diseñar una aplicación para teléfono inteligente. Dicha aplicación está soportada para sistemas operativos Android, debido a que es el sistema operativo con mayor número de usuarios.

Los requerimientos necesarios del dispositivo móvil para la instalación y uso de la aplicación son los siguientes:

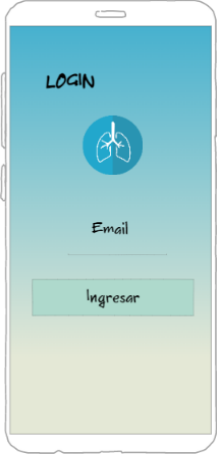
- Conectividad Bluetooth
- Sistema operativo Android Lollipop o posteriores
- Conectividad a internet (wifi o datos móviles)

### 5.2.3 Bosquejo de la aplicación

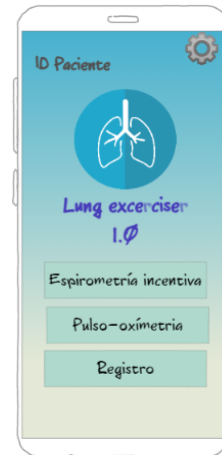
En el proceso de diseño de aplicaciones móviles se sugiere como primera etapa la creación de un *mockup* o bosquejo de las ventanas y funcionalidades de la aplicación, las cuales se presentan en la Tabla 16. Las ventanas o vistas requeridas son las siguientes:

- I. Login
- II. Menú principal
- III. Configuración de sesión
- IV. Espirometría incentiva
- V. Pulsioximetría
- VI. Registro de fisioterapias
- VII. Prueba PC6M

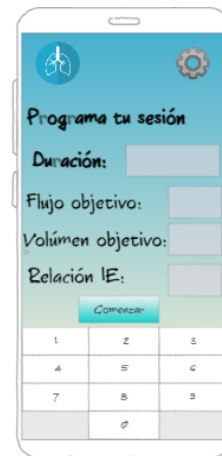
Tabla 16. Ventanas proyectadas para la app

Nombre de la ventana	Boceto
<p style="text-align: center;"><b>Login</b></p>	

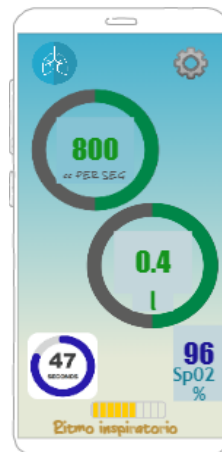
## Menú principal



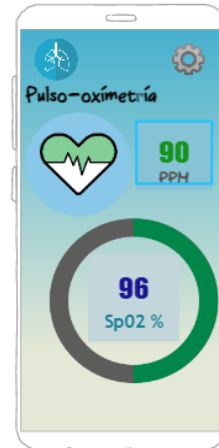
## Configuración de sesión



## Inspirometría incentivada



**Pulsioximetría**

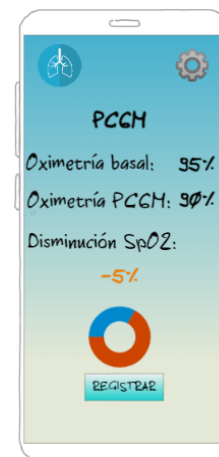


**Registro de fisioterapias**

The image shows a smartphone screen with a blue header and a white body. At the top, there are icons for a lung and a gear. The title is "Tu actividad". Below the title is a table with three columns: "Fecha", "Flujo", and "Volúmen". The table has two rows of empty cells. Below the table is a keyboard icon.

Fecha	Flujo	Volúmen
--	--	--
--	--	--

**PC6M**



## 5.3 Versión final de la aplicación para teléfono inteligente

### 5.3.1 Descripción general

La aplicación desarrollada, nombrada como “Ejercitador Respiratorio Post-COVID-19”, ofrece al paciente la posibilidad de programar sesiones de fisioterapia respiratoria en términos de flujo, volumen, tiempo objetivo y relación inspiración-espирación deseada. Posteriormente, se ofrece realimentación visual con el objetivo de guiar al usuario a lo largo de la sesión.

Por otro lado, es posible implementar la prueba de función respiratoria PC6M, así como una evaluación preliminar de dicha prueba.

Así también como función complementaria de la app, se tiene un monitor pulsioxímetro para posibles evaluaciones por parte del fisioterapeuta o médico.

Finalmente, es posible hacer y consultar los registros de las tres funciones principales mediante la conexión a una base de datos mediante internet.



Figura 5.3 Logo de la aplicación para sistema operativo Android


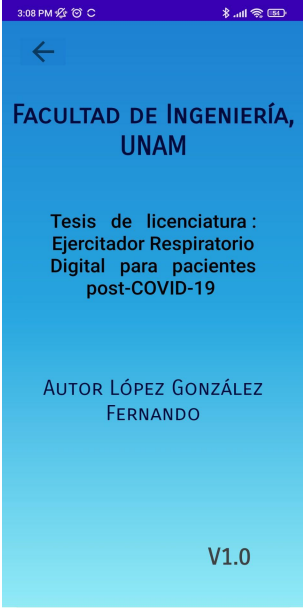
### 5.3.2 Frontend

El diseño de interfaz de la aplicación se realizó en el entorno de desarrollo Android Studio, los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 17.

Se destaca el recurso gráfico *Progress Bar*, el cual cumple principalmente la función de brindar realimentación visual al usuario. Del mismo modo destacan elementos como *switch* y *spinner*, para la configuración personalizada.



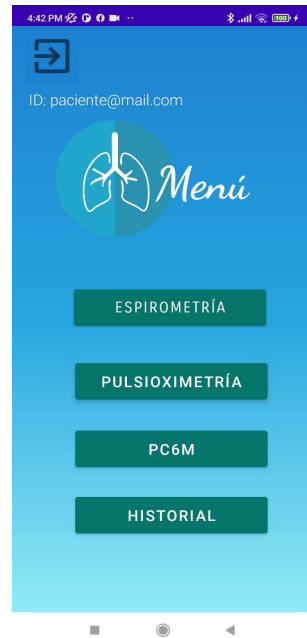
Tabla 17. Ventanas de la app diseñada

Ventana	Frontend
<p data-bbox="435 625 565 663"><b>Principal</b></p>	
<p data-bbox="435 1335 565 1373"><b>Acerca de</b></p>	

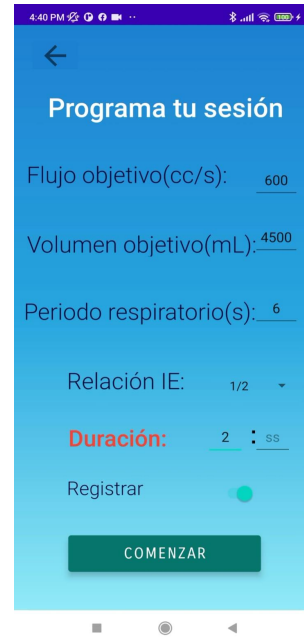
## Login



## Menú principal



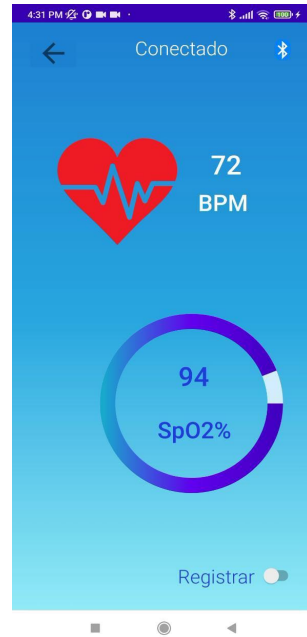
**Programación de fisioterapia respiratoria  
incentiva**



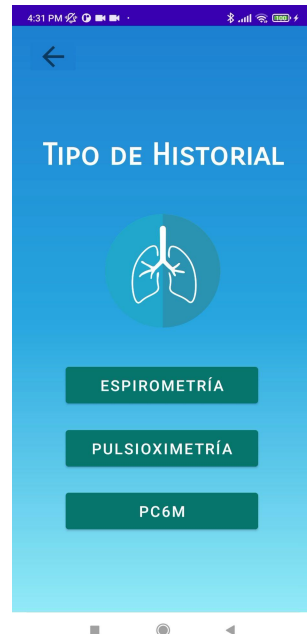
**Espirometría incentiva**



## Pulsioximetría



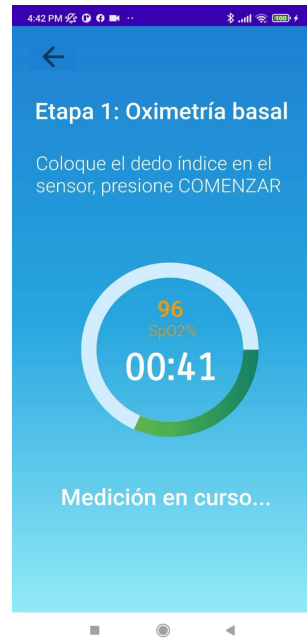
## Menú de historial



## Historial

Fecha	Flujo(cc/s)	Volumen(mL)
09-01-2022 16:30:19	528	725
09-01-2022 16:30:19	528	777
09-01-2022 16:30:20	528	1037
09-01-2022 16:30:20	528	1089
09-01-2022 16:30:20	528	1141
09-01-2022 16:30:20	528	1193
09-01-2022 16:30:20	528	829
09-01-2022 16:30:20	528	881
09-01-2022 16:30:20	528	933
09-01-2022 16:30:20	528	

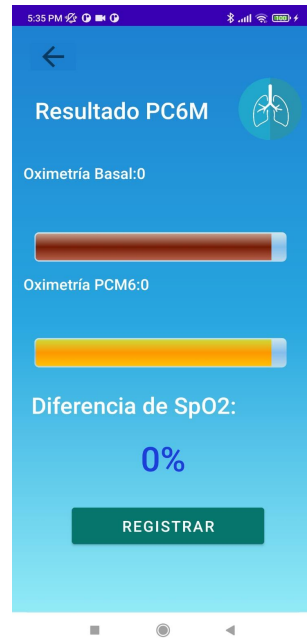
## PC6M Etapa 1



## PC6M Etapa 2



## PC6M Resultados



### 5.3.3 Backend

La programación del *backend* de la aplicación se realizó en el entorno de desarrollo de Android Studio; específicamente se empleó como lenguaje de programación Java.

El proyecto completo se encuentra disponible en el siguiente repositorio *GitHub* en la rama denominada “Final”:

[https://github.com/fdolg/ERI\\_Tesis.git](https://github.com/fdolg/ERI_Tesis.git)

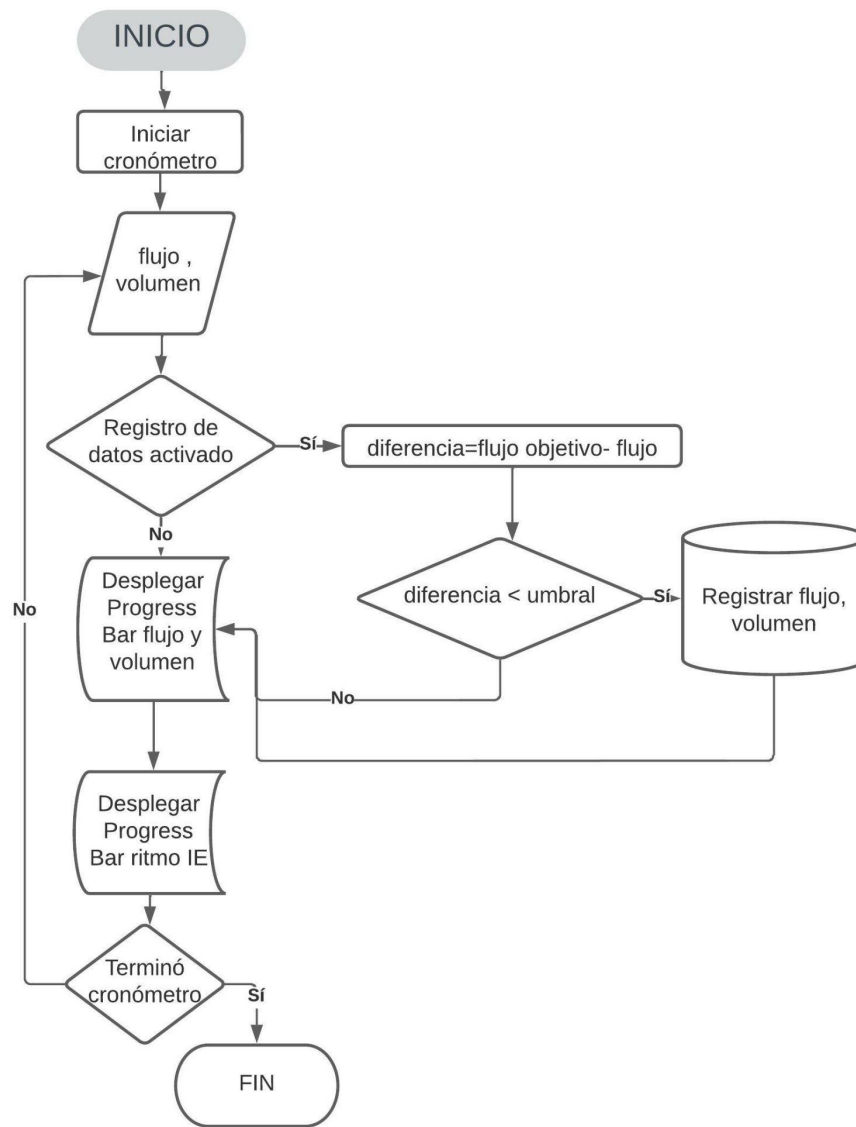
En primera instancia, la aplicación verifica que el dispositivo móvil cuente con Bluetooth activado y se solicita que previamente el celular se haya vinculado con el dispositivo ERI.

La lógica y funciones diseñadas para la ejecución de las ventanas principales se presentan a continuación en forma de diagramas de flujo.

#### *Espirometría incentiva*

La programación asociada con la ventana de espirometría incentiva recibe mediante un bucle los datos de flujo, volumen y oximetría como una *string*, dichos valores son separados por una coma. Los datos son enviados al teléfono inteligente por el microcontrolador ESP32 mediante la tecnología Bluetooth; se emplea el protocolo serie provisto por la librería "*BluetoothSerial.h*".

Los datos correspondientes a esta ventana son registrados en la base de datos mediante un método de la clase Java denominada *ManejoDB*.

