

Universidad Nacional de Mar del Plata
Facultad de Ingeniería

*“Sistema de Adquisición de Señales
Respiratorias”*

Informe final

Autor:

Agustín Alejo Borgato

Directores:

Dra. Mariela Azul Gonzalez

Ing. Gonzalo Roberto Fontanella

Mayo 2023



RINFI es desarrollado por la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución- NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Universidad Nacional de Mar del Plata
Facultad de Ingeniería

*“Sistema de Adquisición de Señales
Respiratorias”*

Informe final

Autor:

Agustín Alejo Borgato

Directores:

Dra. Mariela Azul Gonzalez

Ing. Gonzalo Roberto Fontanella

Mayo 2023

Agradecimientos

A mis padres, Marta y Sergio, por su ferviente apoyo durante esta etapa tan importante en mi vida.

A mis directores, Azul y Gonzalo, por sus ideas y sugerencias durante la realización del proyecto.

A los docentes de la cátedra Trabajo Final, Noelia, Fernando y Gustavo, por sus valiosas observaciones.

Resumen

Sistema de adquisición de señales respiratorias

Realizar un chequeo del sistema respiratorio permite detectar afecciones fisiológicas restrictivas y obstructivas provenientes de diferentes causas. Para ello, una forma es medir el volumen pulmonar y su caudal de ingreso y egreso de oxígeno en la parte superior del sistema respiratorio o vía aérea, estudio conocido como espirometría. Existen espirómetros de caudal y de volumen basados en diferentes métodos.

Se evaluaron varios métodos empleados por espirómetros comerciales y finalmente se optó por utilizar un sensor de presión diferencial. El método consiste en exhalar a través de una boquilla unida a una tubería, la cual posee una restricción mecánica en su punto medio y medir la diferencia de presión generada por el flujo de aire sobre dicha restricción. Mediante un modelo matemático que caracteriza al sistema neumático anterior es posible medir el caudal de aire que circula a través de la tubería.

A su vez, conocer qué cantidad del oxígeno ingresado por vía aérea llega efectivamente al organismo a través del sistema circulatorio es esencial para detectar insuficiencias respiratorias. Para ello se propone medir el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SpO₂). Por lo general, esta magnitud se mide en la zona capilar periférica como, por ejemplo, los dedos de la mano. El método por excelencia utilizado para medir SpO₂ se conoce como fotopletismografía y se basa en el uso de emisores y receptores de luz de diferente longitud de onda que permiten medir, a partir de la cantidad de luz reflejada, el grado de oxigenación de la hemoglobina. Es un método no invasivo y seguro para los pacientes.

Por último, se requiere de una correcta representación y visualización de los resultados obtenidos a través de una interfaz amigable al usuario. Se dotó al dispositivo de opciones de visualización locales y remotas, convirtiéndolo en un proyecto perteneciente al campo IoT o “Internet Of Things”, un paradigma que gana terreno día a día en infinidad de aplicaciones.

Este proyecto surge a partir de una necesidad puntual del Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata, y es presentado como proyecto final de la carrera de Ingeniería Electrónica. Fue desarrollado en el periodo comprendido entre abril del año 2022 y mayo de 2023.

Índice

1. Desarrollo y construcción del producto	7
1.1. Capítulo 1: anteproyecto	7
1.2. Capítulo 2: fundamentos teóricos	9
1.3. Capítulo 3: desarrollo del proyecto	20
1.3.1. Elección de sensores de caudal	20
1.3.2. Restricción mecánica	21
1.3.3. Acondicionamiento de señal	26
1.3.4. Sensor de oximetría	28
1.3.5. Algoritmo SpO2	31
1.3.6. Convertidor DC-DC	35
1.3.7. Etapa de carga de batería	36
1.3.8. Configuración WiFi	37
1.3.9. Broker MQTT	38
1.3.10. Interfaz NodeRED	38
1.3.11. Diseño del hardware	41
1.3.12. Diseño de la tubería y la carcaza	47
1.3.13. Programa	49
1.4. Capítulo 4: resultados	50
1.5. Capítulo 5: desafíos encontrados	53
1.6. Capítulo 6: conclusiones y posibilidades de mejora	56
2. Bibliografía y referencias	59
3. Anexo	61
3.1. Plan de Trabajo	62
3.2. Especificación de Requerimientos	63
3.3. Especificación Funcional	64
3.4. Especificación Técnica	65
3.5. Manual del Usuario	66
3.6. Plan de Pruebas	67

Abreviaturas y acrónimos

Nombre	Descripción
RF	Requerimiento Funcional
RNF	Requerimiento No Funcional
IoT	Internet de la cosas
BMS	Battery Management System
PCB	Printed Circuit Board
DC	Corriente continua
SPO2	Saturación de oxígeno capilar periférico
LED	Light Emitting Diode (diodo emisor de luz)
RMS	Root Mean Square (valor cuadrático medio)
TBD	To be Determined
I2C	Inter-Integrated Circuit
Dashboard	Panel de control o de mando
ESD	Electrostatic discharge
NAT	Network Address Translation
IP	Internet Protocol
ADC	Conversor Analógico-Digital
LaBi	Laboratorio de Bioingeniería

1. Desarrollo y construcción del producto

1.1. Capítulo 1: anteproyecto

Necesidad

El proyecto se origina a partir de la necesidad de reemplazar un instrumento comercial utilizado en el Laboratorio de Bioingeniería (LaBi), por un desarrollo propio mucho más accesible en términos de costos. Este sensor se utiliza en las prácticas de la materia “Introducción a la Bioingeniería” para medir caudal y volumen respiratorio. Surge además, la necesidad de ampliar la funcionalidad requerida en el producto final y adicionar la medición de porcentaje de saturación de oxígeno en sangre. Permitiendo evaluar la función respiratoria con mayor detalle.

Por otro lado, la llegada de los dispositivos conectados a la nube/web, comúnmente denominados internet de las cosas, abren la oportunidad de aportar en el desarrollo, transmisión, procesamiento y visualización remotos de la información recolectada.

Alcance

Los beneficiarios de la solución propuesta serán los directores del proyecto, quienes forman parte del *staff* del Laboratorio de Bioingeniería. El dispositivo será utilizado en las prácticas de la materia “Introducción a la Bioingeniería” a modo demostrativo, no se utilizará bajo ningún concepto para diagnosticar una condición médica.

Se evaluará en una etapa posterior y en conjunto a un especialista en neumonología la aplicación en consultorios donde se realizan espirometrías de forma habitual, con equipos certificados.

Requerimientos

El producto final consiste en un prototipo funcional para adquisición, transmisión, procesamiento y visualización de señales respiratorias. El mismo se encarga de sensar tres magnitudes fisiológicas: caudal y volumen respiratorio y porcentaje de saturación de oxígeno en sangre, utilizando métodos no invasivos. Las señales adquiridas luego se procesan en el propio dispositivo mediante un microcontrolador colocado en una placa de diseño propio. La placa será alimentada por una batería de litio para evitar el uso de cables y garantizar su portabilidad.

A su vez, se agrega la funcionalidad de transmisión de los datos recopilados a otro dispositivo de manera inalámbrica para su posterior análisis.

Para conocer más detalles sobre los requerimientos funcionales y no funcionales del dispositivo, véase el documento Especificación de Requerimientos (3.2) de la sección Anexo.

Introducción al plan de trabajo

El proyecto surgió a principios del mes de abril de 2022 como una propuesta del Laboratorio de Bioingeniería. En los tres meses subsiguientes, se realizó una investigación sobre varios aspectos del proyecto para evaluar la factibilidad de su realización y sentar las bases formales del mismo a través de la redacción de la documentación correspondiente para su inicio.

Se diseñó un Plan de Trabajo con una fecha de inicio en junio de 2022 y una fecha de fin en marzo de 2023. Debido a diversas cuestiones, que han sido contempladas como posibles riesgos, su finalización requirió de dos meses adicionales.

1.2. Capítulo 2: fundamentos teóricos

En este capítulo se detallan los aspectos teóricos en los cuales se sustentan los métodos utilizados para la adquisición de las señales de interés. Se dividirá en dos secciones: la primera relacionada a la obtención de caudal y volumen de aire y los parámetros pulmonares a medir y la segunda al cálculo del nivel de saturación de oxígeno en sangre.

Obtención del caudal de aire

El caudal se obtiene a partir de hacer circular aire a través de un conducto o tubería que posee una restricción en su trayecto (generalmente a la mitad de su longitud total), conocida como “placa de orificio”.

El método general se conoce formalmente como: “Medición del caudal de fluido mediante dispositivos diferenciales de presión insertados en conductos de sección transversal circular llenos“. Es aplicable tanto a líquidos como gases de diferentes densidades y viscosidades, también es válido para diferentes formas de restricciones mecánicas. Debido a su amplio uso en la industria, se creó un estándar internacional para regulación, surge así la norma ISO 5167-X, donde X puede representar:

1: Principios generales y requerimientos

2: Placas de orificio

3: Boquillas y boquillas de Venturi

4: Tubos de Venturi

5: Medidores de cono

En este caso, la norma a consultar es la ISO 5167-2. Se presenta en este capítulo un resumen de la misma para que el lector pueda comprender los principios y limitaciones en las cuales se sostiene el método elegido. Para una información más detallada se recomienda consultar la bibliografía [3][4][5].

Hay dos usos distintos para las boquillas y las placas de orificio. El primero es solamente restringir el flujo, donde la precisión generalmente no es importante y el segundo es la medición del flujo, donde la precisión del cálculo es relevante.

Según el uso requerido, se requerirá de mayor o menor exactitud en la estimación del coeficiente de descarga, éste se define como: “la relación entre la descarga real y la descarga ideal, es decir, la relación entre el caudal másico en el extremo de descarga de la tobera respecto de una tobera ideal que expande un fluido idéntico desde las mismas condiciones iniciales hasta las mismas presiones de salida” [1].

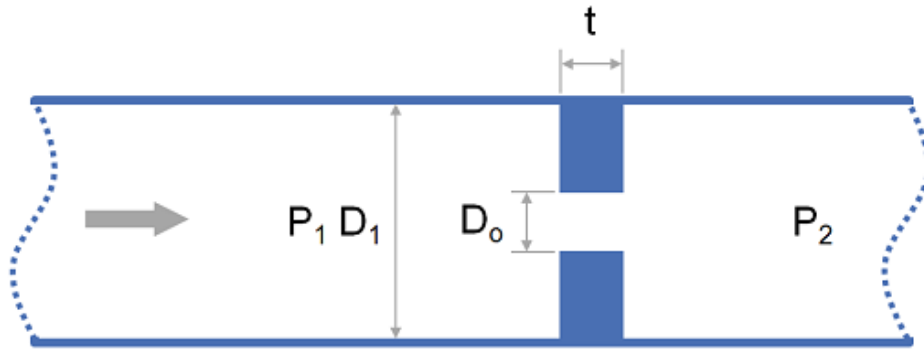


Figura 1: corte longitudinal de una tubería genérica con restricción (orificio).

La precisión del coeficiente de descarga tiene mayor importancia en caso de utilizar una placa de orificio y variará según la ubicación de las tomas de presión. Los arreglos comunes son los siguientes [4]:

- **Tomas de esquina (Corner tappings):** los puntos de toma están en la brida.
- **Tomas de brida (Flange tappings):** los puntos de toma están una pulgada por encima y por debajo respecto de la placa de orificio, se ubican en las bridas que unen ambas secciones de la tubería.
- **Tomas 2.5D y 8D:** los puntos de toma son 2.5 diámetros de tubería por encima y 8 diámetros de tubería por debajo del punto medio.
- **Tomas D y D/2:** los puntos de toma son de 1 diámetro de tubería por encima y medio diámetro de tubería por debajo.

A continuación se muestran algunos ejemplos de los tipos de tomas de presión diferencial más comunes.