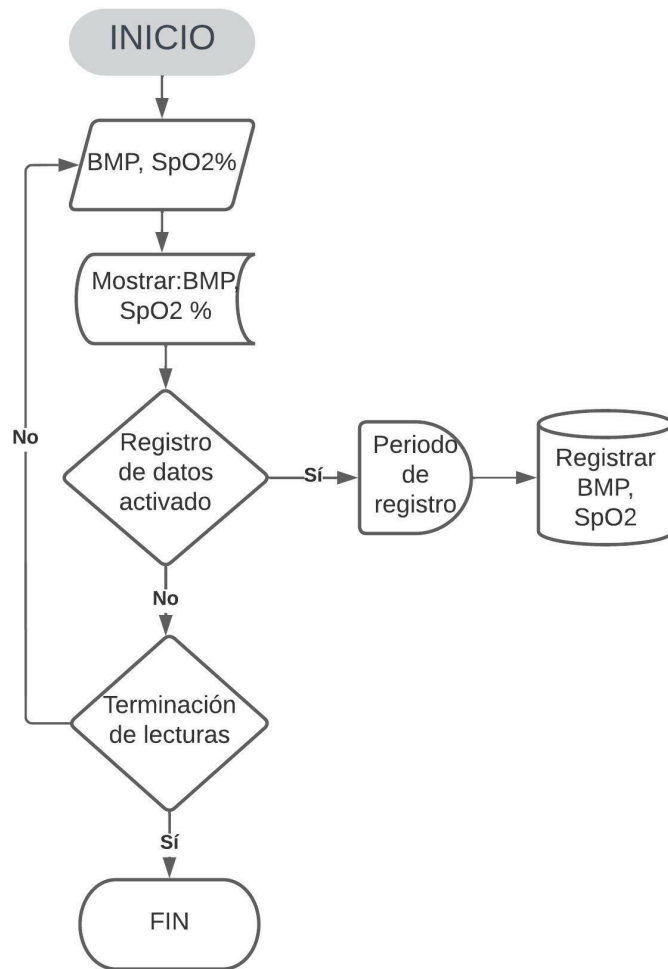


**Figura 5.4 Diagrama de flujo para espirometría incentiva**

*Pulsioximetría*

De manera similar, para la pulsioximetría mediante un bucle se reciben los datos de pulso cardíaco y oximetría en forma de *string* y separados por una coma. El registro en la base de datos de ambos valores se efectúa empleando la clase *ManejoDB*.

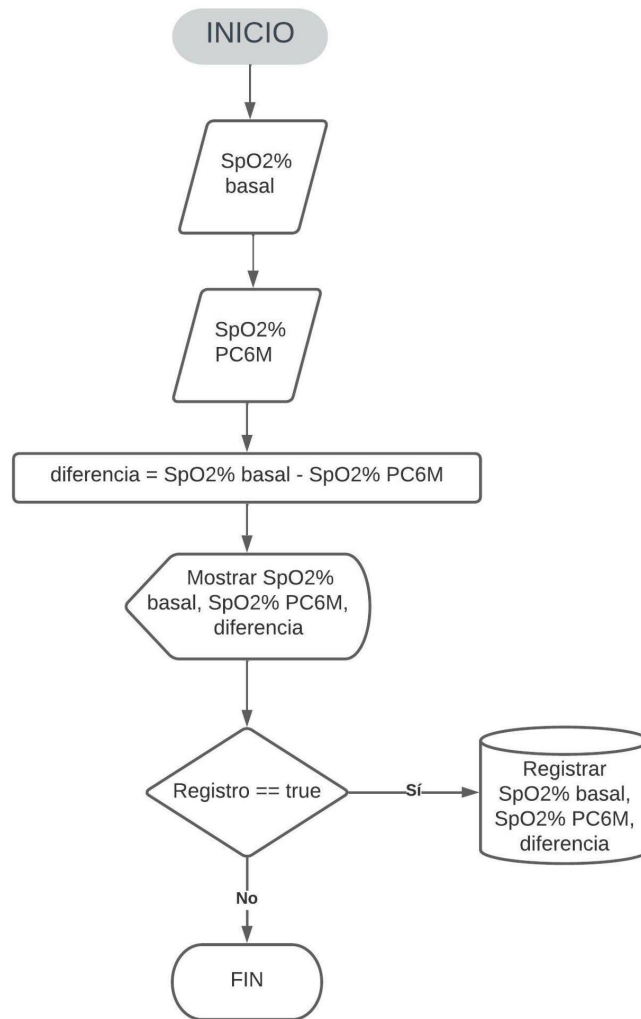




**Figura 5.5 Diagrama de flujo para pulsioximetría**

### *PC6M*

La lectura de datos de oximetría requeridas para la prueba se obtienen de manera análoga a las mediciones de la ventana de pulsioximetría, en otras palabras, se adquieren instanciando el manejador de hilos que permite recibir de forma cíclica dichas lecturas. El procesamiento posterior consiste en realizar un promedio de lecturas durante 1 minuto para obtener el valor de oximetría basal referido a la primera etapa de la prueba. Luego, se obtiene bajo la misma lógica el valor de la oximetría después de realizar PC6M. Finalmente, se despliegan los resultados que corresponden a la diferencia de la oximetría después de realizar PC6M respecto a la oximetría basal.



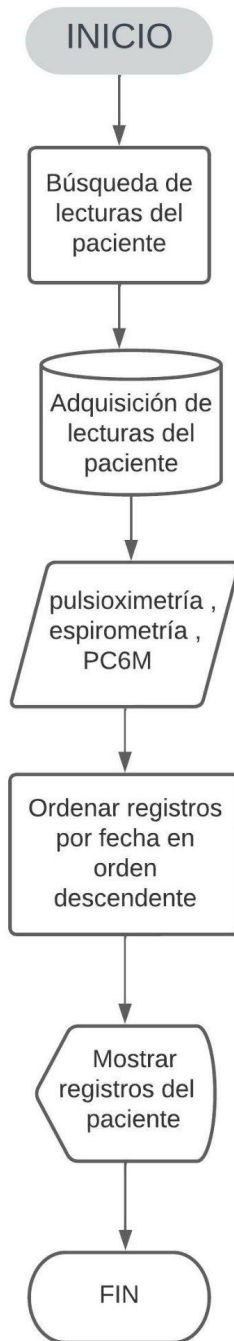
**Figura 5.6. Diagrama de flujo para pulsioximetría**

### *Historial*

Para el registro de las lecturas de cada paciente, se establece conexión mediante internet con una base de datos *Firestore* proporcionada por *Google*. Los registros de cada paciente y sus respectivas colecciones de datos (espirometría, pulsioximetría y PC6M) se asocian mediante la búsqueda realizada con la llave principal que corresponde al *email* del usuario.

Posteriormente, los resultados de dicha búsqueda se ordenan mediante el método *sort* de la clase *Collections*. Finalmente, los datos se despliegan en la ventana utilizando el objeto *ListView*.

La implementación de todas las funciones asociadas con la base de datos de *Firestore* se encuentran encapsuladas en la clase *ManejoDB* de autoría propia.



**Figura 5.7 Diagrama de flujo para pulsioximetría**

# Capítulo 6 : Construcción de prototipo

## 6.1 Diseño asistido por computadora

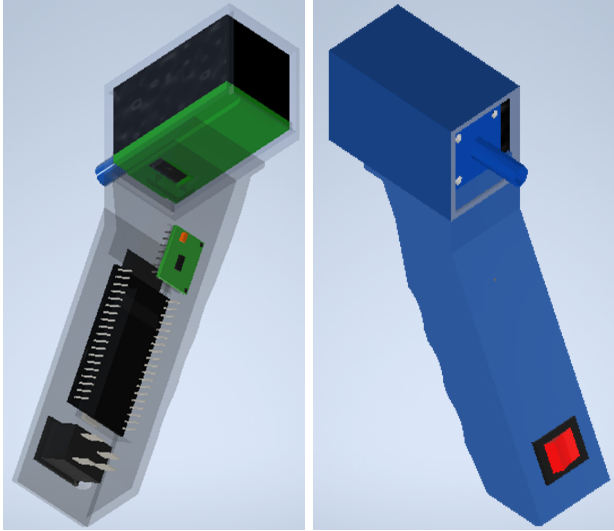
En la siguiente Tabla 18 se presenta el prototipo mediante diseño asistido por computadora, en sus diferentes vistas y explosión de piezas.

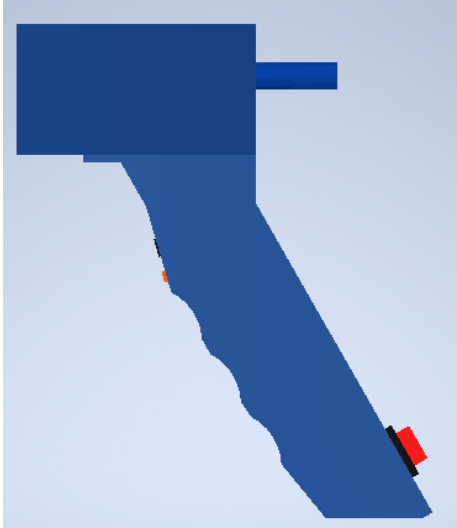
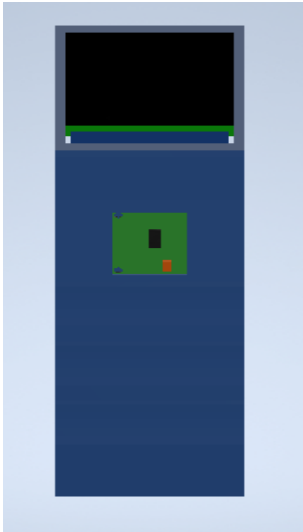
Para el diseño las dimensiones del dispositivo se establecieron atendiendo la determinación de emplear la cantidad mínima necesaria de material para su manufactura, en otras palabras, las dimensiones de los componentes son suficientes para el acomodo de los sensores empleados.

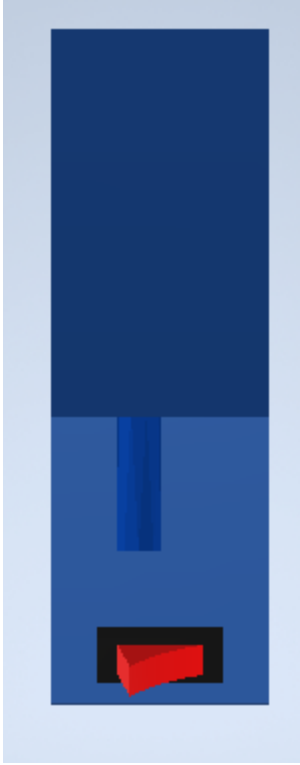
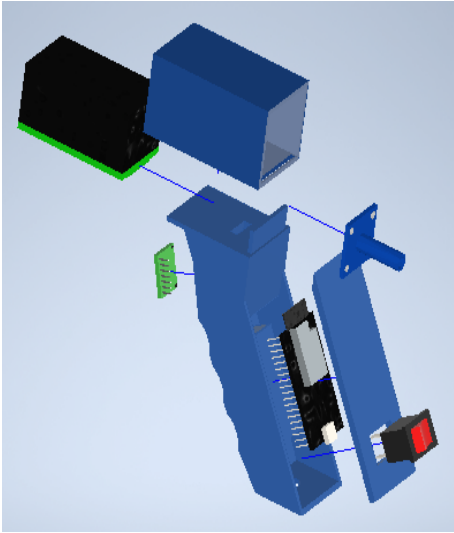
Por otro lado, las formas empleadas en el diseño se basan en la geometría presentada por el sensor de flujo, el sensor pulsioxímetro y el microcontrolador, los cuales están colocados en una arquitectura modular que tiene como elementos principales un maneral y una boquilla

Los planos informativos del dispositivo se encuentran en el Anexo C.

Tabla 18. Vistas CAD del dispositivo

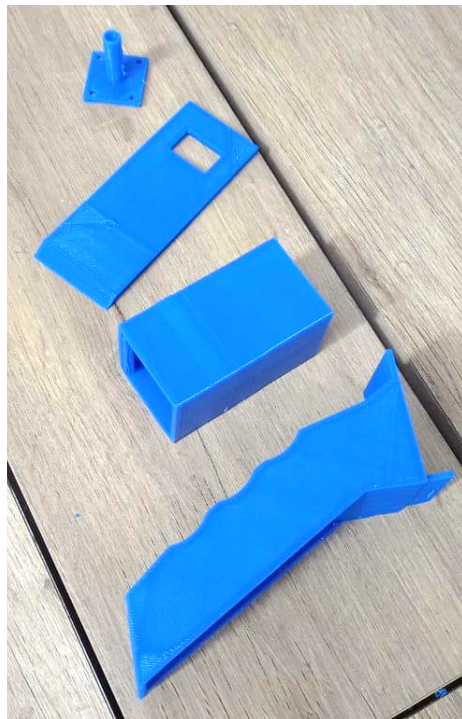
Vista	Figura
Isométrico	

<p>Lateral</p>	
<p>Frontal</p>	

<p>Superior</p>	 <p>A 3D top-down view of a device assembly. It features a dark blue rectangular upper section and a lighter blue lower section. A vertical blue cylindrical component is positioned in the center of the lower section. At the bottom of the lower section, there is a red rectangular component mounted on a black base.</p>
<p>Explosión de las piezas</p>	 <p>An exploded view diagram of the device assembly. The main blue housing is shown in the center. To its left is a black component with a green base. Above the housing is a blue rectangular cover. To the right is a blue bracket with a red component at its end. Blue lines connect the various components to their respective assembly points on the main housing.</p>

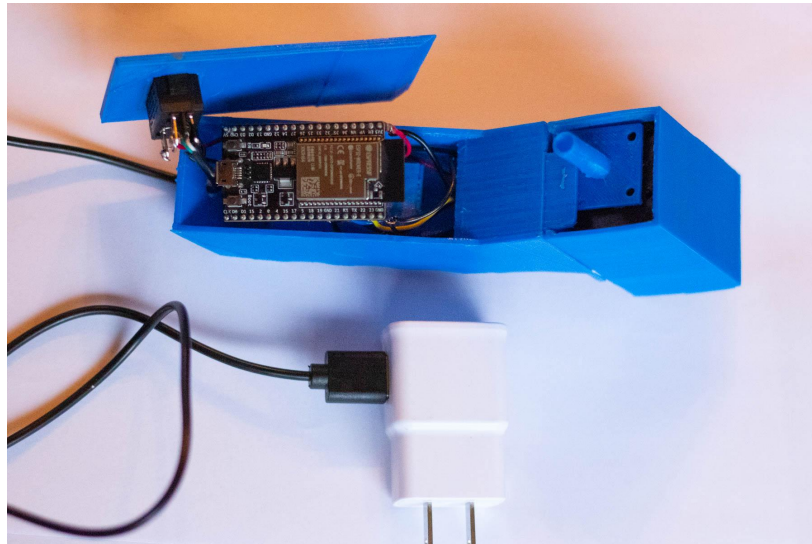
## 6.2 Manufactura

Para la manufactura de los componentes se eligió manufactura aditiva, en específico tecnología de fabricación por filamento fundido. Respecto al material empleado se seleccionó filamento de polímero plástico PLA; debido a su extendido uso en la manufactura de prototipos, sus propiedades de resistencia y suavidad en comparación con otros polímeros, así como también, por su posibilidad de biodegradación [27].

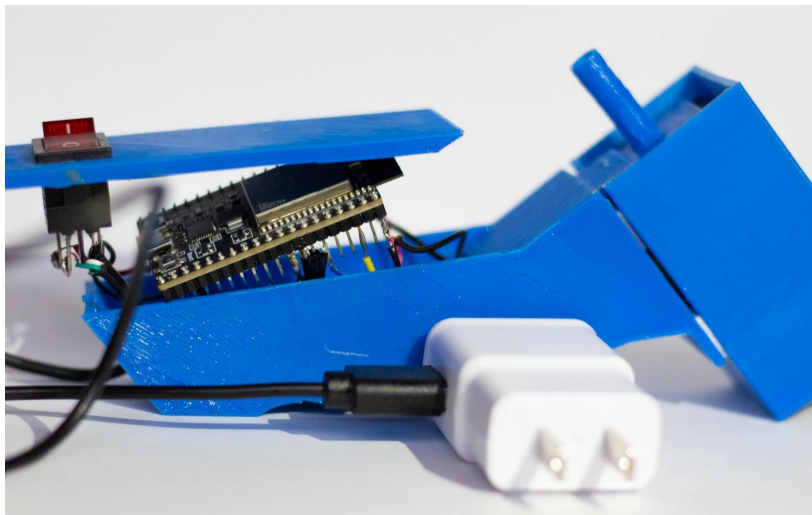


**Figura 6.1 Componentes manufacturados mediante fabricación por filamento fundido**

En las Figura 6.2 y Figura 6.3 se muestra el proceso de ensamblaje del dispositivo inspirómetro incentivo, se puede apreciar el cableado del circuito, el acomodo y acoplamiento de componentes.



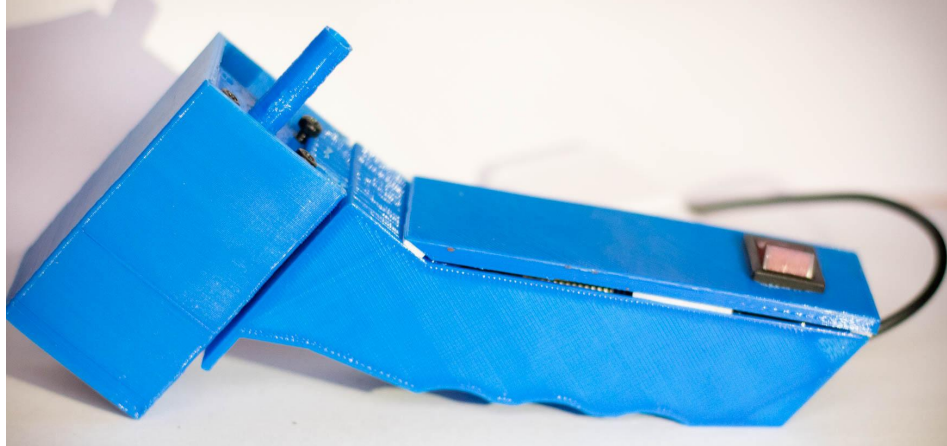
**Figura 6.2 Vista aérea del proceso de ensamblaje**



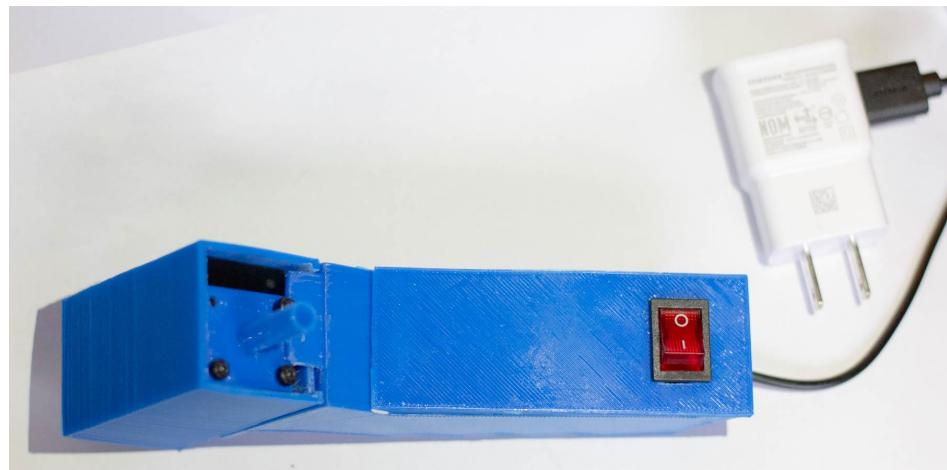
**Figura 6.3 Vista lateral del proceso de ensamblaje**

Como resultado final del dispositivo diseñado en su fase de prototipo se presentan las Figuras 6.4, 6.5 y 6.6. Como elementos externos se tiene un botón de encendido, un puerto de aire como se aprecia en la Figura 6.4 y el sensor pulsioxímetro como se puede observar en la Figura 6.6.

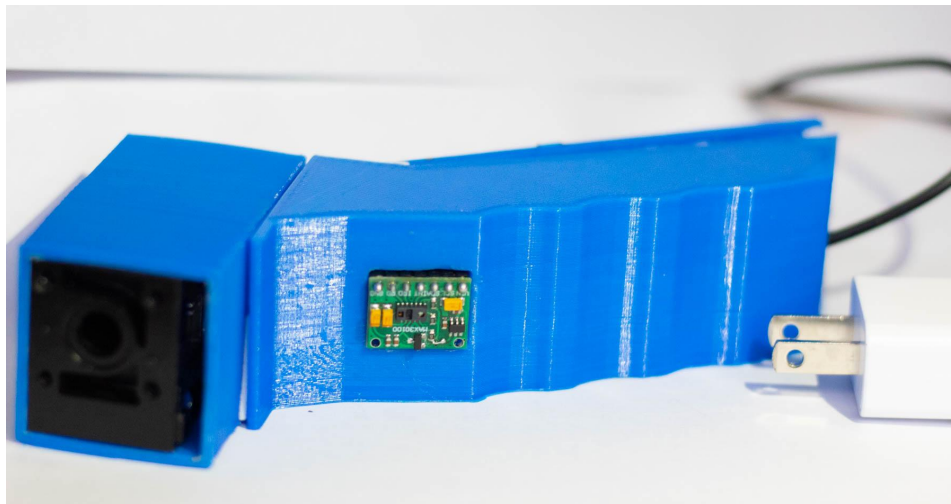




**Figura 6.4 Vista lateral del producto diseñado**



**Figura 6.5 Vista aérea del producto diseñado**



**Figura 6.6 Vista frontal del producto diseñado**

# Capítulo 8: Pruebas

## 8.1 Calibración

Para la calibración del sensor de flujo SFM4100-O2 se siguió un protocolo propio como alternativa al uso de una jeringa de calibración, en el cual se empleó el analizador de flujo de gas Fluke VT650 (Figura 8.1) en un arreglo “en serie” con el antes mencionado sensor, como se muestra en la Figura 8.2.

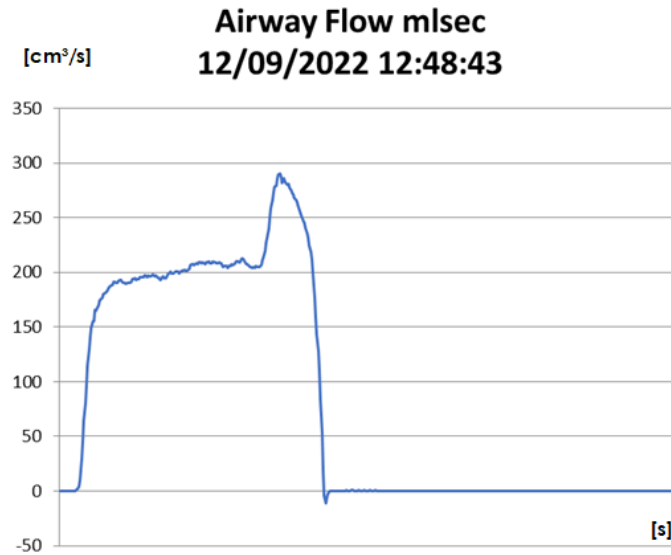


Figura 8.1 Analizador de flujo Fluke VT650 para calibración



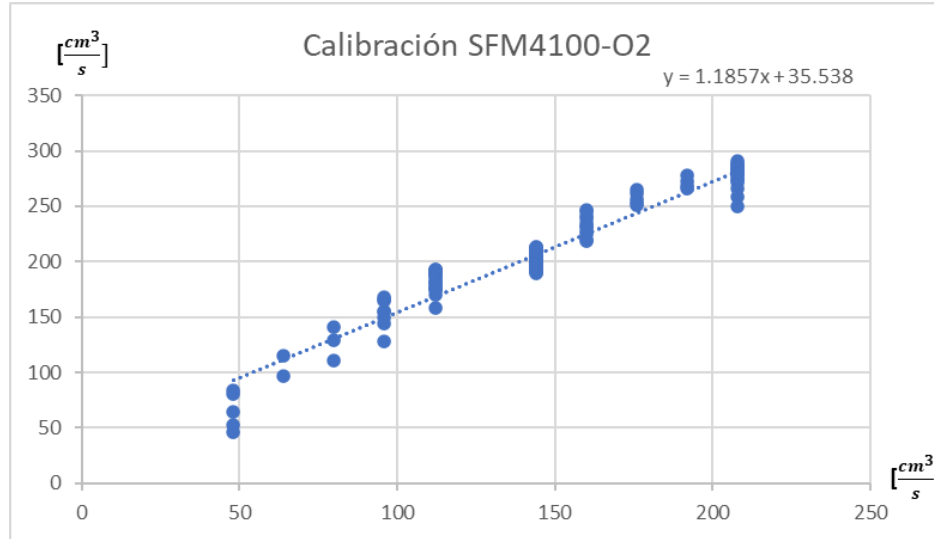
Figura 8.2 Configuración “en serie” del sensor de flujo y analizador (puerto azul)

Inicialmente, se suministró al arreglo en serie una corriente de aire espiratoria, con la cual se obtuvo el siguiente perfil plasmado en la gráfica de flujo contra tiempo de la Figura 8.3.



**Figura 8.3 Gráfica de flujo contra tiempo correspondiente a la prueba de calibración**

Posteriormente, con las lecturas del sensor de flujo, las cuales fueron obtenidas mediante el Monitor Serie del entorno de desarrollo integrado de Arduino (IDE), y los datos provenientes del analizador de flujo se realizó una calibración lineal mediante una recta de ajuste por mínimos cuadrados; como se observa en la gráfica de la Figura 8.4 se tiene el par ordenado que corresponde a las medidas simultáneas del sensor SFM4100-O2 en el “eje x” y del analizador FlukeVT650 en el “eje y”.



**Figura 8.4 Calibración lineal del sensor SFM4100-O2**

La ecuación de la recta de calibración obtenida es (Ec. 8.1):

$$y = 1.1857 x + 35.538 \quad [Ec. 8.1]$$

Finalmente, se procedió a aplicar dicha calibración mediante programación del microcontrolador; se generó la siguiente función:

```

long calibration(long measure) {
    long cal_data;
    if(measure!=0) {
        cal_data= 1.186*measure+36;
    }
    else{
        cal_data=0;
    }
    return cal_data;
}

```

**Figura 8.5 Implementación de la calibración lineal**

## 8.2 Determinación de exactitud

### 8.2.1 Sensor de flujo

Después del proceso de calibración se realizó una prueba de exactitud para el sensor SFM4100-O2. Cabe destacar que se empleó el Monitor Serie del IDE de Arduino debido a la posibilidad de observar y extraer el registro de todas las lecturas del sensor en cuestión, lo cual no es posible mediante la aplicación móvil.

En primera instancia, utilizando la configuración “en serie”, ilustrada con anterioridad (Figura 8.2), y corrientes de aire se obtuvieron lecturas de volumen espirado mediante el analizador de flujo, como se muestra en la Figura 8.6, así como también las correspondientes lecturas provenientes del sensor de flujo mediante el Monitor Serie del IDE de Arduino, .

RESPIRADOR LINX	12	12/09/2022	13:46:19	Airway Volume
	Airway Volume	Vti	Vte	
	ml	ml	ml	
	332.4	----	----	

Figura 8.6 Medición de volumen suministrado mediante Fluke VT650

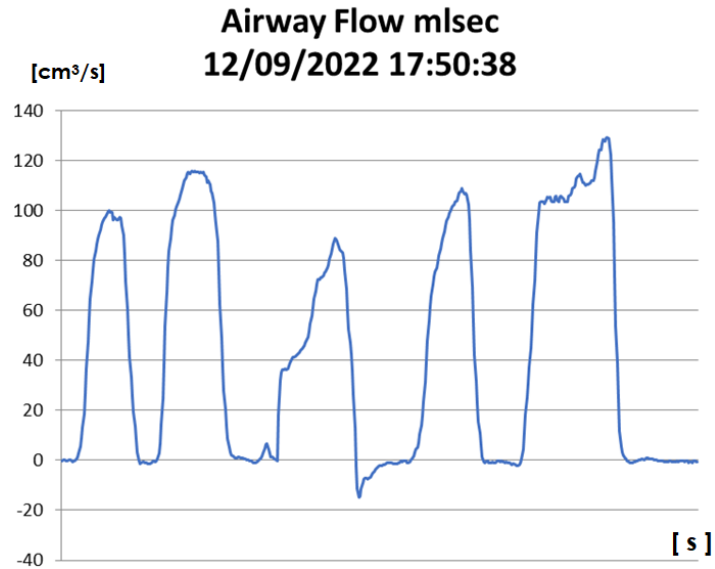
Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 19. De cada medición se obtuvo su porcentaje de exactitud considerando la medición del analizador de flujo (Fluke VT650) como el valor real.

Tabla 19. Prueba de exactitud para medición de volumen

Fluke VT650 ( $cm^3$ )	Ejercitador Respiratorio Incentivo ( $cm^3$ )	Exactitud(%)
247	252	97.976
224	234	95.536
216	229	93.981
153	164	92.81
323	344	93.896

En suma, a partir de las 5 pruebas realizadas se obtuvo un promedio de 94.84% de exactitud en la medición de volumen de aire inspirado.

Posteriormente, para determinar la exactitud de las mediciones de flujo de aire se suministraron 5 inspiraciones, como se muestra en la Figura 8.7, con el objetivo de comparar los 5 valores máximos correspondientes al analizador de flujo y al sensor de flujo.