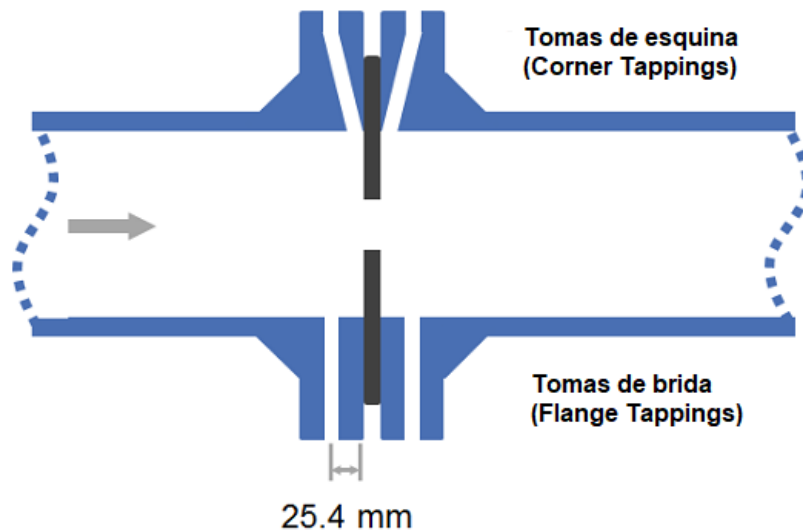


Figura 2: tipos de tomas de presión Corner y Flange, ambas sobre la brida, corte longitudinal.

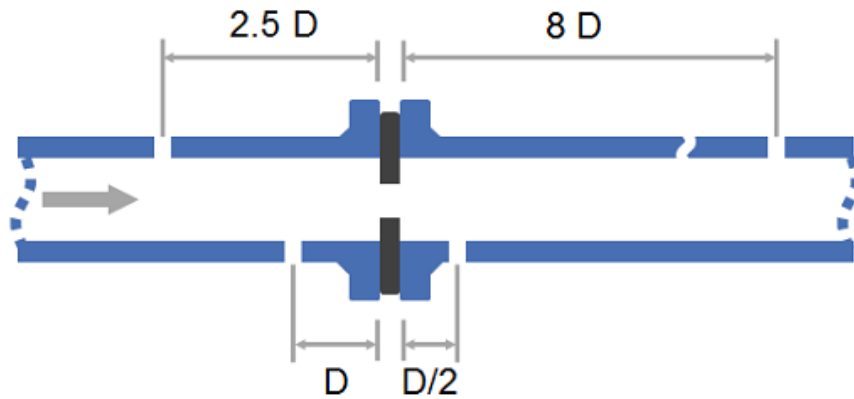


Figura 3: tipos de tomas de presión $2.5D$ y $8D$ y D y $D/2$, corte longitudinal.

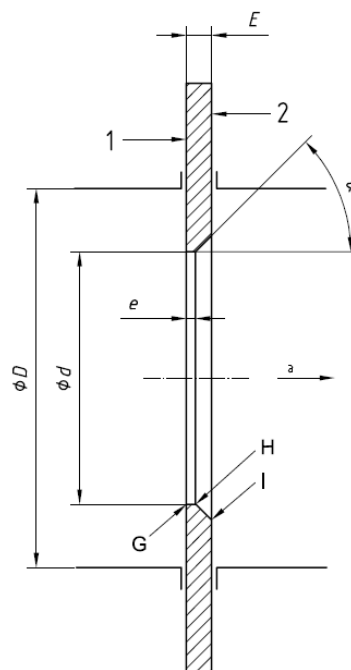


Figura 4: placa de orificio, corte longitudinal.

Restricciones de diseño [5]:

- El espesor de la restricción “E” debe ser entre “e” y $0.05D$ (para D pequeños hasta $E=3.2\text{mm}$ es aceptable).
- El espesor del orificio “e” debe ser entre $0.005D$ y $0.02D$.
- Si $E > e$, la cara trasera de la placa debe tener un biselado a $45 \pm 15^\circ$.
- El borde frontal del orificio debe ser recto o afilado.
- El diámetro de orificio “d” debe ser: $d \geq 12.5 \text{ mm}$.
- El diámetro de la tubería “D”, debe ser: $50 \text{ mm} \leq D \leq 1000 \text{ mm}$.
- $\beta = d/D$ debe ser: $0.1 \leq \beta \leq 0.75$.

- El coeficiente de Reynolds calculado respecto de $D Re_D$ debe ser: $Re_D \geq 5000$ y $Re_D \geq 170\beta^2 D$. El número de Reynolds (Re) es un número adimensional utilizado en mecánica de fluidos, diseño de reactores y fenómenos de transporte para caracterizar el movimiento de un fluido. Su valor indica si el flujo sigue un modelo laminar o turbulento.
- El diámetro del orificio debe ser lo más consistente posible, con variaciones menores al 0.05% en su circunferencia.
- Si se desea medir flujo en ambas direcciones, el orificio de la placa no debe tener biselado, debe ser recto y tener un solo espesor de valor E.
- Se puede usar una sola placa de orificio con varios juegos de tomas de presión, pero para evitar interferencias mutuas entre tomas del mismo lado de la placa de orificio, deben desfasarse al menos 30° respecto de su eje axial.
- En el caso de flujo bidireccional para tomas D y D/2 con una única placa de orificio, dos juegos de tomas deben ser utilizados de acuerdo a la dirección del flujo.
- El diámetro de las tomas debe ser menor a 0,13D y menor a 13 mm y ambas deben tener el mismo diámetro.
- El conducto interno de las tomas debe ser cilíndrico y su longitud de al menos 2.5 veces el diámetro interno de la toma. Su entrada debe ser recta.
- Las tomas suelen colocarse sobre el mismo eje axial.

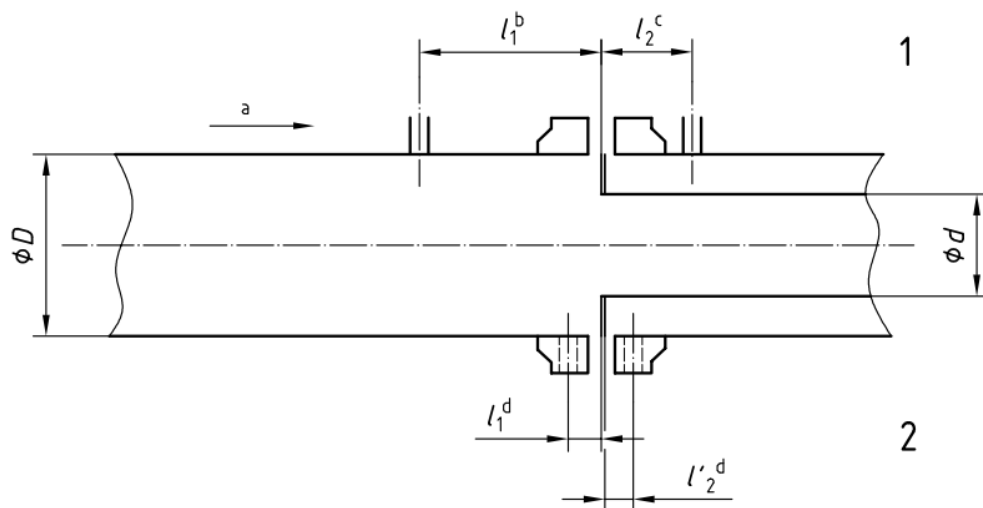


Figura 5: tubería genérica con tomas tipo brida (Flange) y D y D/2, corte longitudinal.

Referencias:

1 - Tomas de presión D y D/2

2 - Tomas de brida

a - Dirección del flujo

b - $l_1 = D \pm 0,1D$

c - $l_2 = 0,5D \pm 0,02D$ para $b < 0,6$ y $0,5D \pm 0,01D$ para $b > 0,6$

$d - 11 = 1'2 = (25,4 \pm 0,5) \text{ mm}$ (para $b > 0,6$ y $D < 150 \text{ mm}$)
 $(25,4 \pm 1) \text{ mm}$ (para $b < 0,6$)
 $(25,4 \pm 1) \text{ mm}$ (para $b > 0,6$ y $150 \text{ mm} < D < 1\ 000 \text{ mm}$)

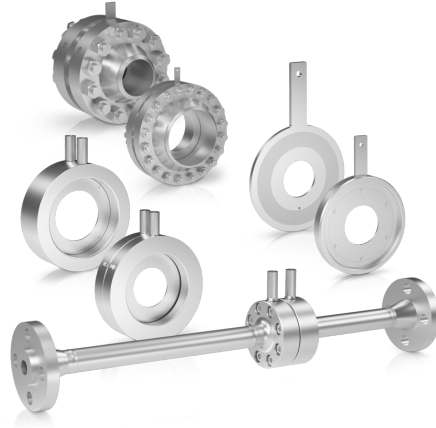


Figura 6: ejemplo de una tubería con placa de orificio comercial.

Para el diseño final se optó por utilizar **tomas de brida** por el hecho de requerir solo un par de tomas para medir flujo bidireccional [5]. Para este tipo de tomas rigen las siguientes restricciones:

- $d \geq 12,5 \text{ mm}$;
- $50 \text{ mm} \leq D \leq 1000 \text{ mm}$;
- $0,1 \leq \beta \leq 0,75$;
- $Re_D \geq 5\ 000$ y $Re_D \geq 170\beta^2 D$
- Placa de orificio sin biselado

Se detallaran a continuación cuales son los coeficientes esenciales a obtener para aplicar el modelo matemático que permite obtener el caudal a través de un tubo con placa de orificio, a partir de su diferencia de presión.

Coefficiente de rugosidad (Ra)

La rugosidad interna de la tubería debe cumplir ciertas especificaciones para obtener los valores de incertidumbre en la medición detallados en la norma. El coeficiente de rugosidad permite cuantificar el grado de irregularidad que posee una superficie.

La norma establece el término $10^4 Ra/D$ como parámetro para evaluar los límites acotados en tablas, que también dependen de los valores de β y Re_D [5].

Coefficiente de descarga (Cd)

Este coeficiente, ya definido anteriormente, se obtiene a partir de la ecuación Reader-Harris/Gallagher (1998) [6] cuya expresión es válida si se cumplen las restricciones de diseño establecidas por la norma.

$$C_d = 0.5961 + 0.0261\beta^2 - 0.216\beta^8 + 0.000521\left(\frac{10^6\beta}{Re_D}\right)^{0.7} + (0.0188 + 0.0063A)\beta^{3.5}\left(\frac{10^6}{Re_D}\right)^{0.3} \\ + (0.043 + 0.080e^{-10L_1} - 0.123e^{-7L_1})(1 - 0.11A)\frac{\beta^4}{1-\beta^4} - 0.031(M'_2 - 0.8M'^{1.1}_2)\beta^{1.3}$$

Si $D < 71,12$ mm se adiciona el coeficiente:

$$+ 0.011(0.75 - \beta)\left(2.8 - \frac{D}{25.4}\right)$$

Referencias:

$\beta = d/D$ = Relación entre diámetro de orificio y diámetro a la entrada de la tubería.

Re_D = Numero de Reynolds respecto de D .

$L_1 = l_1/D$ = Cociente entre la distancia de la toma frontal respecto de la cara frontal de la placa de orificio sobre el diámetro de la tubería.

$L'_2 = l'_2/D$ = Cociente entre la distancia de la toma posterior respecto de la cara posterior de la placa de orificio sobre el diámetro de la tubería. L'_2 se mide respecto de la cara posterior de la placa mientras que L_2 se toma respecto de la cara frontal.

$$M'_2 = \frac{2L'_2}{1-\beta}$$

$$A = \left(\frac{19000\beta}{Re_D}\right)^{0.8}$$

Para tomas de brida, los coeficientes descritos anteriormente toman los siguientes valores:

$$L_1 = L'_2 = \frac{25,4^*}{D}$$

* donde el numerador representa la distancia típica respecto de la placa de orificio en la cual se sitúa la toma, en el diseño se utilizó 3,5 mm.