**Figura 8.7 Perfil de inspiraciones empleado para la prueba de exactitud correspondiente a medición de flujo**

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 20. Posteriormente, se obtuvo la exactitud para cada una de las mediciones considerando como valor real el obtenido mediante el dispositivo Fluke VT650.

**Tabla 20. Prueba de exactitud para medición de flujo**

<b>Fluke VT650 (<math>\frac{cm^3}{s}</math>)</b>	<b>Ejercitador Respiratorio Incentivo (<math>\frac{cm^3}{s}</math>)</b>	<b>Exactitud (%)</b>
97	111	85.567
115	130	86.957
85	92	91.765
130	107	82.308
129	149	84.496

Como resultado promedio se obtuvo un 86.21% de exactitud en las mediciones de flujo de aire inspirado.

### 8.2.2 Sensor pulsioxímetro

Se realizó la prueba de exactitud comparando las mediciones del sensor MAX30100 con las de un pulsioxímetro comercial de la marca E T EasyTao (Figura 8.8). Para dicho propósito se empleó el Monitor Serie del IDE de Arduino debido a la posibilidad de observar el registro de todas las lecturas del sensor en cuestión.



**Figura 8.8 Pulsioxímetro E T EasyTao usado para prueba de exactitud**

Los resultados obtenidos correspondientes a las mediciones de oximetría de pulso se encuentran en la Tabla 21, mientras que los datos recabados para la medición de ritmo cardíaco se encuentran en la Tabla 22; se empleó el valor del pulsioxímetro comercial como valor real con la finalidad de obtener el porcentaje de exactitud correspondiente a cada medición.

**Tabla 21. Prueba de exactitud para medición de oximetría de pulso**

<b>Oxímetro comercial</b>	<b>MAX30100</b>	<b>Exactitud (%)</b>
97	96	98.969
95	96	98.947
94	96	97.872
95	94	98.947
96	96	100

En el caso de las mediciones de oximetría de pulso se obtuvo un promedio de 98.947% de exactitud.

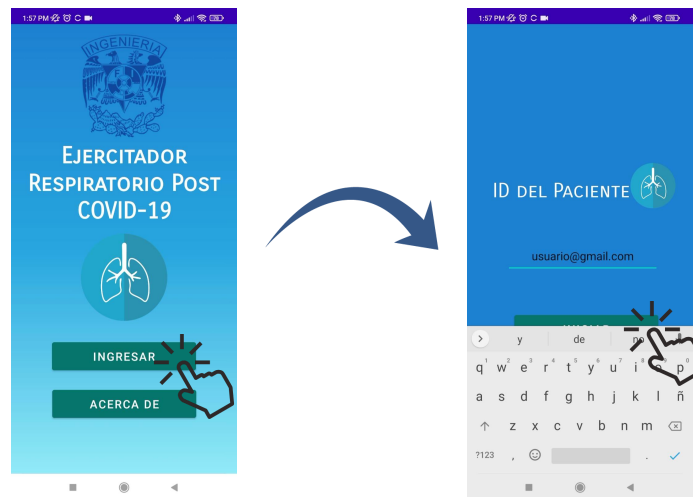
**Tabla 22. Prueba de exactitud para medición de ritmo cardíaco**

Oxímetro comercial	MAX30100	Exactitud (%)
69	67	97.101
60	68	86.667
65	60	92.308
64	63	98.438
60	65	91.667

Finalmente, en lo que respecta a las mediciones de ritmo cardíaco se obtuvo un promedio de 93.236% de exactitud.

### 8.3 Prueba de funcionalidad de la aplicación móvil

En primera instancia, el usuario inicia sesión en la aplicación mediante su correo electrónico como se observa en la Figura 8.9.

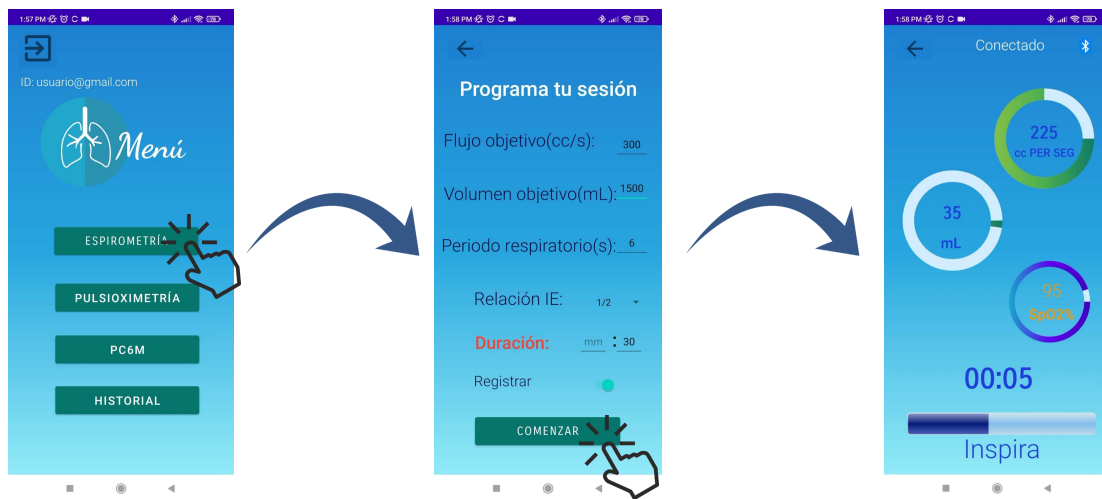


**Figura 8.9 Inicio de sesión de la aplicación**



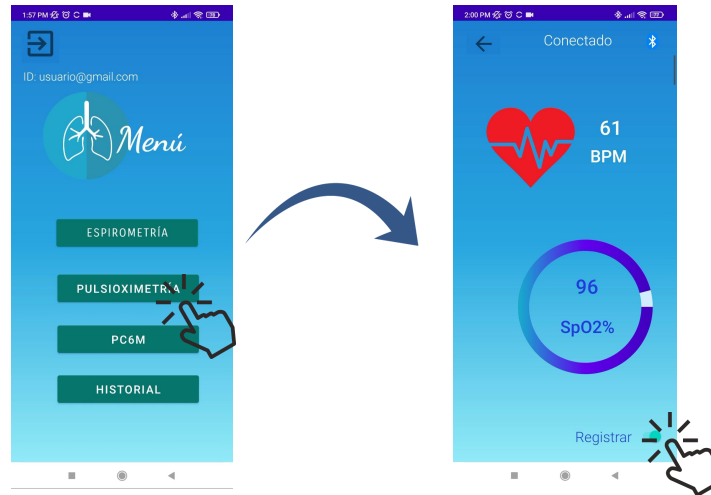
Una vez que el usuario ha ingresado al menú principal, el dispositivo ejercitador respiratorio se conecta automáticamente con el teléfono inteligente mediante Bluetooth. Como primera función se selecciona “Espirometría”. En la siguiente ventana se procede a configurar la sesión en términos de flujo objetivo, volumen objetivo, periodo respiratorio, relación inspiración-espирación (IE) y duración (Figura 8.10).

Finalmente, en la última ventana (de izquierda a derecha), como se aprecia en la Figura 8.10, el paciente presiona *play* para comenzar la inspirometría incentiva. En ésta última se observa la retroalimentación visual referente al flujo inspirado, volumen inspirado, oximetría de pulso y temporización de la sesión.



**Figura 8.10** Inspirometría incentiva

Posteriormente, en el menú principal se selecciona “Pulsioximetría”, al ingresar el usuario observa sus mediciones de frecuencia cardíaca y oximetría provenientes del dispositivo diseñado. Adicionalmente, en la parte inferior derecha de la ventana se tiene un “switch” que permite almacenar los datos (Figura 8.11).



**Figura 8.11 Pulsioximetría**

Por otro lado, al seleccionar la tercera función del menú principal, la aplicación despliega la implementación de la prueba PC6M. Primeramente, se solicita al paciente realizar la medición de pulsioximetría durante 1 minuto con el objetivo de obtener la oximetría basal o en reposo. En la siguiente ventana se pide al usuario realizar el mismo procedimiento una vez se haya completado la prueba PC6M. Por último, se despliegan los resultados promedio de las mediciones de oximetría registradas en ambas etapas para realizar un comparativo susceptible de evaluación por parte del fisioterapeuta o médico. Cabe señalar que dichos resultados pueden registrarse a consideración del usuario (Figura 8.12).



**Figura 8.12 Etapas de la prueba PC6M en la aplicación**

La última función de la aplicación denominada “Historial” se refiere a los registros del paciente de cada una de las funciones antes descritas. En consecuencia, la aplicación móvil ofrece tres tipos de historial, como se observa en la segunda ventana (de izquierda a derecha) de la Figura 8.13.

Para esta prueba de funcionalidad se visualiza el historial concerniente a la espirometría incentivada (Figura 8.13), el cual despliega los registros en forma de lista y ordenados de manera descendente de acuerdo con la fecha y hora de las mediciones. Adicionalmente, en este tipo de historial se registran los datos de flujo y volumen.

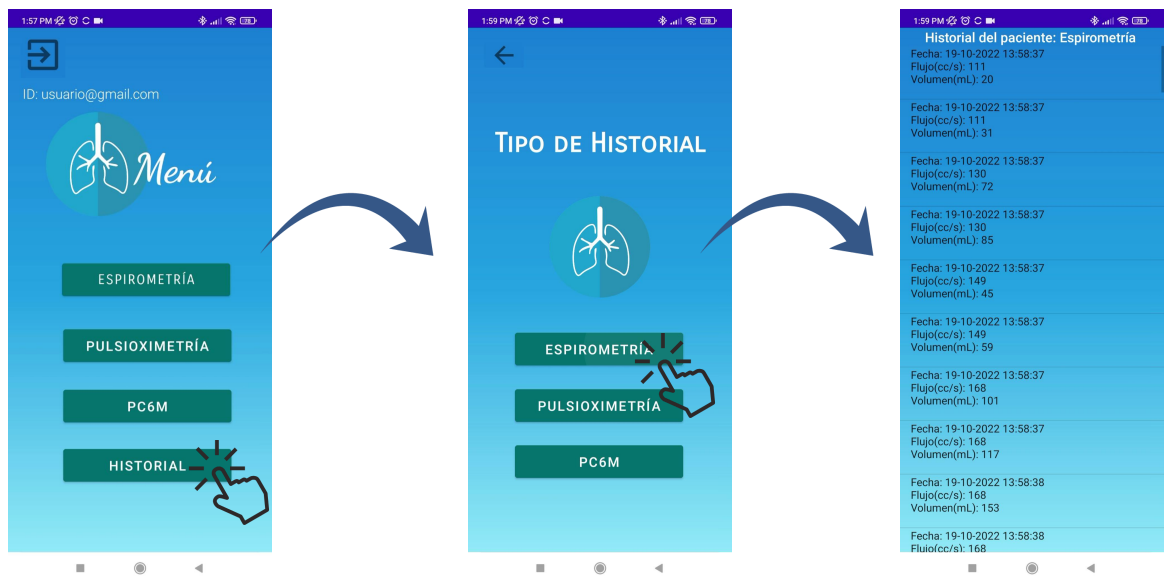


Figura 8.13 Consulta de historial en la aplicación

## Conclusiones

Se diseñó un prototipo de ejercitador respiratorio digital, basado en la metodología de Ulrich, dirigido al tratamiento fisioterapéutico de pacientes post-COVID-19. El prototipo integra un ejercitador respiratorio digital y la implementación de la prueba de función respiratoria PC6M, la cual es relevante en la evaluación paulatina del paciente.

El diseño mecatrónico responde a las necesidades interpretadas provenientes de una muestra poblacional encuestada. Se estableció una jerarquía y se otorgó una mayor ponderación a las siguientes necesidades: dimensiones pequeñas, entorno visual, capacidad de programar fácilmente, composición modular, vinculación a celular.

Se logró diseñar un prototipo mediante diseño asistido por computadora. Para la manufactura de componentes se empleó fabricación por filamento fundido. Adicionalmente, para el ensamblaje de las piezas se requirió un tratamiento superficial de desbastamiento debido al engrosamiento presentado.

Se realizó una prueba de calibración para el sensor de flujo y posteriormente se determinó su exactitud. Con respecto al sensor pulsioxímetro se determinó su exactitud. La exactitud reportada por ambos sensores es viable para el funcionamiento del prototipo, puesto que es posible ejecutar todas las funciones planteadas de forma adecuada, sin embargo, para su uso fisioterapéutico es necesario hacer una evaluación bajo estándares normativos, los cuales quedan fuera del alcance del presente trabajo.

Se llevó a cabo una prueba de funcionalidad de la aplicación móvil, la cual es capaz de hacer registro de cada paciente, programar sesiones de espirometría incentiva personalizadas y ofrecer retroalimentación visual, realizar mediciones de pulsioximetría, implementar la prueba de función respiratoria PC6M y almacenar los datos de las funciones anteriores mediante una base de datos *online* empleando la plataforma de desarrollo Firebase.

Finalmente, como trabajo a futuro se plantea, en primera instancia, realizar pruebas con usuarios a fin de evaluar la satisfacción de necesidades que ofrece el presente prototipo y adicionalmente, generar mejoras. En una etapa posterior, se espera la validación y adecuación normativa del dispositivo para su uso fisioterapéutico. En última instancia, desde el punto de vista de la ciencia de datos, se proyecta un procesamiento de las mediciones almacenadas en la base de datos que permita inferir de forma algorítmica la recuperación del paciente.

## Referencias

- [1] Secretaria de Salud, “Informe Técnico Diario COVID-19 MÉXICO”, Gobierno de México, México, Rep. Tec, 2022. Disponible: <https://www.gob.mx/salud/documentos/informe-tecnico-diario-covid19-2022>
- [2] J. R. Navas-Blanco y R. Dudaryk, “Management of Respiratory Distress Syndrome due to COVID-19 infection”, *BMC Anesthesiology*, vol. 20, no. 1, julio 2020, doi:10.1186/s12871-020-01095-7.
- [3] A. Lara, A. Salamea, I. Chacón, B. Pacheco, M. Ardilla y I. Fajardo, “Síndrome de COVID-19 post-agudo ¿Una nueva pandemia?” *Arch. Venezolanos de Farmacología y Terapéutica*, vol. 40, no. 6, pp. 628-634, octubre 2021, <http://doi.org/10.5281/zenodo.5558792>.
- [4] A. Arbillaga, A. Lista, V. Alcaraz, R. Escudero, B. Herrero, B. Balaña, R. Sebio, J. Vilaró y E. Gimeno, “Fisioterapia respiratoria post-COVID-19: algoritmo de decisión terapéutica”, *O.R. Archives*, vol. 4, no. 1, pp. 1-7, octubre 2021, <https://doi.org/10.1016/j.opresp.2021.100139>.
- [5] J. Lois, J. Aldrete, B. Camacho y J.E Rábago, “Guía práctica para la rehabilitación respiratoria, muscular y neurosensorial del paciente con alta tras infección moderada a severa por COVID-19”. 1a Ed. Ciudad de México, Paracelsus S.A de C.V, 2021.
- [6] Disponible:<https://farmaciauniversal.com/assets/sources/24183-espirometro.jpg>
- [7] Disponible: [https://m.media-amazon.com/images/I/51XzLJy2leL.\\_AC\\_SL1093\\_.jpg](https://m.media-amazon.com/images/I/51XzLJy2leL._AC_SL1093_.jpg)
- [8] F. Pérez, C. Cabrera, R. Carmona, A.C Montás, “Exploración funcional respiratoria: aplicación clínica” [Online]. Disponible: [https://www.neumosur.net/files/publicaciones/ebook/5-EXPLORACION-Neumologia-3\\_ed.pdf](https://www.neumosur.net/files/publicaciones/ebook/5-EXPLORACION-Neumologia-3_ed.pdf)

- [9] I. Chérrez, L. Gochicoa, A. Salles y H. Mautong, “Seguimiento de los pacientes después de neumonía por COVID-19. Secuelas pulmonares”, *Revista Alergia México*, vol. 67, no. 4, pp. 350-369, diciembre 2020, <https://doi.org/10.29262/ram.v67i4.847>
- [10] L. Gochicoa, U. Mora, S. Guerrero, M. Silva, S. Cid, M. Velázquez, A. Durán, I. Salas, R. Mejía , L. Torre, “Prueba de caminata de 6 minutos: recomendaciones y procedimientos”, *Neumol Cir Torax*, vol. 74, no. 2, pp. 127-136, junio 2015.[online]. Disponible: <https://www.medigraphic.com/pdfs/neumo/nt-2015/nt152h.pdf>.
- [11] K. Ulrich, S. Eppinger, *Diseño y desarrollo de productos*, 5a Ed., Ciudad de México: McGraw-Hill,2013
- [12] J.P. Jaldín , M. Peña y F. Tellez, “Terapia Respiratoria para pacientes COVID-19 con enfermedad activa”, *G.M Boliviana* , vol. 44, no. 1, pp. 64-68, junio 2021, [doi.org/10.47993/gmb.v44i1.197](https://doi.org/10.47993/gmb.v44i1.197).
- [13] T. Gutiérrez, “Volúmenes pulmonares estáticos. Su medición por métodos radiográficos”, Tesis doctoral, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España, 1998.
- [14] IMCO Staff (2016, febrero 5). ¿Cómo es el mexicano promedio? Vía El País [Online]. Disponible: <https://imco.org.mx/como-es-el-mexicano-promedio-via-el-pais/>
- [15] P. Martín, J. Palomera, C. Barbosa, J. Díaz de Aauri, “El flujo inspiratorio medio, como medida de la actividad inspiratoria, en sujetos normales y patológicos”, *Archivos de Bronconeumología*, vol. 16, no. 2, pp. 47-50, junio 1980, doi:10.1016/s0300-2896(15)32488-1.
- [16] P. Lucerna, “Transductores de presión y flujo”, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay, junio de 2004.

[17] S.E. Alfonso, “Diseño e implementación de dispositivo para oximetría de pulso como alternativa a pulsioxímetros comerciales”, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia, junio de 2020.

[18] E. Chan, M. Chan, M. Chan, “Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations”, *Rev. SciVerse*, vol. 107, pp. 789-799, marzo de 2013, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2013.02.004>

[19] H. Mejía, M. Mejía, “Oximetría de pulso”, *Rev. Bol. Ped.*, vol. 51 , no. 2, pp. 149-155, 2012.

[20] J. Am, “Oximetría de pulso”, *Respir. Crit. Care Made*, vol. 184, 2011.

[21] Fundación Española del Corazón, “Ficha Salud Cardiovascular No.5: Frecuencia Cardíaca” [Online]. Disponible: <https://umivale.es/dam/web-corporativa/Documentos-prevenci-n-y-salud/Salud-cardiovascular/Ficha-Salud-Cardiovascular-n-5-Frecuencia-Cardiaca.pdf>

[22] R. Perry “Digital Spirometer System”, *U.S Patent Application Publication*, E.U.A, Patente, US 2014/0100470 A1, 2014.

[23] Disponible: <https://sensirion.com/images/scale/600x375/com-sensirion-master/portfolio/product/image/0d3e5757-4076-4538-a562-593bbea97a7e.png>

[24] Disponible: [https://mktronik.mx/1660-large\\_default/sensor-pulso-cardiaco-y-oximetro-max30100.jpg](https://mktronik.mx/1660-large_default/sensor-pulso-cardiaco-y-oximetro-max30100.jpg)

[25] Disponible: [https://m.media-amazon.com/images/I/51ALH4nJNyL.\\_SX466\\_.jpg](https://m.media-amazon.com/images/I/51ALH4nJNyL._SX466_.jpg)

[26] Profeco, “Cargadores para teléfonos inteligentes” [Online], *Rev. del Consumidor*, pp.61-78 , agosto de 2021. Disponible: [https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/671768/ESTUDIO\\_DE\\_CALIDAD\\_CARGADORES\\_PARA\\_TELEFONOS\\_INTELIGENTES.pdf](https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/671768/ESTUDIO_DE_CALIDAD_CARGADORES_PARA_TELEFONOS_INTELIGENTES.pdf)

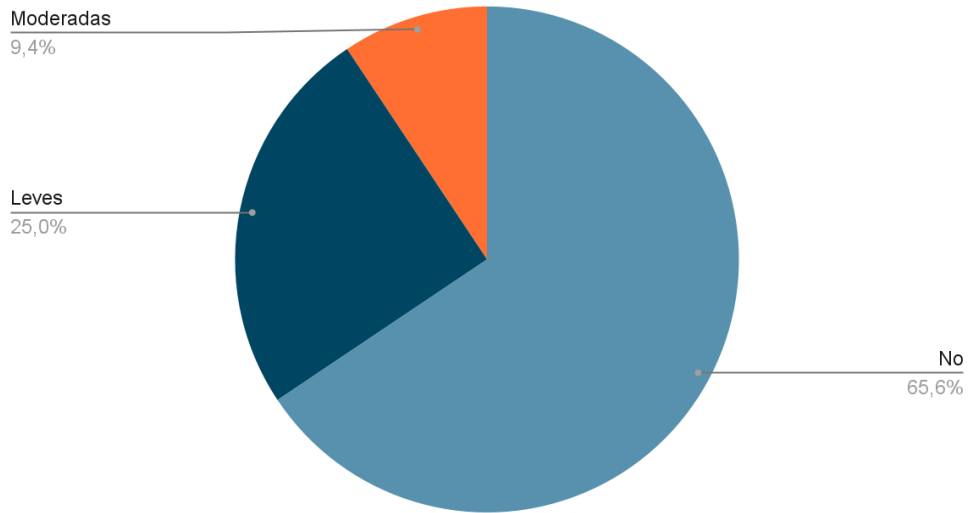
[27] L. Serna, A. Rodríguez y F. Albán, “ Ácido Poliáctico (PLA) Propiedades y aplicaciones”, *Rev. de Ing. Univ. de Valle*, vol.5, no.1 , pp. 16-26, octubre de 2003



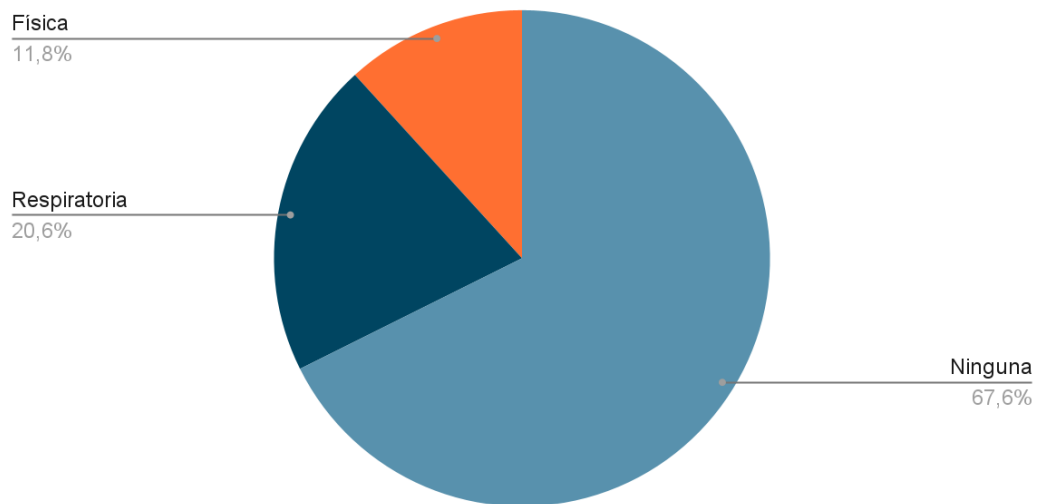
# Anexos

## Anexo A

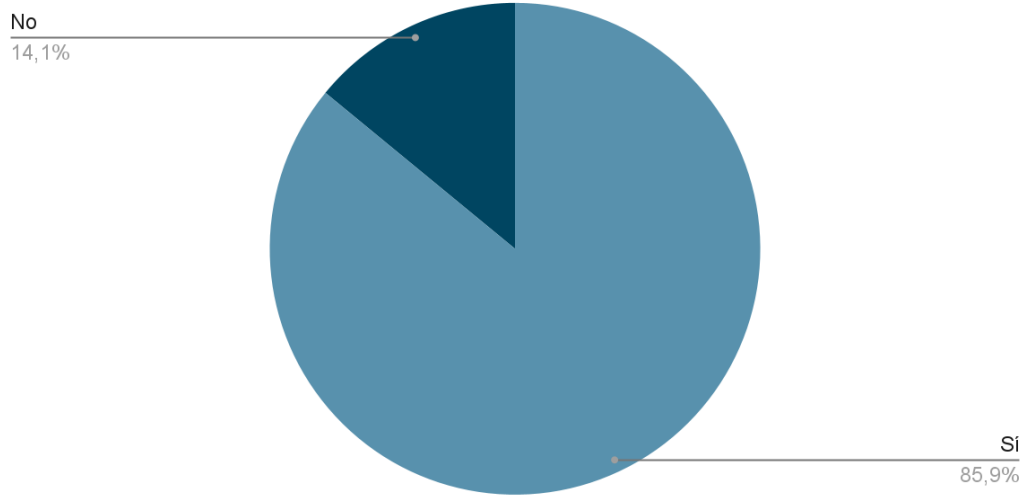
¿Padece secuelas respiratorias por COVID-19?



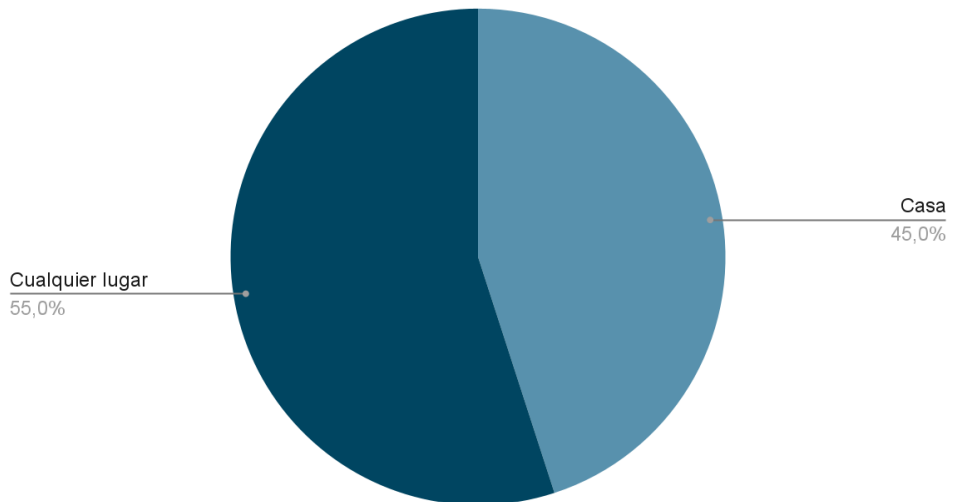
¿Ha realizado alguna fisioterapia para disminuir los malestares post-Covid-19?



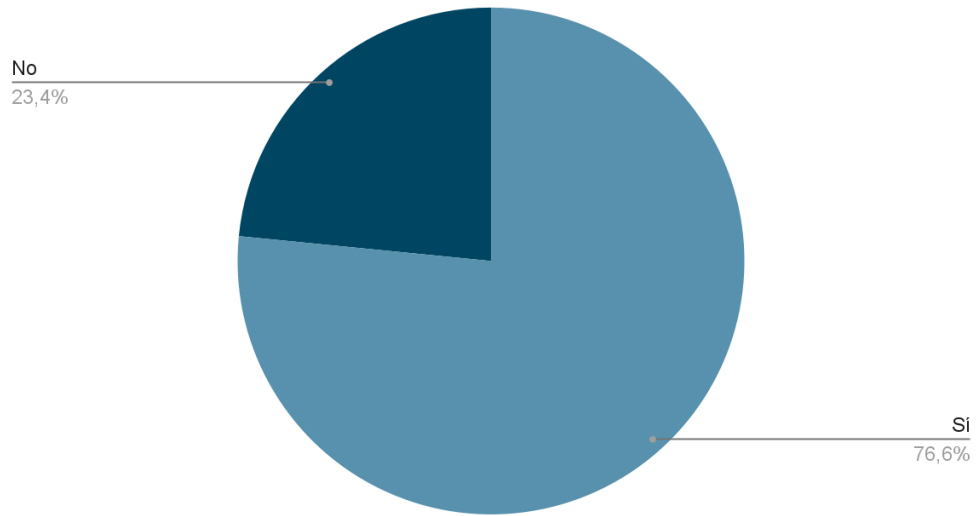
¿Usarías un dispositivo que ayude a mejorar la salud ante las secuelas respiratorias post-COVID?