Coeficiente de expansibilidad ε

Para los tres tipos de arreglos de tomas anteriores, la fórmula empírica del coeficiente de expansibilidad es la siguiente. Donde Δp y p son la diferencia de presión generada entre la entrada y a la salida de la placa de orificio y la presión atmosférica

respectivamente. Por último, k es el coeficiente isentrópico del gas en cuestión, aire húmedo a 30-32 °c aprox. (se busca replicar las características del aliento).

$$\epsilon_{RH} = 1 - (0.351 + 0.256\beta^4 + 0.93\beta^8) \left[1 - \left(1 - \frac{\Delta p}{p} \right)^{1/\kappa} \right]$$

Los valores de ϵ se encuentran tabulados en [2] y [5].

Numero de Reynolds

$$Re_D = \frac{4Q\rho}{\pi\mu D}$$

Donde:

Q = caudal [m^3/s]

ρ = densidad [Kg/m^3] (aire húmedo a 32 °c)

μ = viscosidad dinámica [$\mu Pa \cdot s$] (aire a 30 °c)

D = diámetro de entrada de la tubería [m]

Parámetros pulmonares

Resulta necesario describir cuales son los parámetros pulmonares existentes y cuales se desean medir para conocer sus valores típicos y poder contrastar las mediciones obtenidas.

Volúmenes

- **Volumen corriente (VC):** aire desplazado durante una respiración normal (inspirado o espirado). Valor aprox.: **0,5 L** (normal) / **3 L** (al hacer ejercicio).
- **Volumen inspiratorio de reserva (VIR):** representa el volumen adicional que puede introducirse en los pulmones al realizar una inspiración máxima desde volumen corriente. Valor aprox.: **3,3 L** (hombres) / **1,9 L** (mujeres).
- **Volumen espiratorio de reserva (VER):** volumen máximo que puede ser exhalado al final de la respiración normal. Valor aprox (reposo): **1 L** (hombres) / **0,7 L** (mujeres).
- **Volumen residual* (VR):** volumen de aire remanente al final de la espiración máxima. No varía al realizar ejercicio. Valores aprox.: **1,2 L** (hombres) / **1,1 L** (mujeres).

Capacidades

- **Capacidad inspiratoria (CI):** volumen máximo que se puede inspirar de forma forzada. La referencia se toma desde la última exhalación durante una respiración normal.

$$CI = VC + VIR$$

- **Capacidad espiratoria (CE):** volumen máximo que se puede inspirar de forma forzada. La referencia se toma desde la última inhalación durante una respiración normal.

$$CE = VC + VER$$

- **Capacidad residual funcional* (CRF):** es el volumen residual más el volumen de reserva (volumen máximo espirable).

$$CRF = VER + VR$$

- **Capacidad vital (CV):** volumen total menos volumen residual, es el máximo volumen útil. También es la suma entre el volumen máximo inspirado y el máximo espirado.

$$CV = VIR + VC + VER$$

- **Capacidad pulmonar total* (CPT):** volumen total de aire en los pulmones.

$$CPT = VIR + VC + VER + VR$$

*no medible con un espirómetro

Todos los parámetros que sean medibles pueden ser obtenidos con el dispositivo, aunque la capacidad vital será el parámetro de mayor interés.

Obtención del porcentaje de SPO₂ mediante 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 y también vigila la frecuencia cardíaca y la amplitud del pulso.

La presión parcial de oxígeno disuelto en la sangre arterial se denomina PaO₂. El porcentaje de saturación de oxígeno unido a la hemoglobina en la sangre arterial se denomina SaO₂ y cuando se mide por un oxímetro de pulso, este valor se denomina SpO₂.

Para la determinación de la saturación de hemoglobina arterial con oxígeno (SpO₂), el oxímetro de pulso o pulsioxímetro usa la espectrofotometría basada en que la oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la desoxihemoglobina o

hemoglobina reducida (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja (640-660 nm) y la luz infrarroja (910-940 nm). La HbO₂ absorbe más la luz infrarroja y permite el paso de la luz roja; por el contrario, la Hb absorbe más la luz roja (R) y permite el paso de la luz infrarroja (IR). La relación entre la absorción de la luz R e IR mide el grado de oxigenación de la hemoglobina.

Los oxímetros de pulso tienen dos sensores o sondas con diodos emisores de luz (LED), uno para luz IR y otro para la R, además, de un fotodiodo detector. Los LEDs y el fotodiodo detector suelen colocarse en puntos opuestos dejando en medio el tejido translúcido (pulpejo del dedo, pabellón auricular, etc).

Se obtienen entonces dos señales diferentes (una por cada LED), que representan la cantidad de luz absorbida por la HbO₂ y la Hb. Además, cada señal posee dos componentes: una debida a la pulsación de la sangre arterial, de frecuencia igual a la frecuencia cardiaca, denominada componente arterial pulsátil o componente de alterna (AC); y otra debida a la luz reflejada en los tejidos, huesos, piel y sangre venosa denominada componente estática o de continua (DC).

La siguiente fórmula muestra como del cociente del valor AC y DC la luz R e IR se obtiene el parámetro Z [12]:

$$Z = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

Este parámetro se utiliza junto con otros coeficientes (determinados por el fabricante luego de numerosas pruebas) para obtener el valor final de SpO₂. Los algoritmos derivan de mediciones en voluntarios sanos sometidos a diferentes concentraciones mezcladas y decrecientes de oxígeno que generalmente son únicas para cada fabricante. Los actuales oxímetros además de la SpO₂ y la frecuencia cardiaca, muestran una onda pletismográfica de la absorción de luz.

La precisión y exactitud dependen de las diferentes marcas y estudios realizados que van de desde más o menos 10% para valores de SpO₂ extremadamente bajos a menos de 2% en sujetos con saturaciones de oxígeno normales (por encima del 90%); los oxímetros disminuyen su precisión enormemente si el valor de SpO₂ está por debajo de 70 u 80% [12][23].

Los sitios del cuerpo que generalmente se usan para medir la SpO₂ son los dedos de la mano, primer dedo del pie y lóbulo de la oreja. En neonatos y lactantes menores se usan las palmas y plantas. Otros lugares menos frecuentes son la lengua, alas de la nariz y mejillas.

La validez y confiabilidad de las mediciones de los oxímetros de pulso convencionales, puede verse afectada por diversas circunstancias [14]:

1. **El movimiento:** es la más común, sobre todo en niños muy pequeños o recién nacidos. Dado que en la oximetría de pulso se miden las componentes pulsátiles arteriales y no arteriales (tejidos y sangre venosa), el movimiento corporal durante la medición provoca que el sensor “confunda” ambas componentes

entre sí y este ofrecerá niveles de saturación falsamente bajos.

2. **Baja perfusión:** la perfusión del lecho vascular entre el diodo emisor de luz (LED) y el sensor de la sonda determina la magnitud de la señal disponible para el oxímetro de pulso. Al disminuir la perfusión, también lo hace la magnitud de la señal, como la pulsación arterial es necesaria para la medición, los estados de baja perfusión pueden alterar las lecturas. Cuando la perfusión desciende hasta niveles demasiado bajos, la magnitud de la señal se aproxima al nivel de ruido básico del sistema en la electrónica del SpO₂, lo que permite que el ruido supere a la señal fisiológica.
3. **Pigmentación de la piel y pintura de uñas:** la piel oscura potencialmente tendría errores con lecturas de SpO₂ menores de 80% y el esmalte de uñas, absorbe la luz a 660nm o 940nm pueden interferir con la capacidad del oxímetro de pulso para interpretar la SaO₂.
4. **Interferencia electromagnética:** la energía electromagnética externa como la proveniente de tomógrafos, celulares u otros pueden ocasionar una disminución en la calidad óptica de las lecturas del oxímetro, lo cual lleva a lecturas bajas de SpO₂ y falsas alarmas.
5. **Interferencia de la luz ambiental:** la luz intensa blanca (fototerapia, luces de quirófanos, etc.) o roja pueden interferir con la lectura de los oxímetros porque los fotodetectores pueden captarla pudieron llegar a saturarlos. Esta dificultad puede evitarse cubriendo el sensor con un material no transparente.
6. **Variantes de Hemoglobinas** que pueden afectar la lectura de los oxímetros, existen 2 situaciones:

Carboxihemoglobina (COHb), la mayor presencia de esta molécula en la sangre sobreestima los valores de oxigenación arterial porque la COHb absorbe la luz roja en un grado similar al de la HbO₂ (oxihemoglobina), actuando como un *offset* positivo en el valor de SpO₂ final.

Metahemoglobina, su presencia es normalmente menor al 1% y no da problemas, pero en intoxicaciones por sulfonamidas, uso de anestésicos, óxido nítrico y hemoderivados artificiales puede elevarse causando alteración de la lectura porque la metahemoglobina absorbe la luz en forma similar a la HbO₂, lo cual no puede ser discriminado por el microprocesador del oxímetro.

Las múltiples causas de errores en la lectura de las SPO₂ hacen que casi el 86% de las alarmas sean falsas cuando un oxímetro es regulado a umbrales normales de saturación, por lo cual se postula que el monitoreo continuo con oxímetro de pulso no tiene importancia en pacientes relativamente estables [12].

Valores promedios

El valor de SpO₂ medio a nivel del mar es 97-99%, con límites inferiores de 94%. Otras fuentes afirman que los valores normales en pacientes saludables se encuentran entre 95 y 100% [23].

Se recomienda que a nivel del mar se use oxígeno en pacientes con SpO₂ menor a 90% y no menor a 94% [12].

1.3. Capítulo 3: desarrollo del producto

En este capítulo se detallan cuáles fueron los pasos a seguir para la construcción del dispositivo final. Para una mejor comprensión, véase los documentos Especificación de Requerimientos (3.2) y Especificación Funcional (3.3) en el apartado Anexo.

1.3.1. Elección de sensores de caudal

Existen varios sensores comerciales capaces de medir el caudal de aire circulante a través de una tubería, cada uno basado en diferentes métodos. A continuación se listaran, sin entrar en detalle sobre marcas y modelos, los tipos de sensores más comunes, cada uno basado en un método de medición diferente:

Presión diferencial: permite medir caudal de aire a partir de medir la diferencia de presión entre los extremos de una tubería que posee una restricción mecánica en su trayecto.

Filamento incandescente: Permite medir caudal de aire a partir de medir la variación de temperatura sobre un filamento caliente, debido a la circulación de aire.

Caudalímetro de área variable (rotámetro): consiste en un tubo cónico con un flotador, a medida que el caudal aumenta el flotador sube permitiendo que mayor cantidad de aire escape a su alrededor debido al aumento de área del tubo.

Aspa/hélice: dispositivo rotativo con aspas que gira gracias a la acción del flujo sobre las mismas, es posible relacionar el caudal con su velocidad de giro.

Al momento de desarrollar el dispositivo, el laboratorio contaba con dos tipos de sensores diferentes: presión diferencial y filamento incandescente. Se evaluó en una etapa temprana del proyecto la construcción de un sensor de aspa rotativa pero se desistió debido a la posibilidad de utilizar los sensores comerciales antes mencionados.

Se compararon las prestaciones de ambos sensores y se concluyó que la opción más viable sería utilizar un sensor de presión diferencial, debido a la posibilidad de ajustar el rango de medición modelando la restricción mecánica. A continuación se muestra una tabla comparativa entre ambas opciones:

Método	Sensor	Pro	Contras	Rango	Consumo	Precisión
Presión diferencial	Honeywell 001PDA05	Rango ajustable según restricción mecánica	Baja sensibilidad para caudales bajos. ¹	0,25-4,2 L/s (según restricción)	2,5 mW	2%
Filamento	Sensirion	Gran	Rango	0,1-3,8 L/s	12,5 mW	1.5%

incandescente	SFM3000-200-C-2P	sensibilidad para caudales pequeños	limitado por la tubería de fábrica. ²	(200 slm)		
---------------	------------------	-------------------------------------	--	-----------	--	--

¹. debido a la baja presión diferencial generada sobre la restricción mecánica.