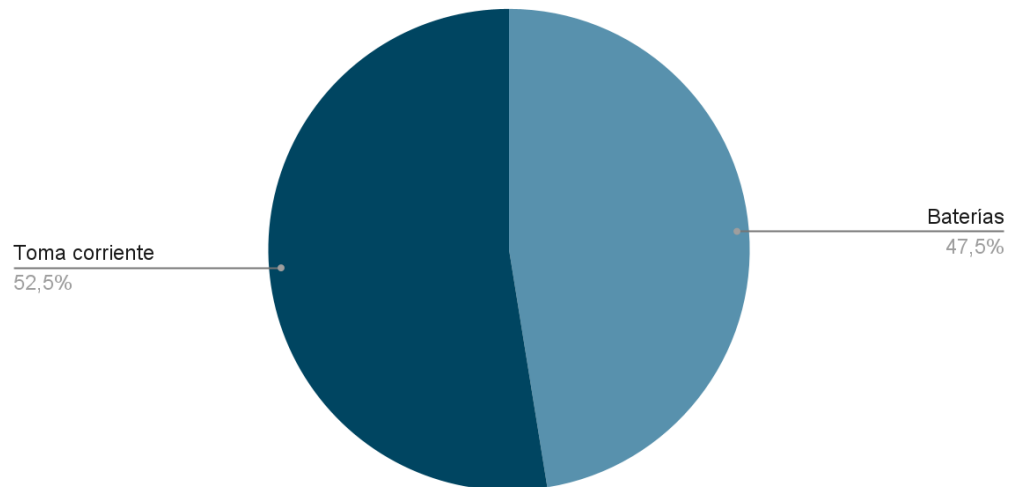
¿Dónde le gustaría poder usar tal dispositivo?



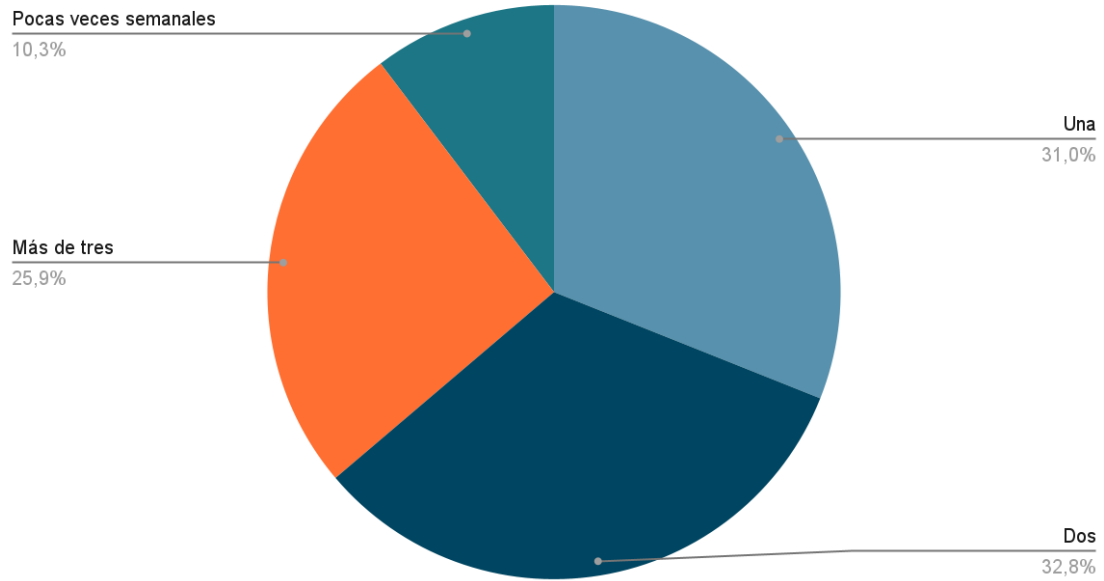
¿Ha sido infectado por SARS-CoV-2 ?



¿Prefiere que el dispositivo tenga baterías o se conecte a la toma de corriente?



## ¿Cuántas veces al día podría usar el dispositivo?



## **Anexo B**

//Autor Fernando López González

//Tesis de Licenciatura Ejercitador Respiratorio digital para  
pacientes Post-COVID-19

```
#include <Wire.h>
```

```
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
```

```
#include "MAX30100.h"
```

```
#include "BluetoothSerial.h"
```

```
#if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || !
```

```
defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
```

```
#error Bluetooth is not enabled! Please run `make menuconfig` to  
and enable it
```

```
#endif
```

```
//SFM4100-02
```

```
#define SDA_2 19
```

```
#define SCL_2 18
```

```
#define _SFM4100_I2C_ADDR_ 0x02 //I2C address
```

```
#define _SFM4100_DATAREQ_ 0xF1
```

```
#define CRC_POLYNOMIAL 0x131
```

```
const double compensation = 1.1277; // Conversion from mass flow to  
volumetric flow
```

```
#define REPORTING_PERIOD_MS 100
```

```
PulseOximeter pox;
```

```
uint32_t tsLastReport = 0;
```

```
int state=0;
```

```
char msg[120];
```

```
long O2_sccm,O2_ccs_acum,O2_slm,O2_lm,O2_ccs;
```

```
long volumen,vol_acum=0;
```

```
String datos;
```

```
String ON;
```

```
BluetoothSerial BT; // Objeto Bluetooth
```

```
uint32_t hr=0, sp=0,hr_acum=0,sp_acum=0;
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
    Serial.begin(115200);
```

```
    Serial.print("Initializing pulse oximeter..");
```

```
    BT.begin("ESP32_ERI"); // Nombre de su dispositivo Bluetooth y  
en modo esclavo
```

```
    if (!pox.begin()) { // Initialize the PulseOximeter instance
```

```
        Serial.println("FAILED");
```

```
        for(;;);
```

```
    } else {
```

```
        Serial.println("SUCCESS");
```

```
    }
```

```
    Wire1.begin(SDA_2, SCL_2);
```

```
}
```

```
void loop()
```

```
{
```

```
    if (BT.available() > 0) {
```

```
        state = BT.read();
```

```
    }
```

```
    if (state == 'A') {
```

```
        ESP.restart();
```

```
    }
```

```
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
```

```
        //MAX30100
```

```
        for (int i=0; i<20; i++) {
```

```
            pox.update();
```

```
            hr = pox.getHeartRate();
```

```
            sp = pox.getSpO2();
```

```

        hr_acum+=hr;
        sp_acum+=sp;
    }
    hr = hr_acum/20;
    sp = sp_acum/20;

    hr_acum=0;
    sp_acum=0;

    //SFM4100-O2
    readSFM4100();
    O2_ccs= O2_lm*(100/6);
    O2_ccs= calibration(O2_ccs);

    if(O2_ccs==0){
        vol_acum=0;
        datos=
String(O2_ccs)+", "+String(vol_acum)+", "+String(hr)+", "+String(sp);
        BT.print(datos); // Envía el mensaje de texto a través de
BT Serial
        Serial.println(datos);

    }
    else{

        volumen= O2_ccs*(REPORTING_PERIOD_MS*0.001);
        vol_acum+=volumen;

        datos=
String(O2_ccs)+", "+String(vol_acum)+", "+String(hr)+", "+String(sp);
        BT.print(datos); // Envía el mensaje de texto a través de
BT Serial
        Serial.println(datos);
    }
    tsLastReport = millis();
}

```



```

}

//Funciones SFM4100-O2
void readSFM4100() {
  uint8_t flowData[2];
  uint8_t checkSum;

  //Request a measurement
  Wire1.beginTransmission(_SFM4100_I2C_ADDR_);

  //Request data
  Wire1.write(_SFM4100_DATAREQ_); //Request of air measure

  //Close the request
  Wire1.endTransmission();

  //Now read a response
  Wire1.requestFrom(_SFM4100_I2C_ADDR_, 3);
  flowData[0] = Wire1.read();
  flowData[1] = Wire1.read();
  checkSum = Wire1.read();

  //Do the checksum
  if (checkCRC(flowData, 0x02, checkSum)) {
    int O2_sccm_int = flowData[1] | (flowData[0] << 8);
    O2_sccm = (long)O2_sccm_int;
    filtro(O2_sccm);
    O2_slm = O2_sccm/1000;
    O2_lm = compensation*O2_slm;
  }
  else {
    Serial.println("Invalid data received from the SFM4100!");
  }
}

```

```

}

boolean checkCRC(uint8_t data[], uint8_t nBytes, uint8_t checkSum) {
    uint8_t crc = 0;
    uint8_t byteCount;

    for (byteCount=0;byteCount < nBytes;byteCount++) {
        crc ^= (data[byteCount]);

        for (uint8_t bit = 8; bit > 0; --bit) {
            if (crc & 0x80) {
                crc = (crc << 1) ^ CRC_POLYNOMIAL;
            }
            else {
                crc = (crc << 1);
            }
        }
    }

    if (crc != checkSum) {
        return false;
    }

    return true;
}

```

```

void filtro(long measure){
    if(measure<3000|| measure>50000){O2_sccm=0;}
}

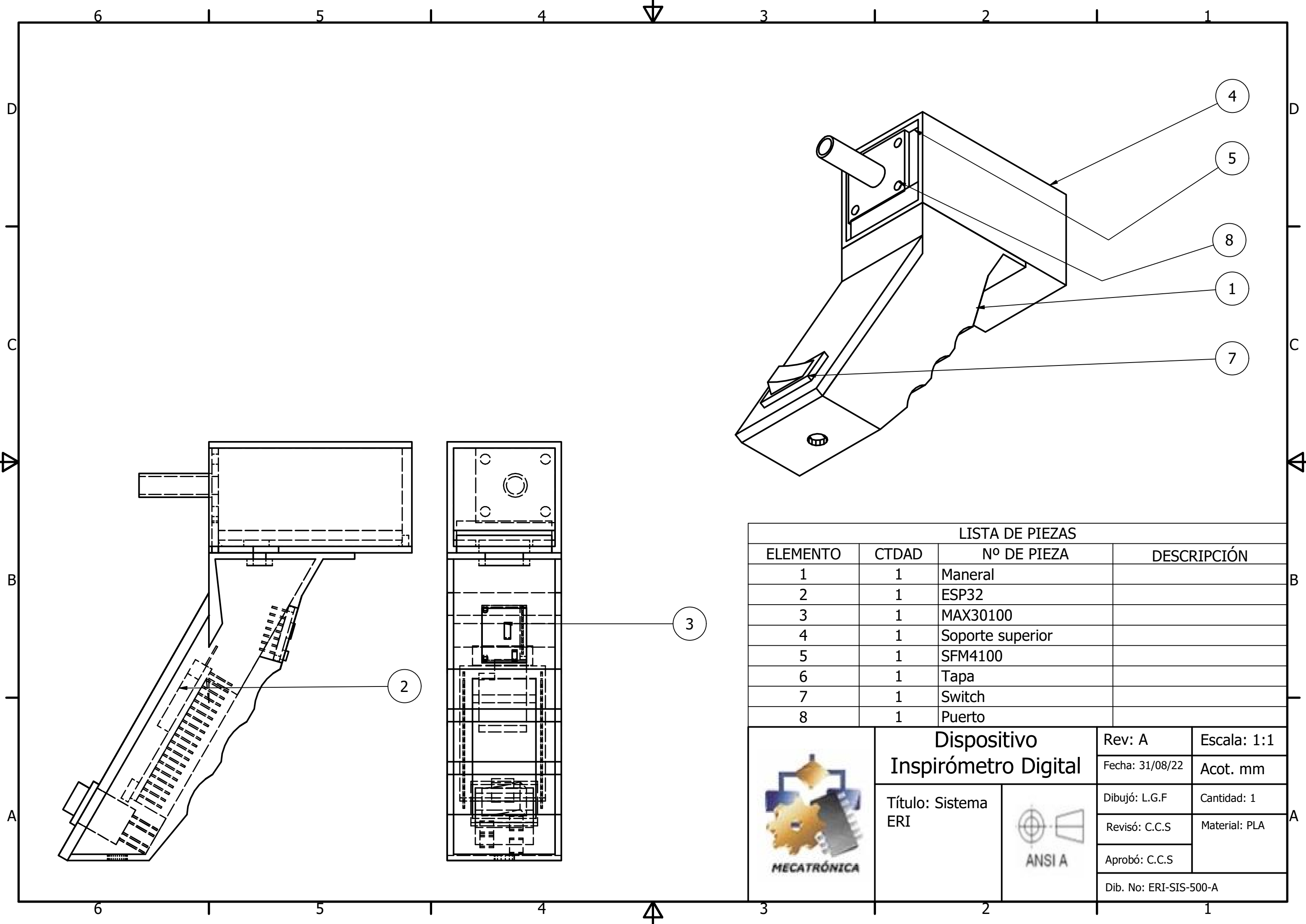
long calibration(long measure){
    long cal_data;
    if(measure!=0){
        cal_data= 1.186*measure+36;
    }
}