². El sensor se encuentra integrado por defecto a una tubería, si se desea aumentar el rango de caudal se requiere de una bifurcación mecánica para repartir el flujo y evitar la saturación.



Figura 7: serie de sensores de presión diferencial Honeywell ASDX.



Figura 8: sensor de filamento incandescente Sensirion SFM3000.

1.3.2. Restricción mecánica

En esta sección se muestran los criterios y cálculos necesarios para la construcción de la restricción mecánica.

Se optó por utilizar una tubería con placa de orificio integrada en la misma pieza con tomas de brida. Los motivos para utilizar este tipo de tomas se fundamentan en:

Primero, es el tipo de toma más utilizada por equipos de espirometría basados en el mismo método.

Segundo, al tratarse de un caudal bidireccional con este tipo de toma solo se requiere de un par para ambas direcciones de caudal.

Tercero, se contempló el uso de un filtro antibacteriano a la entrada de la tubería, el cual modifica el diámetro efectivo de entrada de la tubería. Recordemos que las tomas D y D/2 como su nombre lo indica dependen exclusivamente del diámetro de entrada D.

Teniendo en cuenta todas las restricciones mencionadas en el Capítulo 2, surgieron varios desafíos, entre ellos:

1. Diseñar y aplicar el modelo a una tubería cuya placa de orificio posee un diámetro menor a 12,5 mm y un diámetro de entrada menor a 50 mm.
2. Ubicar convenientemente las tomas de presión diferencial para el caso de flujo bidireccional.
3. Estimar el coeficiente de Reynolds.
4. Estimar el coeficiente de expansibilidad.
5. Calcular el coeficiente de descarga.
6. Verificar experimentalmente si el modelo resulta válido para el diseño propuesto.

El principal inconveniente fue aplicar el modelo a una tubería de dimensiones tan pequeñas, su tamaño se vio condicionado por:

1. La utilización de filtros antibacterianos comerciales a la entrada.
2. El bajo caudal que produce una persona al inhalar/exhalar a través del tubo.
3. La presión generada sobre el sensor de presión diferencial.

Para las primeras pruebas se utilizó un tubo muy similar en dimensiones al propuesto finalmente, brindado por el LaBi.

Se usaron arandelas de metal para dimensionar la placa de orificio en este tubo prototipo. Luego de numerosas pruebas, se llegó a la conclusión de que el diámetro de la placa de orificio debía ser inferior a 10 mm para generar la presión diferencial suficiente a la hora de soplar a través del tubo, y superior a 8mm para evitar que el sensor llegue a su umbral máximo de 1 psi y se sature.

Las pruebas con este tubo fueron de suma importancia ya que permitieron verificar que era posible aplicar el modelo en un tubo de menores dimensiones a las mínimas recomendadas, situación que luego se validó con los resultados obtenidos. Para más detalles sobre las pruebas realizadas, véase el documento Plan de Pruebas (3.6) en la sección Anexo.

A continuación se mostrarán los resultados de los coeficientes necesarios para verificar la validez del modelo aplicado a la restricción mecánica, sin entrar en detalle sobre su desarrollo matemático.

Diámetro de la placa de orificio

$$d = 0.0083m$$

Valor obtenido experimentalmente para evitar la saturación del sensor y la suficiente presión diferencial para obtener mediciones coherentes.

Diámetro de entrada del filtro antibacteriano

$$D = 0.0153m$$

Se tuvo en cuenta el diámetro interno del filtro y no el diámetro interno del tubo para reducir el error en el modelo matemático.

Coefficiente Beta

$$\beta = 0.54248$$

Coefficiente de descarga

$$C_d = 0,6204$$

Coefficiente de Reynolds

$$Re_D \approx 20330 \text{ (para un caudal de 4 L/s)}$$

$$Re_D \approx 5082 \text{ (para un caudal de 1 L/s)}$$

En ambos casos $Re_D \geq 5000$ por lo que es posible aplicar el modelo. Se tomaron valores extremos de caudal típicos al soplar sobre un tubo con restricción, estos se obtuvieron una vez construido el tubo por lo que se debió corroborar el cumplimiento de esta condición a posteriori.

Nótese que para caudales bajos (alrededor de 0,6 L/s) $Re_D \approx 3000$, valor que delimita la transición entre flujo laminar y turbulento, lo que afecta negativamente a la exactitud del método.

Coefficiente de rugosidad

Dado que el dispositivo se construirá mediante impresión aditiva térmica, se evaluaron varios materiales posibles, siendo el PLA (Polylactic acid) la opción más viable para la construcción del tubo con placa de orificio debido a su elasticidad y resistencia a quebraduras.

$$R_{\alpha(PLA)} = 7,061\mu m [21]$$

$$10^4 \frac{R_a}{D} = 4,615 \text{ (dentro del rango válido para aplicar el modelo, entre 0 y 7,7).}$$

Constante isentrópica del aire seco

$$\kappa = 1,4$$

Este coeficiente es utilizado en el cálculo del coeficiente de expansibilidad. No se observan grandes discrepancias en un rango amplio de temperatura en las tablas, por lo que se asume que tampoco existirán grandes variaciones con la humedad ya que, tanto la temperatura como la humedad tienen efecto sobre la densidad del aire [17].

Densidad del aire húmedo a 32°C y presión atmosférica

$$\rho = 1,136 \text{ [kg/m}^3\text{]}$$

Se intentaron replicar las características del aliento humano. La temperatura se midió con un tester y una termocupla tipo K, soplando directamente sobre la termocupla. El valor de densidad se obtuvo de [18] asumiendo un valor de humedad relativa alto (99%), debido a la humedad del hálito.

Factor de expansibilidad

$$\varepsilon = 0,98$$

Para calcular este coeficiente de forma experimental es necesario medir la presión absoluta respecto de la presión ambiente a la entrada y a la salida de la placa de orificio. Sin embargo, no resultó necesario ya que a los niveles de presión diferencial tan bajos que genera una persona al soplar el aire no logra comprimirse de manera significativa, lo que reduce la variabilidad y el error de estimación de este factor.

El valor puede obtenerse de las tablas presentes en la bibliografía [2][5]. En [2] se presenta una corrección aplicada específicamente a tomas de brida, sin embargo los resultados son prácticamente idénticos a los presentados en [5].

En todos los casos el factor ε depende de la diferencia de presión aplicada sobre la placa de orificio, se tomó el factor $\frac{\Delta P \text{ (presión dif.)}}{P \text{ (presión atm.)}} = \frac{1[\text{psi}]}{14,696[\text{psi}]} = 0,068$ y el valor de β correspondiente para obtener el valor de $\varepsilon = 0,9749$ en [2].

En [5] se busco el valor correspondiente a $\kappa = 1,4$ y el β más próximo a 0,54, como no está disponible el valor de la relación entre la presión a la entrada y la presión a la salida $\frac{p_2}{p_1}$, se compararon los resultados con [2].

Dado la enorme variabilidad de este factor, se eligió utilizar finalmente $\varepsilon = 0,98$. Valor que brindó la menor discrepancia a la hora de validar los resultados con otro instrumento (ver Capítulo 4: resultados).

Modelo matemático

El modelo matemático completo consta de las siguientes fórmulas: la primera relaciona la tensión de salida del sensor con el valor real de presión diferencial medido y la segunda representa el modelo para hallar el caudal másico de aire circulante a través del tubo.

$$1) \quad V[\text{volts}] = \frac{0.8 * VCC}{P_{min} - P_{max}[\text{psi}]} * (\Delta P[\text{psi}] - P_{min}) + 0.1 * VCC$$

VCC es la tensión de alimentación (5V), mientras que P_{min} y P_{max} son los límites extremos en psi del sensor, en este caso $\pm 1 \text{ psi}$ respectivamente.

Despejando ΔP se obtiene:

$$\Delta P[\text{psi}] = (V[\text{volts}] - 0.1 * VCC) * \frac{P_{min} - P_{max}}{0.8 * VCC} + P_{min}$$

Luego, se introduce el valor de ΔP en la siguiente ecuación, obteniéndose el valor de caudal másico a través del tubo.

$$2) \quad q_m[\text{kg/s}] = \frac{C_d}{\sqrt{1-\beta^4}} * \epsilon * \frac{\pi}{4} * d^2 * \sqrt{2\Delta P * \rho}$$

Finalmente, el caudal volumétrico se obtiene del cociente entre el caudal másico y la densidad del fluido.

$$Q[\text{L/s}] = \frac{q_m}{\rho}$$

Nota: solo se expresan las unidades de los resultados finales para no extender la redacción explicando paso a paso la conversión de unidades requerida en los cálculos.

Otro enfoque posible

Existe un segundo método para medir caudal a través de una placa de orificio. El método se basa en caracterizar experimentalmente la resistencia neumática que ofrece la placa de orificio al paso del aire. Para utilizar este método se requiere de una fuente de caudal controlado (y variable), dado que esta resistencia no es lineal y su valor depende del tipo de flujo (laminar, turbulento o mixto), dependiente a su vez del coeficiente de Reynolds.

Al momento de realizar esta etapa del proyecto no se encontraba disponible ninguna fuente de caudal controlado conocida.

1.3.3. Acondicionamiento de señal

La señal de salida del sensor de presión diferencial requirió de un correcto acondicionamiento para obtener lecturas de mayor confiabilidad.

Ajuste del punto de reposo y calibración

Se utilizó un divisor resistivo para ajustar el cero de la señal o punto de reposo. Este punto se encuentra originalmente en 2,5V y corresponde a la mitad de la tensión de alimentación del sensor. Se considera el punto de reposo ya que esta tensión corresponde a 0 psi de presión diferencial. Este punto debió trasladarse a 1,65V, que representa el punto medio del rango de tensión que puede leer el ADC del microcontrolador. El rango útil del ADC se encuentra entre los 0,15V y 3,145V.

El divisor resistivo se confeccionó con un potenciómetro lineal (RV1) y es el utilizado para calibrar el dispositivo. En resumen, el ADC debe medir 1,65V cuando no hay caudal de aire a través del tubo con placa de orificio. Para más información sobre la calibración del dispositivo, véase el documento Manual del Usuario (3.5) en la sección Anexo.

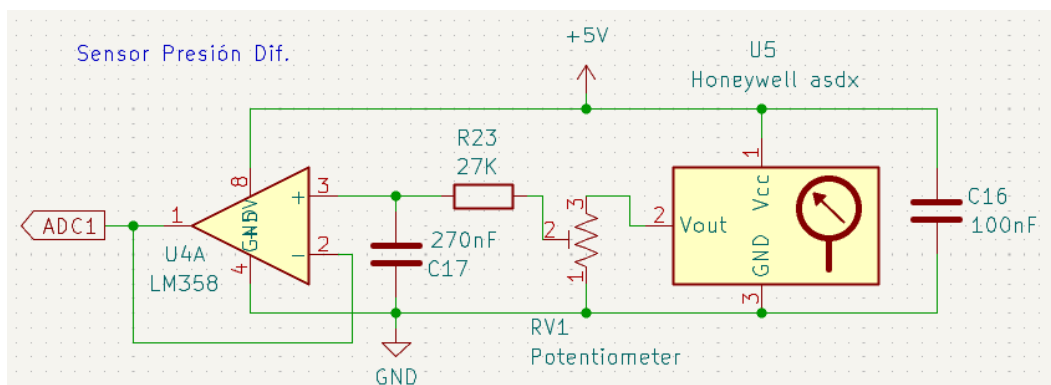


Figura 11: sensor de presión diferencial y circuitería adicional.

Filtrado

Se utilizó un filtro pasa-bajos primer orden de 22 hz de frecuencia de corte (f_c) para mitigar el efecto del ruido proveniente de la alimentación del sensor de presión diferencial. De esta forma se consiguió “suavizar” la señal de tensión adquirida por el ADC. Se experimentó con diferentes frecuencias de corte entre 12 y 27hz obteniéndose resultados muy similares. Finalmente se fijó $f_c=22$ hz, siguiendo las recomendaciones de la Sociedad Americana de Tórax (ATS) para la estandarización de equipos de espirometría [22].

El uso del filtro ocasionó problemas de inestabilidad en las lecturas del ADC del microcontrolador por el hecho de utilizar un capacitor, el cual interfiere con el capacitor de muestreo interno utilizado por el ADC, en otras palabras carga su circuito interno. Para mitigar este problema se recurrió al uso de un *buffer* de ganancia unitaria, el cual enmascara la capacidad extra que agrega el capacitor del filtro [9].

Se analizó el diseño de un filtro digital de igual f_c y 50hz de frecuencia de muestreo. En el caso de un IIR se llegó a la conclusión de que el orden requerido era demasiado alto (mayor a 10), debido a la proximidad entre la f_c y la mitad de la frecuencia de muestreo, agregando mayor complejidad al procesamiento digital de la señal. En el caso de un FIR, se requiere limitar en banda la señal por debajo de la mitad de la frecuencia de muestreo con un filtro analógico similar al utilizado.

Se intentó el valor de f_c pero no fue posible obtener filtros viables. Otra opción era aumentar la frecuencia de muestreo, sin embargo se aumenta considerablemente la cantidad de muestras en crudo a enviar a través del protocolo MQTT, llegando a congestionar la red, por lo que se mantuvo en 50 hz (20 ms entre muestras).

A continuación se muestra el efecto del filtro + *buffer* en la señal, las curvas corresponden a pruebas diferentes ya que no se trata de un procesamiento a posteriori sino a dos adquisiciones en tiempo real de la señal.



Figura 9: señal en crudo, sin filtrar.

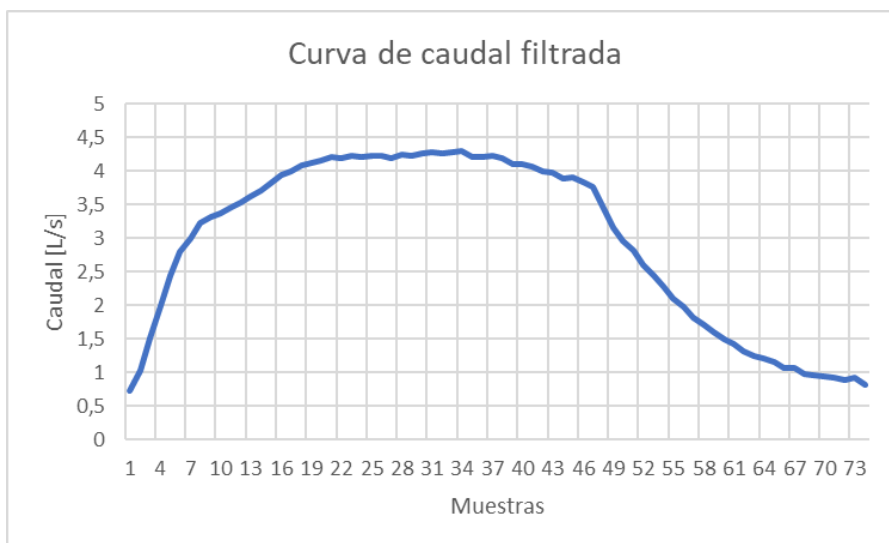


Figura 10: señal luego de pasar por el filtro y el buffer.

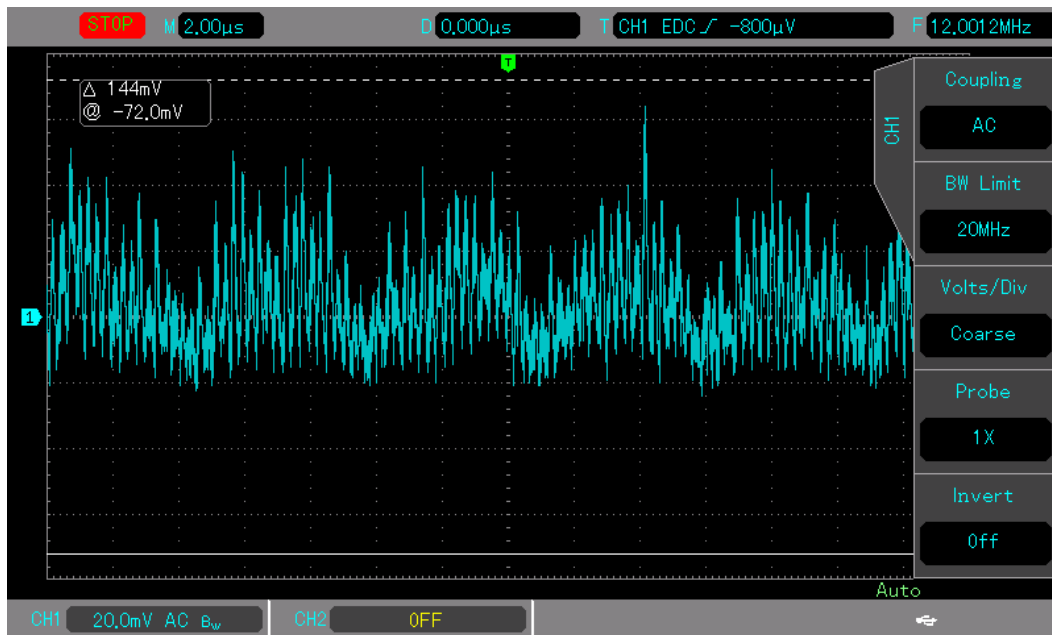


Figura 12: señal ADC1, 50mv de ripple aprox.

1.3.4. Sensor de oximetría

Para obtener el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre, se eligió el sensor MAX30102 del fabricante Maxim debido a su gran disponibilidad en módulos comerciales y a su precio accesible. El MAX30102 es un módulo sensor de frecuencia cardíaca y oxímetro de pulso integrado. Combina dos LEDs de alta intensidad (rojo e infrarrojo) con un fotodetector para medir la absorción de luz en la sangre.

El sensor utiliza la técnica de fotopleitismografía para medir cambios de volumen en los vasos sanguíneos debidos al pulso cardiaco. Los LEDs emiten su haz a través de la piel del dedo o la muñeca y el fotodetector mide la cantidad de luz reflejada. El cambio en la absorción de luz está directamente relacionado con los cambios en el volumen sanguíneo y el tipo de hemoglobina (oxigenada y desoxigenada), lo que permite la medición de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre.

Posee además una interfaz de comunicación I2C para la lectura de datos y un amplificador de transimpedancia integrado para mejorar la sensibilidad del fotodetector. También cuenta con un filtro digital integrado para mejorar la calidad de la señal y reducir el ruido.

Este módulo es ampliamente utilizado en aplicaciones médicas, como monitores de frecuencia cardíaca y oxímetros de pulso portátiles, así como en aplicaciones de acondicionamiento físico y bienestar, para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno durante el ejercicio físico.

Dado que uno de los requisitos del producto era utilizar métodos no invasivos para el cuerpo humano, este sensor resulta el indicado para ello.

Se utilizó este módulo comercial, que incluye el sensor en cuestión y todos los componentes necesarios para su funcionamiento, debido a que no era posible conseguir el sensor aislado en nuestro país. Dada la fragilidad del mismo, el riesgo de rotura al

desoldarlo no era menor. Por lo que se tomó la decisión de utilizar el módulo completo, esta decisión también facilita su reemplazo en caso de rotura en un futuro.

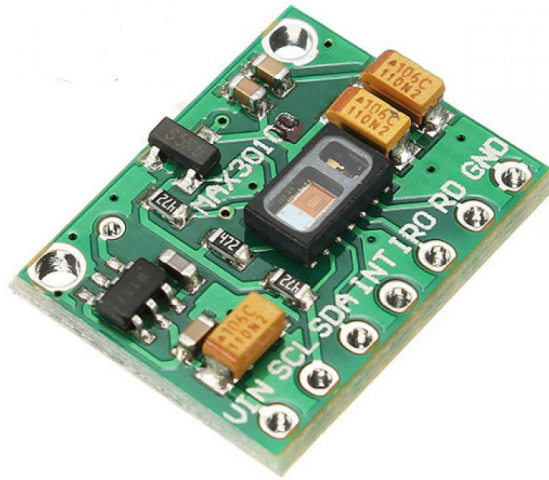


Figura 13: sensor MAX30102 con circuitería adicional incluida, módulo comercial.

Problemas encontrados

Existen varias versiones del módulo MAX30102, algunas de ellas se han diseñado para interfaces I2C de 1.8v, mientras que otras permiten seleccionar entre 1.8v y 3.3v. La tensión en las líneas SDA y SCL del protocolo I2C proviene del regulador lineal (LDO) encargado de alimentar al sensor y es de 1,8v [14]. Valor muy por debajo de 3,3v, tensión de trabajo recomendada en los pines del microcontrolador.

Este problema puede solucionarse fácilmente con una modificación en las pistas del PCB y obtener así una referencia de tensión de 3,3v en las líneas I2C, como se ve a continuación:

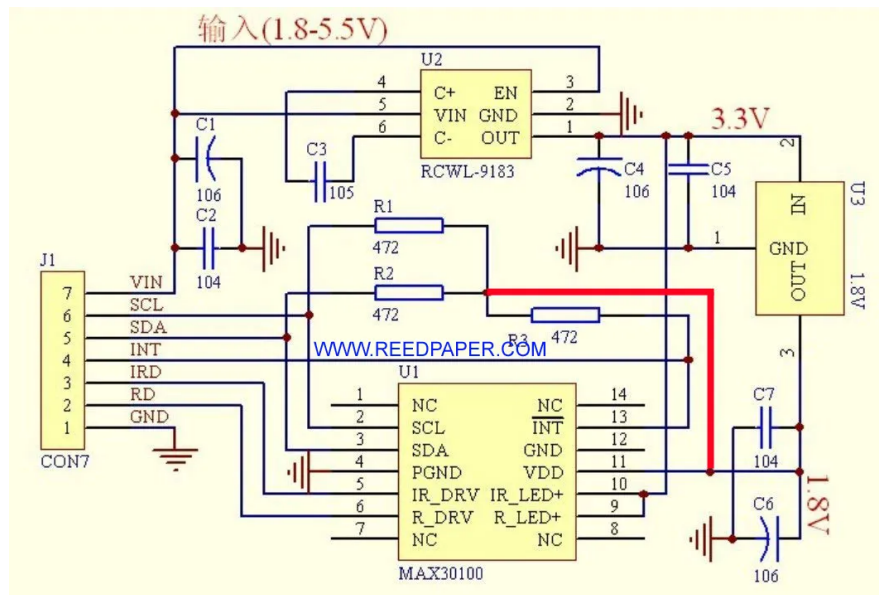


Figura 14: diagrama esquemático, módulo MAX30100/30102 [14].

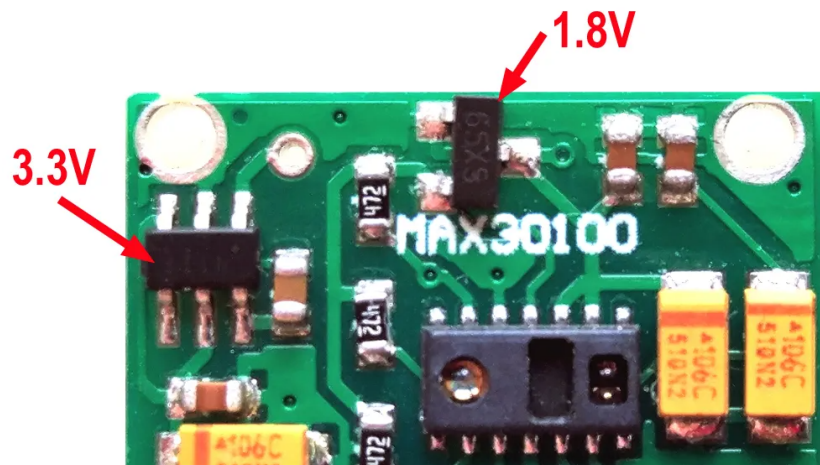


Figura 15: módulo MAX30100/30102, tensiones existentes.