```

```
else{
    cal_data=0;
}
return cal_data;
```

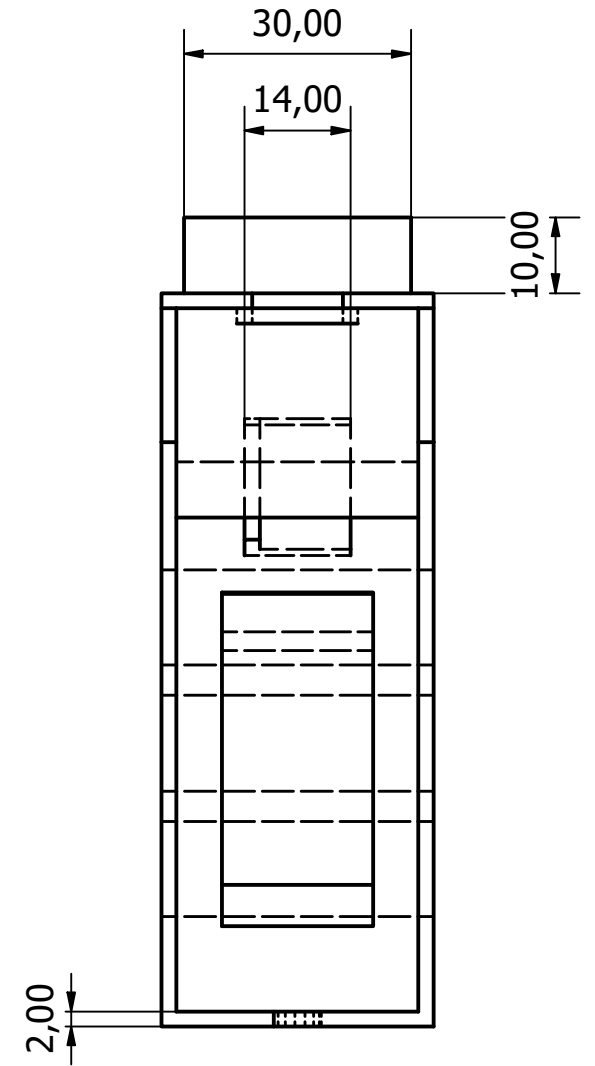
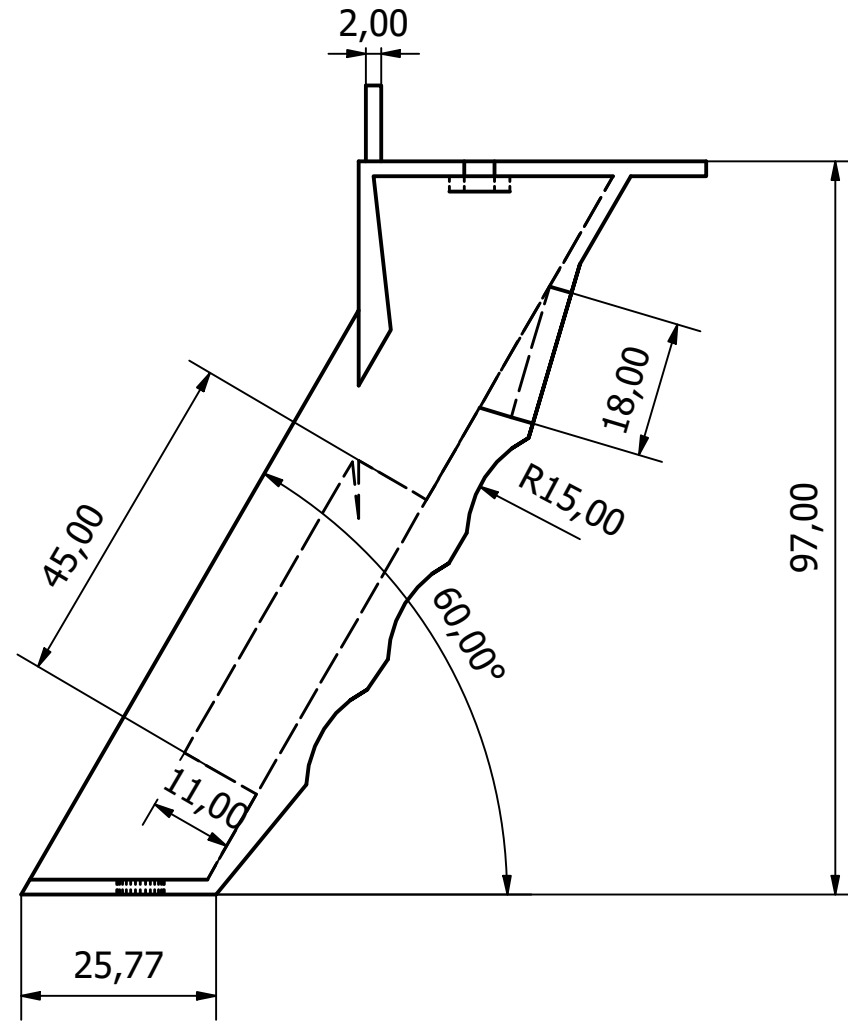
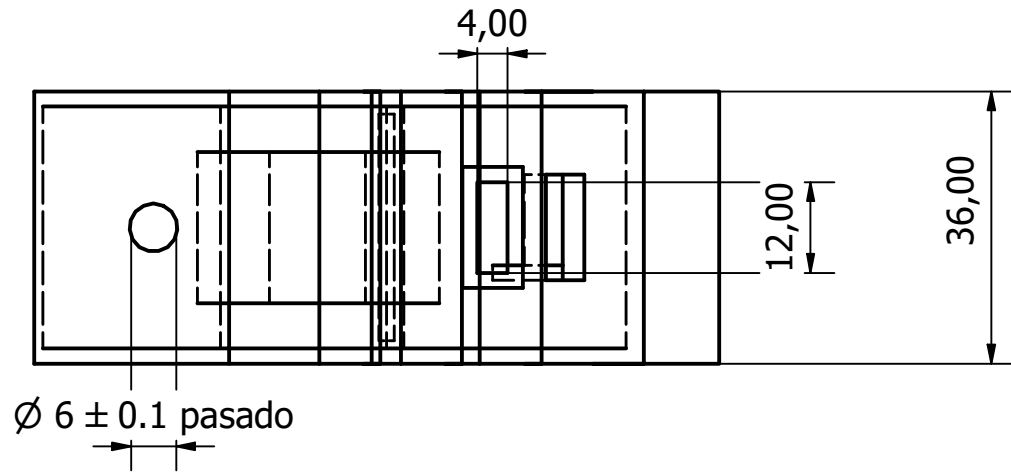
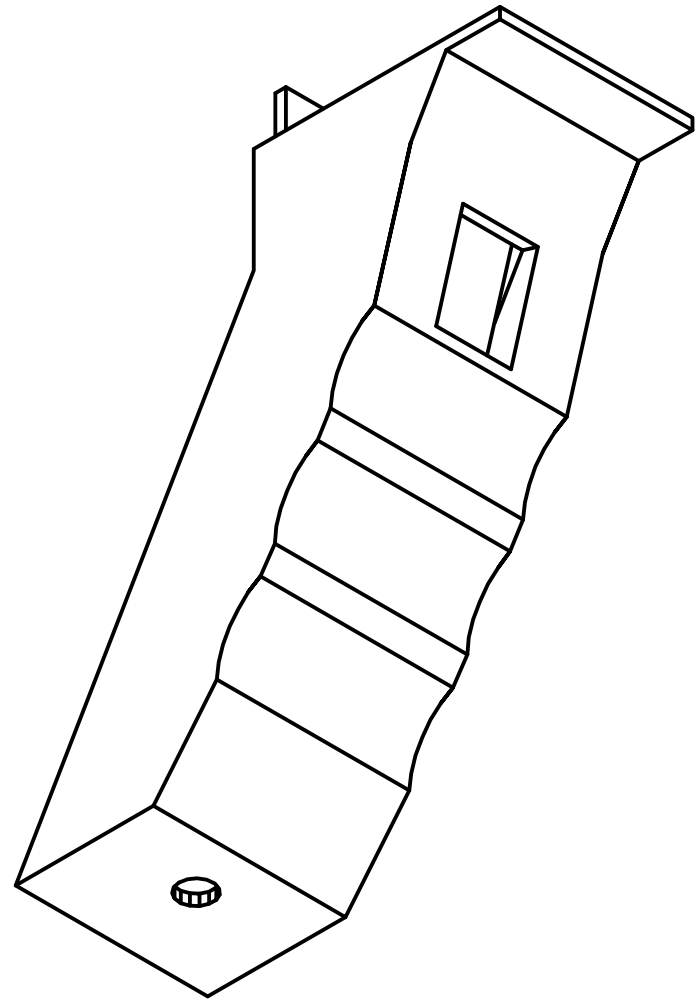
```
}
```

## **Anexo C**

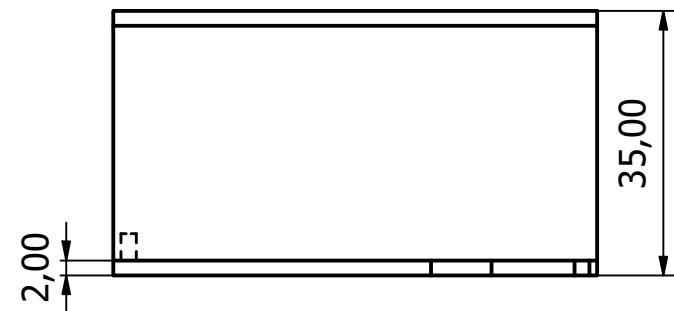
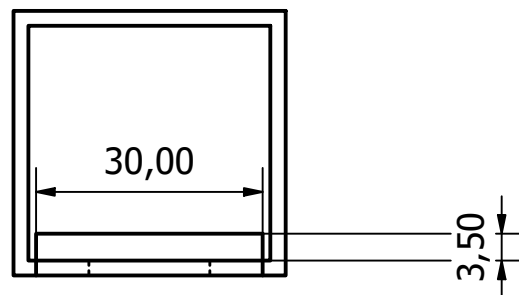
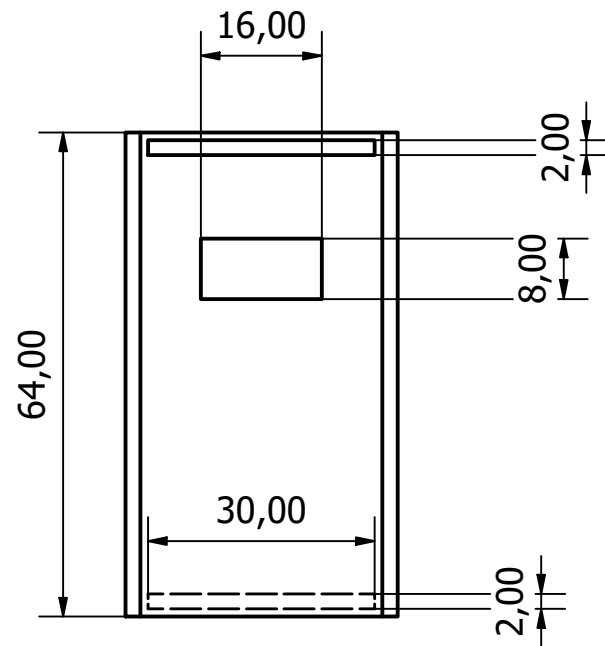
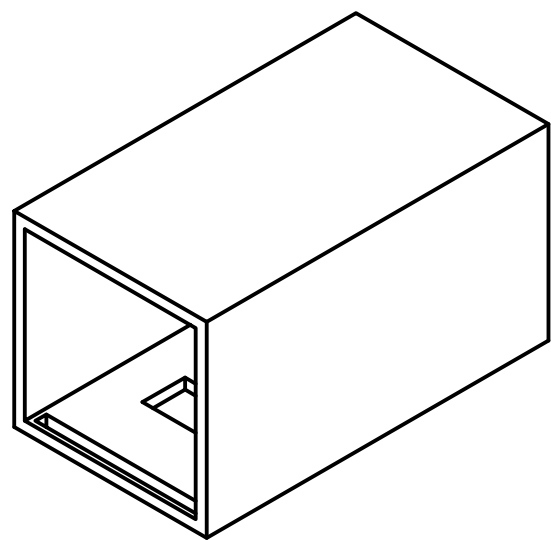


LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	Maneral	
2	1	ESP32	
3	1	MAX30100	
4	1	Soporte superior	
5	1	SFM4100	
6	1	Tapa	
7	1	Switch	
8	1	Puerto	

	<b>Dispositivo Inspirómetro Digital</b>		Rev: A	Escala: 1:1
			Fecha: 31/08/22	Acot. mm
	Título: Sistema ERI	 ANSI A	Dibujó: L.G.F	Cantidad: 1
			Revisó: C.C.S	Material: PLA
			Aprobó: C.C.S	
Dib. No: ERI-SIS-500-A				



	<b>Dispositivo Inspirómetro Digital</b>		Rev: A	Escala: 1:1
			Fecha: 31/08/22	
	Título: Maneral		Dibujó: L.G.F	Cantidad: 1
			Revisó: C.C.S	Material: PLA
			Aprobó: C.C.S	
Dib. No: ERI-MAN-500-A				