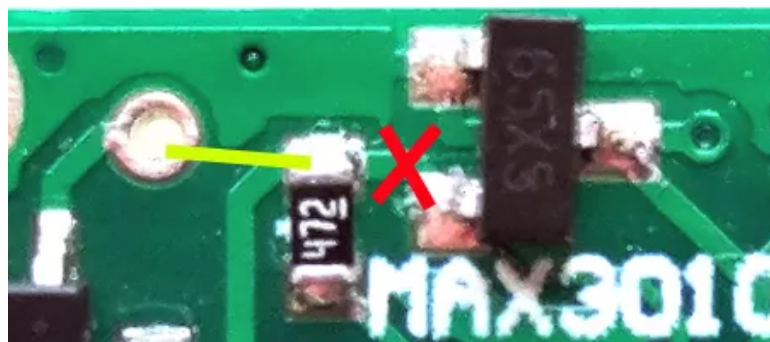


Figura 16: tensión I2C, modificación propuesta.

Solucionado este problema, se encontró una segunda falla: los registros correspondientes al LED rojo e IR estaban invertidos, situación que pudo solucionarse simplemente invirtiendo los registros en el código del programa [15].

La obtención de una librería correctamente adaptada (*portada*) a *MicroPython* fue otra de las grandes dificultades a la hora de utilizar este sensor. Si bien la librería

creada por Peter Jansen y Nathan Seidle (SparkFun Electronics) se encuentra disponible para su descarga en el entorno de Arduino, se encuentra compilada en C.

Luego de una extensa búsqueda en el sitio *GitHub* se pudo encontrar finalmente una librería para *MicroPython*, lo que permitió ahorrar una enorme cantidad de tiempo en el desarrollo del *software* del dispositivo [16].

Una última cuestión a destacar de este sensor es el ruido que introduce su funcionamiento en la línea de 5V del dispositivo, la cual es compartida por el sensor de presión diferencial. Sin embargo, no representó un problema debido a que primero se realiza la medición de SpO2, se apaga el sensor MAX30102 y luego se mide caudal y volumen.

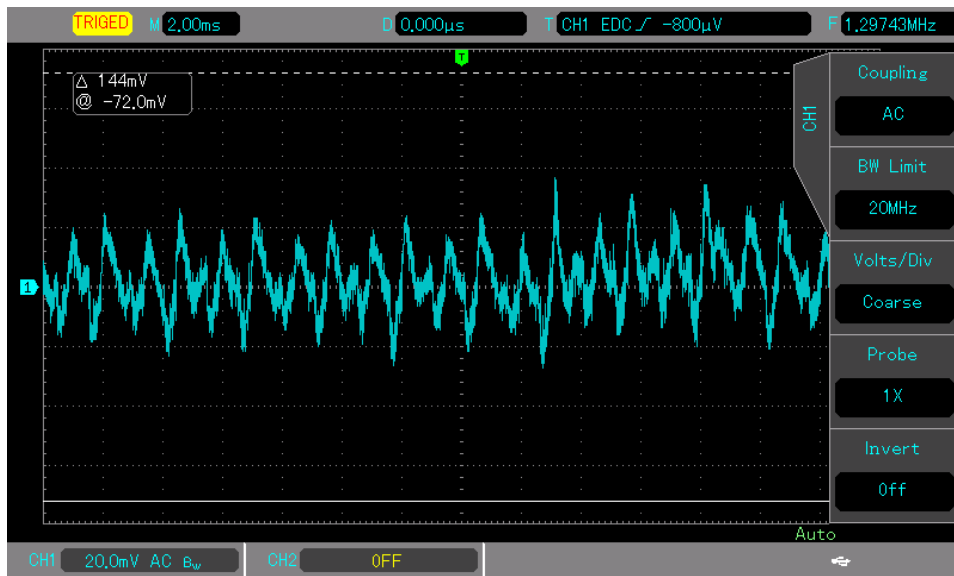


Figura 17: ripple introducido por el MAX30102 en la línea de 5V.

1.3.5. Algoritmo SpO2

El porcentaje de SpO2 se obtiene a través de un algoritmo que procesa los datos en crudo que devuelve el sensor. Estos datos representan la cantidad de luz que refleja en el tejido, huesos y sangre del dedo sobre el fotodetector del sensor MAX30102. Hay una lectura para cada longitud de onda diferente (roja e IR).

Al graficar los datos se obtienen dos señales muy similares a una señal diente de sierra, ambas montadas sobre un valor medio o de continua.

Existen varios enfoques distintos para trabajar estas señales, el más utilizado es sustraer el valor medio a ambas señales y calcular el cociente entre el valor RMS (una vez sustraído el valor medio) y el valor medio, tal y como se muestra en la siguiente fórmula.

$$Z = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

Una vez obtenido el parámetro Z , se utiliza en la siguiente fórmula provista por el fabricante del sensor:

$$SpO_2 [\%] = A * Z^2 + B * Z + C$$

Constantes:

$$A = 1,5958$$

$$B = -34,6597$$

$$C = 112,6899$$

Existe otra consideración adicional y es nivelar ambas señales para obtener valores RMS más confiables y facilitar su representación en un gráfico. Este procesamiento se lleva a cabo mediante la siguiente ecuación:

$$y_i = y'_i + \beta * i$$

Donde y_i es la muestra i -ésima de la señal nivelada e y'_i es la muestra i -ésima de la señal filtrada (sin valor medio). El coeficiente β corresponde a la pendiente media de la señal filtrada, mientras que n corresponde al número de muestras.

$$\beta = \frac{\sum_{i=-n/2}^{n/2} i * y'_i}{\sum_{i=-n/2}^{n/2} i^2}$$

En los gráficos a continuación, puede verse el resultado del procesamiento en ambas señales y su forma, donde el eje de abscisas corresponde al número de muestras y el de ordenadas al valor (digital) de cada una.

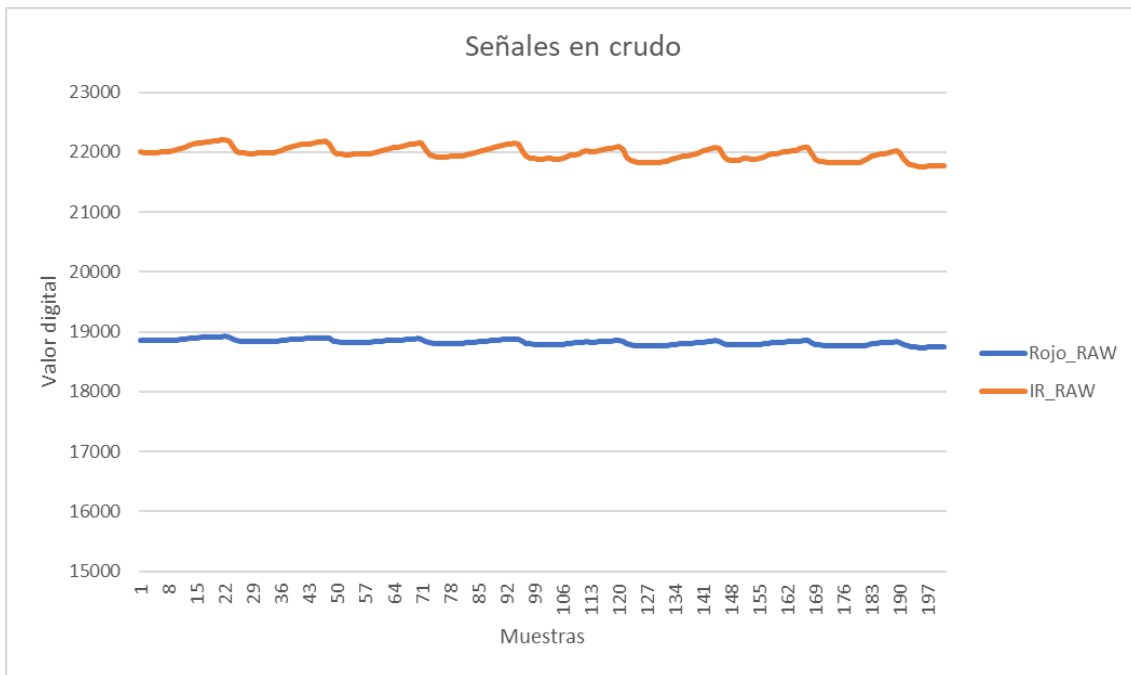


Figura 18: señales LED rojo e IR sin procesamiento (en crudo).

Se procede a extraer el valor medio (o componente de continua, DC) a ambas señales.

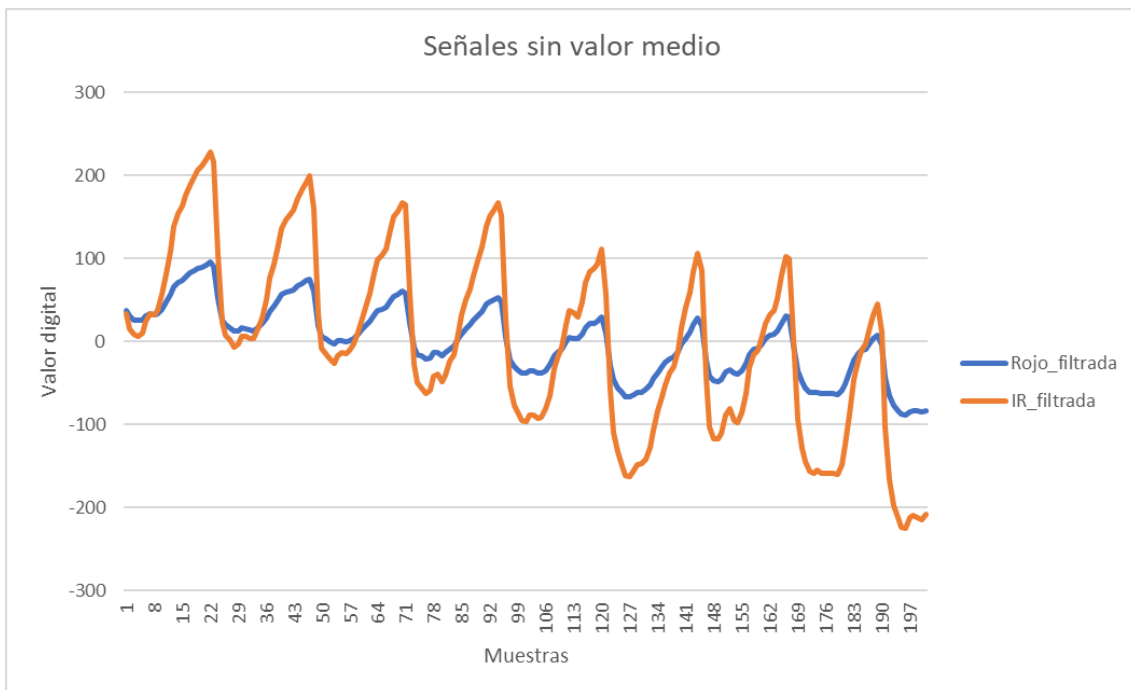


Figura 19: señales LED rojo e IR filtradas sin ajuste de pendiente.

Luego, se nivelan ambas señales según su pendiente promedio (ajuste de pendiente).