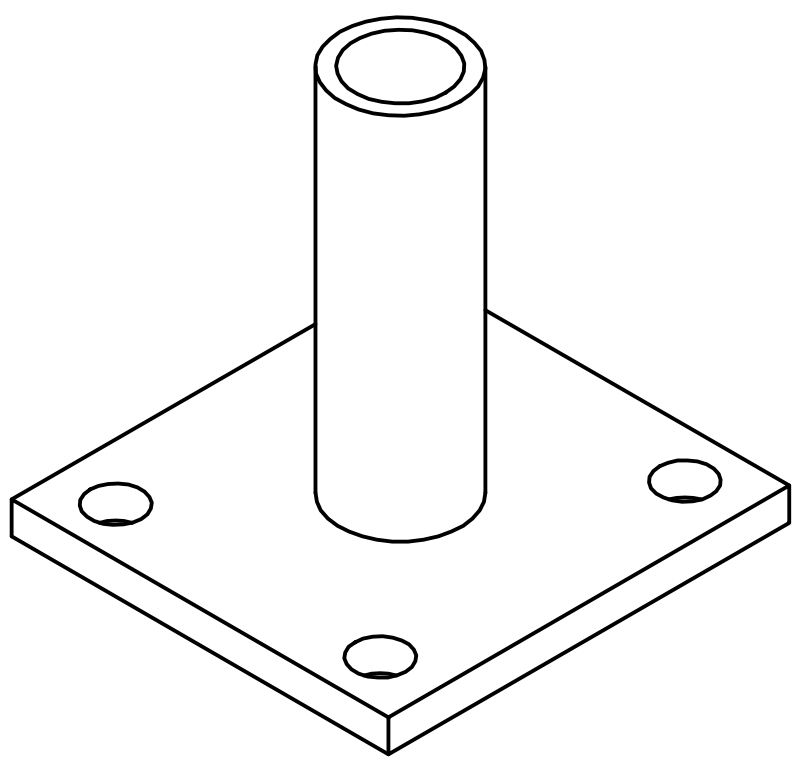
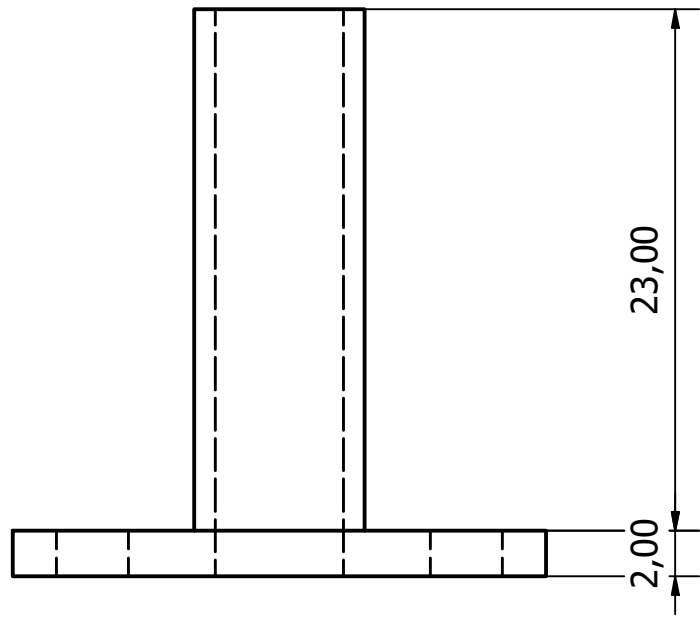
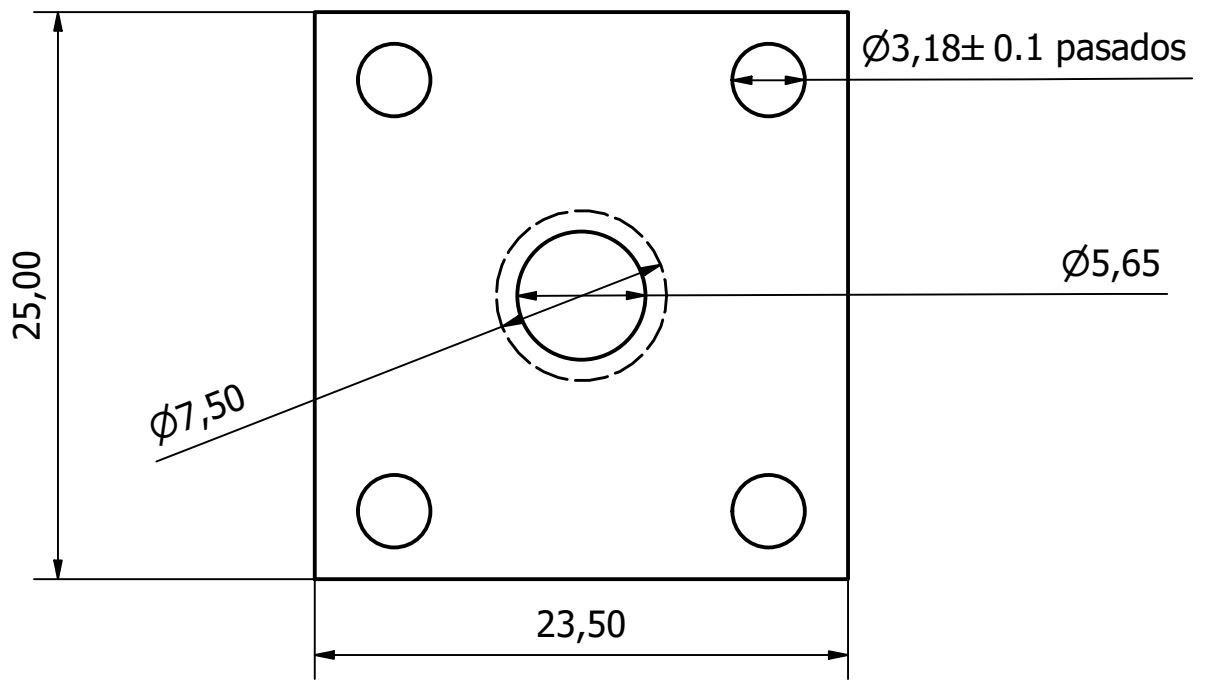
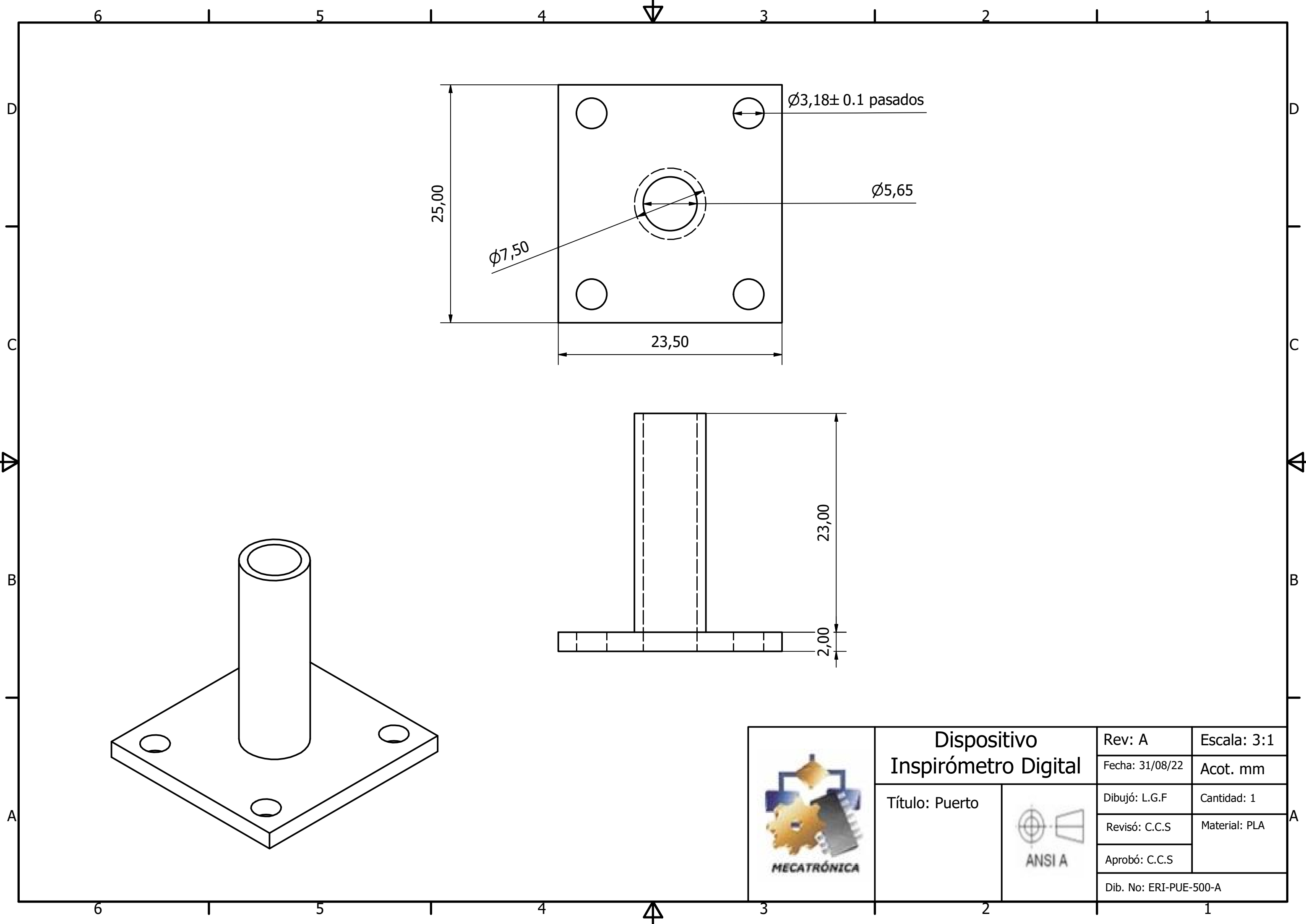


## Dispositivo Inspirómetro Digital

Título:  
Estructura  
superior

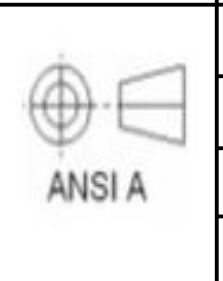


Rev: A	Escala: 1:1
Fecha: 31/08/22	Acot. mm
Dibujó: L.G.F	Cantidad: 1
Revisó: C.C.S	Material: PLA
Aprobó: C.C.S	
Dib. No: ERI-ES-500-A	



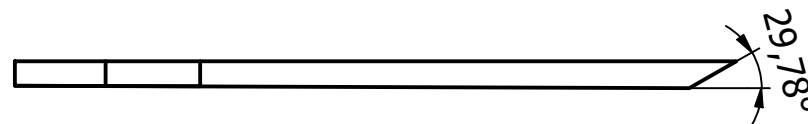
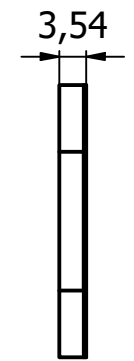
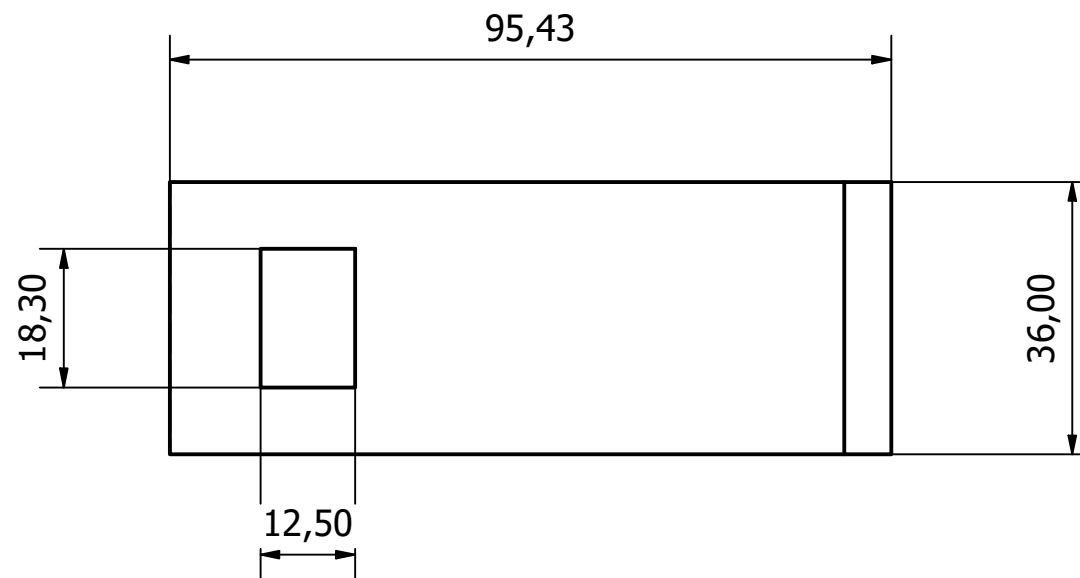
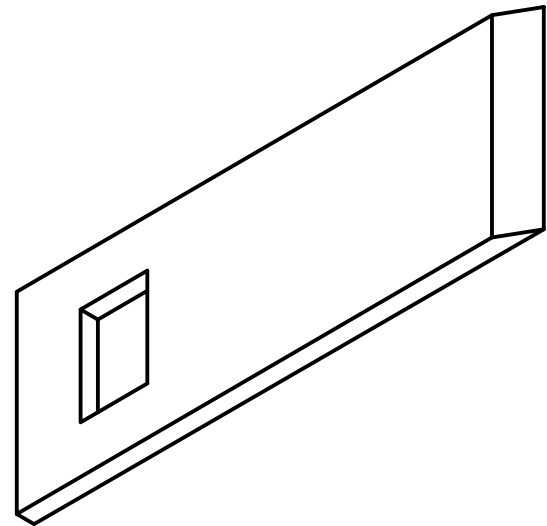
**Dispositivo  
Inspirómetro Digital**

Título: Puerto



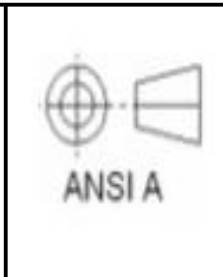
Rev: A	Escala: 3:1
Fecha: 31/08/22	Acot. mm
Dibujó: L.G.F	Cantidad: 1
Revisó: C.C.S	Material: PLA
Aprobó: C.C.S	
Dib. No: ERI-PUE-500-A	





**Dispositivo  
Inspirómetro Digital**

Título: Tapa

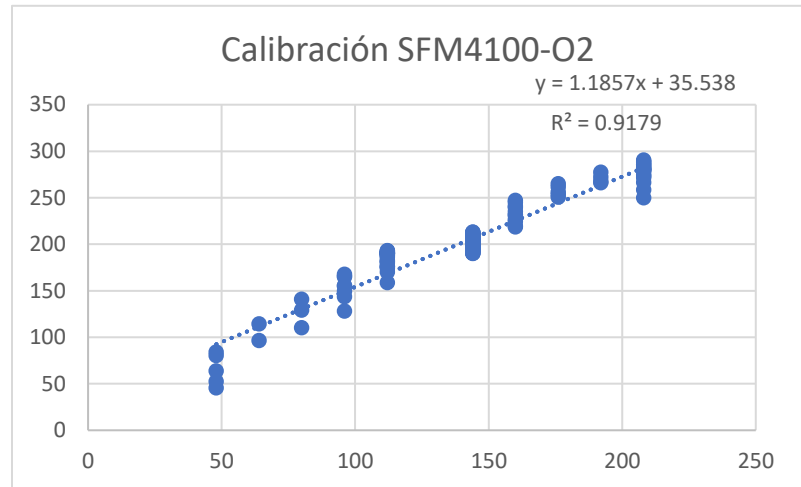


Rev: A	Escala: 1:1
Fecha: 31/08/22	Acot. mm
Dibujó: L.G.F	Cantidad: 1
Revisó: C.C.S	Material: PLA
Aprobó: C.C.S	
Dib. No: ERI-TAP-500-A	

## **Anexo D**

FLUKE VT650	SFM4100-O2
45.5	48
64	48
80.3	48
96.6	64
114.6	64
129.4	80
140.9	80
149.5	96
155.4	96
155.3	96
165.8	96
164.9	96
167.8	96
170.2	112
174.4	112
175.6	112
176.4	112
179.8	112
181.2	112
181.8	112
182.9	112
185.9	112
187.3	112
188	112
189	112
190.9	112
191.1	112
190.4	112
190	112
192.3	112
193.2	112
192.8	112
191.4	112
190.2	112
190.2	112
189.9	112
190.5	144
190.5	144
190	144
191.4	144
194	144

## Datos de calibración



193.6	144
194.5	144
193.3	144
193.9	144
194	144
195.5	144
195.6	144
195.7	144
195.9	144
197.4	144
197	144
195.3	144
197.2	144
196.6	144
196.8	144
197.5	144
197.9	144
196.6	144
197.5	144
196.4	144
195.1	144
194.7	144
192.8	144
195.3	144
196	144
194.6	144
194.9	144
196.3	144
198.5	144
200	144
200.4	144
199.1	144
199.2	144
200	144
200.3	144
200.3	144
200.3	144
199.3	144
200.5	144
201.6	144
201.9	144
202	144

201.8	144
201.7	144
202.5	144
203.6	144
206.5	144
207.5	144
207.3	144
206.3	144
207.7	144
208.6	144
207.1	144
209.1	144
209	144
208.6	144
209.3	144
208	144
207.5	144
209.4	144
209.3	144
210.1	144
208.4	144
208.1	144
209.9	144
209.6	144
209.5	144
208.5	144
208.2	144
209.4	144
208	144
208.3	144
205.1	144
206.2	144
205.8	144
205.4	144
203.9	144
205.5	144
206	144
207.1	144
207	144
207.8	144
208.2	144
209.9	144

209.9	144
208.8	144
209.5	144
212.2	144
212.8	144
211.6	144
209.8	144
207.5	144
207.1	144
206.4	144
205	144
205.3	144
203.8	144
205.2	144
204.3	144
205.9	144
204.8	144
205.2	144
204.8	144
206.3	144
210.5	144
213.3	144
219.7	160
226.9	160
231.5	160
239.6	160
249.9	208
258.5	208
266.5	208
273.2	208
278.4	208
279.5	208
285.8	208
289.2	208
290.5	208
288	208
282.1	208
285.8	208
283.9	208
282	208
280.3	208
280.5	208

277.6	192
275.2	208
272.2	192
271.5	208
267.9	192
266.1	192
265.1	176
261.6	176
256.3	176
253.3	176
250.8	176
247.1	160
245.3	160
241	160
235.3	160
231.7	160
224.6	160
218.6	160
212.1	144
200	144
176.5	112
158.7	112
143.8	96
128.2	96
110.2	80
84.3	48
52.6	48