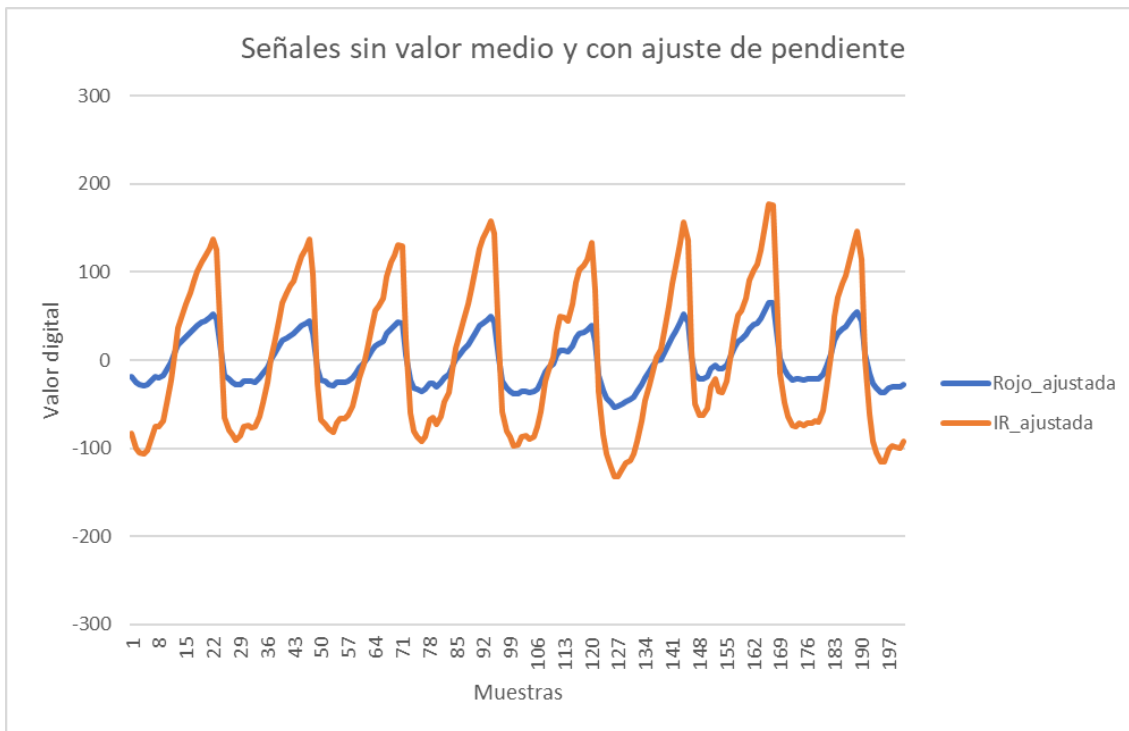


Figura 20: señales LED rojo e IR filtradas con ajuste de pendiente.

Otra estrategia es utilizar promedios móviles para mitigar la dispersión en los datos en crudo, esta estrategia no fue necesaria ya que internamente el sensor de oximetría lo implementa mediante un registro FIFO. Este registro puede configurarse para almacenar 1, 2, 4, 8, 16 y 32 resultados, una vez lleno promedia las muestras y devuelve el dato al microcontrolador.

Se configuró el registro para promediar 16 elementos adquiridos a 400 hz cada uno, por lo tanto la velocidad de adquisición real resulta en 25 hz, (un nuevo dato cada 40 ms). La ventana de tiempo resultante al adquirir 150 muestras es de 6 segundos.

Debido a restricciones propias del sensor, su configuración se restringe a la siguiente tabla, siendo el campo resaltado la configuración final elegida.

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (μ s)			
	69	118	215	411
50	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
100	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
200	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
400	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>
800	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
1000	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>		
1600	<input type="radio"/>			
3200				
Resolution (bits)	15	16	17	18

Figura 21: valores permitidos para el modo SpO2 en el sensor MAX30102.

Se configuró el ancho de pulso de los LEDs al nivel máximo para obtener la máxima intensidad lumínica y mejorar la incidencia del haz sobre la piel, a expensas de limitar la frecuencia de muestreo y la cantidad de muestras promediadas. También es posible aumentar la intensidad lumínica mediante el aumento de la corriente máxima de ambos LEDs, sin embargo, las pruebas realizadas demostraron que aumentar la corriente no mejora la calidad de las lecturas y provoca un aumento considerable en la temperatura del sensor.

Luego de obtener el valor final de SpO₂ resulta necesario implementar un algoritmo que permita discernir entre lecturas válidas y erróneas. Así como también reducir al mínimo el tiempo de adquisición, para ello se implementó el método conocido como: ventanas deslizantes. El método consiste en un *buffer* móvil en el cual se guardan muestras de una medición anterior y muestras de una nueva medición, esto permite calcular el porcentaje de SpO₂ cada dos segundos (50 nuevas muestras), otorgando al usuario una lectura casi en tiempo real.

Diagramas de flujo

En el documento Especificación Técnica (3.4) de la sección Anexo, se encuentran los diagramas de flujo correspondientes al algoritmo para el cálculo SpO₂ y el algoritmo utilizado para mejorar la confiabilidad de las lecturas obtenidas y el método de ventanas deslizantes.

1.3.6. Convertidor DC-DC

Para construir el convertidor DC-DC cuyo fin es elevar la tensión variable de la batería (de 3,0V a 4,2V aprox.) a 5V constantes, se eligió el integrado comercial MT3608 dado su bajo costo, alta disponibilidad y tamaño reducido. Además cuenta con un segundo lazo de control de corriente en modo común que mejora su rendimiento en condiciones muy dispares de funcionamiento dadas, por ejemplo, por cargas y ciclos de trabajo en rangos relativamente amplios.

Se evaluó el diseño de un convertidor propio pero su implementación requería aumentar considerablemente el área del PCB y como consecuencia, el tamaño final del dispositivo.

Consideraciones:

1. Se removió D2 durante el ensamble del PCB para evitar que el dispositivo se encienda automáticamente al conectarlo por USB, ya sea para cargar la batería o para comunicarlo a un PC.
2. El switch de encendido podría haberse colocado a la salida del convertidor para evitar la situación anterior, sin embargo esto provocaría que el convertidor funcione incluso con el dispositivo apagado, drenando la batería paulatinamente. Usar dos switches no sería viable ya que provocaría confusión en el usuario.

batería descargada y continúe cargándola de forma indefinida. El hecho de mantener 4.2V (tensión de carga) sobre la batería de forma constante reduce su vida útil, a diferencia de las baterías de plomo-ácido [24], por lo tanto es necesario interrumpir la carga y retomarla solo cuando la batería baje de cierto umbral de tensión.

4. El pin 6 de DW01A (GND) no está conectado a masa sino al negativo de la batería. Si estuviera unido a masa se anula la función de switch de Q3.

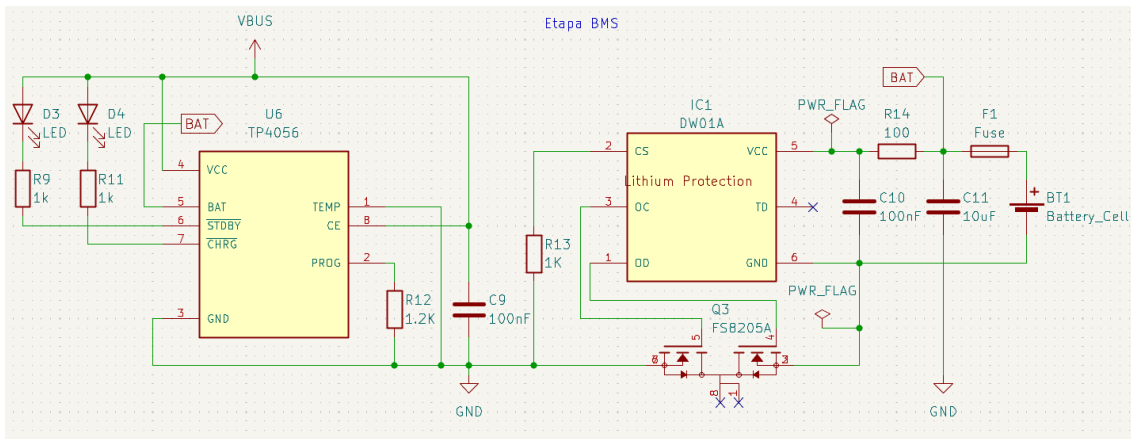


Figura 23: etapa BMS, esquemático.

1.3.8. Configuración WiFi

En esta sección se detalla como se configuró e implementó la conectividad inalámbrica del dispositivo y la interfaz gráfica usada para mostrar los resultados.

El módulo ESP32 es un microcontrolador de bajo costo y bajo consumo de energía que incluye una amplia variedad de funciones y características útiles, incluyendo la conectividad WiFi.

Cuenta con un chip WiFi integrado que soporta los estándares 802.11 b/g/n y 802.11 a/b/g/n/ac, lo que significa que puede conectarse a redes WiFi de 2.4GHz. Además, es compatible con los protocolos de seguridad WPA/WPA2 y WEP, lo que garantiza la seguridad de las conexiones.

El módulo ESP32 tiene una antena integrada de tipo *microstrip*, aunque algunas variantes también poseen un conector para una antena externa, permitiendo una mejor recepción. La conectividad WiFi del ESP32 también es compatible con los protocolos TCP/IP, lo que significa que se puede utilizar para enviar y recibir datos a través de internet. Esto es especialmente útil para aplicaciones de Internet de las cosas (IoT) y otros proyectos que requieren conectividad a la red.

En resumen, la conectividad WiFi del módulo ESP32 es una de sus características más destacadas, lo que lo convierte en una excelente opción para una amplia variedad de proyectos que requieren conectividad inalámbrica.

Para más detalles sobre cómo conectar el módulo ESP32 a WiFi utilizando MicroPython consulte la bibliografía correspondiente [19].

1.3.9. Broker MQTT

El broker es un servidor que actúa como intermediario entre un dispositivo cliente, que publica mensajes de un determinado tópico y otro dispositivo llamado suscriptor, el cual está interesado en leer los mensajes del tópico de interés. Este servidor basa su funcionamiento en el protocolo MQTT.

MQTT son las siglas de Message Queuing Telemetry Transport. Se trata de un protocolo de mensajería ligero para usar en casos de clientes que necesitan una huella de código pequeña, que están conectados a redes no fiables o con recursos limitados en cuanto al ancho de banda. Se utiliza principalmente para comunicaciones de máquina a máquina (M2M) o conexiones del tipo de Internet de las cosas. Fue creado originalmente por el Dr. Andy Stanford-Clark y Arlen Nipper en 1999. El propósito original de este método de comunicación era permitir que los dispositivos de monitoreo utilizados en la industria del petróleo y el gas enviaran sus datos a servidores remotos. En muchos casos, estos dispositivos de monitoreo se empleaban en ubicaciones remotas donde establecer cualquier tipo de línea fija, conexión por cable o enlace de transmisión de radio sería ya no simplemente difícil, sino incluso imposible. En ese momento, la única opción para encarar tales situaciones eran las comunicaciones por satélite, tremendamente costosas. MQTT se ejecuta sobre el protocolo TCP/IP.

En la arquitectura MQTT, existen dos tipos de sistemas: clientes y brókeres. Un bróker es el servidor con el que se comunican los clientes: recibe comunicaciones de unos y se las envía a otros. Los clientes no se comunican directamente entre sí, sino que se conectan con el bróker. Cada cliente puede ser un editor (publica), un suscriptor (recibe) o ambos.

Además, es un protocolo controlado por eventos, donde no hay transmisión de datos periódica o continua. Así se mantiene el volumen de transmisión al mínimo. Un cliente sólo publica cuando hay información para enviar, y un bróker sólo envía información a los suscriptores cuando llegan nuevos datos.

Los mensajes dentro de MQTT se publican como temas. Los temas son estructuras en una jerarquía que utilizan el carácter de barra (/) como delimitador. Esta estructura se asemeja a la de un árbol de directorios en un sistema de archivos de ordenador. Una estructura como sensores/Gas/Presión/ permite a un suscriptor especificar que sólo se deben enviar datos de clientes que publican al tema Presión o, para una vista más amplia, tal vez los datos de todos clientes que publican a cualquier tema de sensor/Gas. Los temas no se crean explícitamente en MQTT. Si un agente recibe datos publicados sobre un tema que actualmente no existe, simplemente se crea dicho tema y los clientes pueden suscribirse al mismo.[13]

Para más información sobre como instalar y configurar el broker, diríjase al documento Manual del Usuario (3.5) en la sección Anexo.

1.3.10. Interfaz NodeRED

De entre todas las opciones para crear un panel de mando o *dashboard* en donde visualizar los mensajes que llegan desde el broker, se eligió NodeRED debido a ser una

opción sencilla y gratuita. Además, se utilizó previamente esta misma interfaz en un curso brindado por la Facultad de Ingeniería, llamado “*Hands on IoT*”, lo que permitió acelerar la curva de aprendizaje requerida para dominar esta herramienta.

Node-RED es una herramienta de desarrollo basada en flujo para programación visual desarrollada originalmente por IBM, para conectar dispositivos de hardware, API y servicios en línea como parte de la Internet de las cosas. Se puede utilizar para crear funciones de JavaScript. Los flujos creados en Node-RED se almacenan mediante JSON (acrónimo de JavaScript Object Notation) permitiendo guardar o compartir el flujo de código para su reutilización. El tiempo de ejecución se basa en Node.js.

Node.js es un entorno en tiempo de ejecución multiplataforma, de código abierto, para la capa del servidor (pero no limitándose a ello) basado en el lenguaje de programación JavaScript, asíncrono, con E/S de datos en una arquitectura orientada a eventos y basado en el *Motor V8* de Google. Fue creado con el fin de ser útil en la creación de programas de red altamente escalables, como por ejemplo, servidores web.

Los gráficos a representar a través de la interfaz NodeRED son los siguientes:

- **Curva “Caudal vs Tiempo”**: provee información sobre cómo evoluciona el caudal a medida que se expulsa o ingresa aire al sistema respiratorio.
- **Curva “Volumen vs Tiempo”**: volumen en el tiempo, su pendiente punto a punto depende del valor de caudal correspondiente a ese instante de tiempo.
- **Curva “Caudal vs Volumen”**: muestra cómo evoluciona el volumen por cada valor instantáneo de caudal.
- **Curvas “Señales Led IR/Rojo”**: lecturas procesadas provenientes de los fotorreceptores del sensor de oximetría de pulso, indican la cantidad de luz reflejada por las células oxigenadas en la sangre.

Nota: las curvas de caudal se utilizan para graficar tanto espiración como inspiración, completando así un “ida y vuelta” y cerrando un ciclo completo en una espirometría.

Se mostrarán además los siguientes resultados de forma unitaria:

- **Caudal mínimo**
- **Caudal máximo**
- **Volumen espirado**
- **Porcentaje de SpO2**
- **Lecturas válidas**

Ingrese su nombre y presione ENTER

Alumno

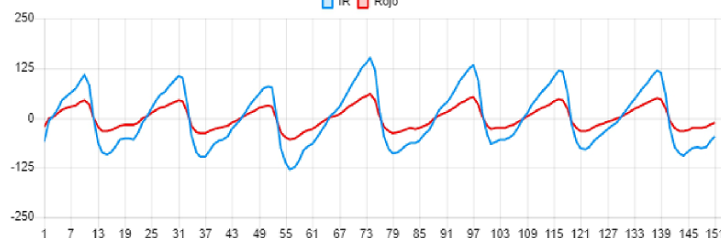
Oximetría de pulso

SPO2 [%] **98**

Lecturas válidas **10**

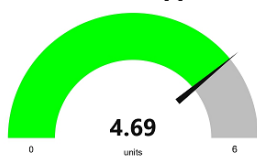
Señales Led IR/Rojo

IR Rojo



Espirometría

Volumen [L]

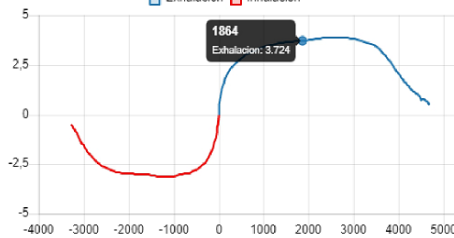


Caudal Maximo [L/s] **3.88**

Caudal Minimo [L/s] **0.4**

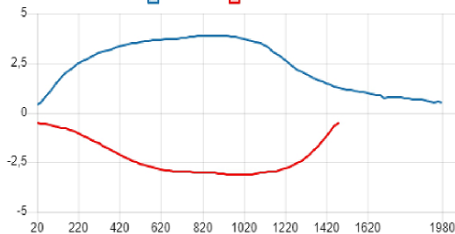
Caudal [L/s] vs Volumen [mL]

Exhalacion Inhalacion



Caudal [L/s] vs Tiempo [ms]

Exhalacion Inhalacion



Volumen [L] vs Tiempo [ms]

Exhalacion Inhalacion

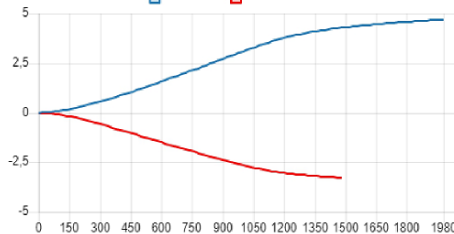


Figura 24: dashboard de NodeRED.

Para más información sobre como instalar y configurar NodeRED dirijase al documento Manual del Usuario (3.5) en la sección Anexo.

1.3.11. Diseño del hardware

El PCB y su respectivo esquemático se diseñaron utilizando el software libre Kicad 6.0.

Esquemático completo

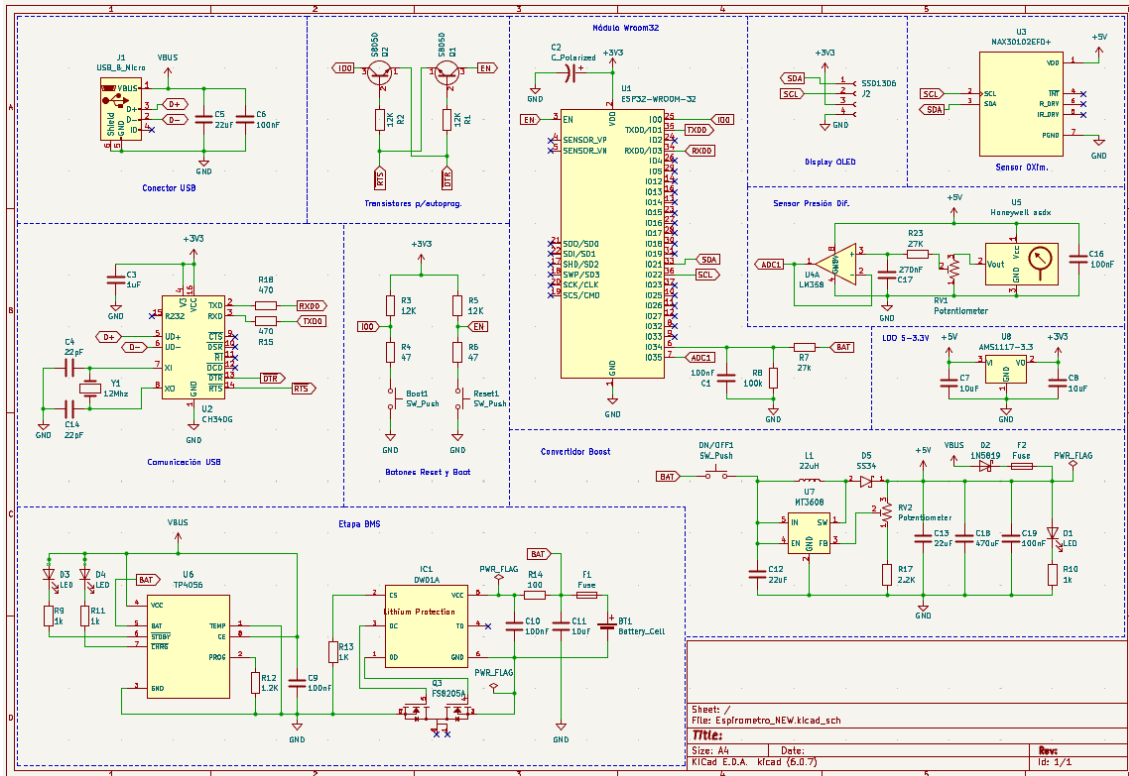


Figura 25: Diagrama esquemático.

Imagen en alta resolución: [Aquí](#).

Diseño del PCB

El ancho de trazo se estableció en 0,5 mm para señales y 1mm para tensiones de alimentación. Mientras que las líneas de datos del conector USB utilizan un ancho de 0,4 mm siendo este el valor mínimo utilizado. Entre los motivos de utilizar los valores previos se encuentran: facilitar la modificación, corte, puenteo y agregado de componentes extras sobre las pistas en caso de ser necesario y facilitar el proceso de fabricación. Si bien el fabricante elegido estableció el límite mínimo de ancho de trazo en 10 mils (0,254 mm), recomendó utilizar una distancia entre pistas superior, lo que hace inviable el uso de integrados con encapsulados pequeños.

Un claro ejemplo del impacto de esta limitación fue la sustitución del integrado CP2102, con encapsulado QFN-28 (utilizado comúnmente en los kits de desarrollo ESP32 como interfaz UART-USB), por el integrado CH340G con encapsulado SOIC-16.

Para garantizar la portabilidad del sistema adquisidor, el PCB se redujo hasta un tamaño de 110x55 mm.

El plano de masa se diseñó de forma tal de abarcar la mayor área posible del PCB, para evitar el uso de pistas dedicadas a unir diferentes puntos de masa a una masa en común, lo que provoca la aparición de corrientes parásitas. Estas recomendaciones pueden consultarse en la bibliografía [20]. A continuación se detallarán las partes más relevantes de ambas caras del PCB:

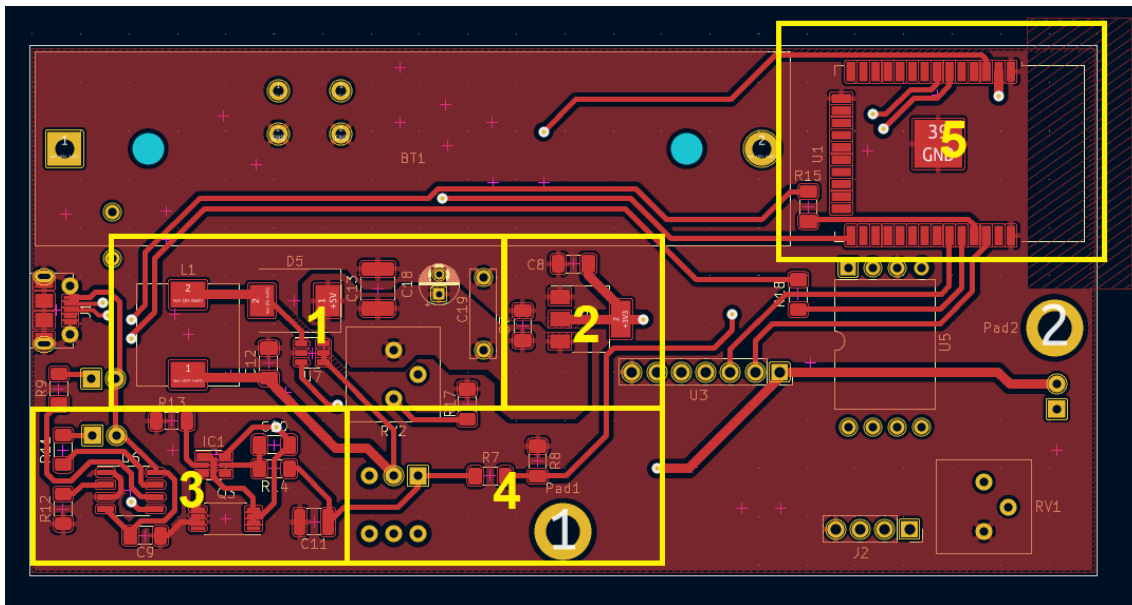


Figura 26: capa frontal.

Referencias:

- 1 - Convertidor Boost.
- 2 - Regulador lineal 5V-3V3.
- 3 - Etapa de carga y protección de batería.
- 4 - Sensado de carga de batería.
- 5 - Módulo Wroom-32.

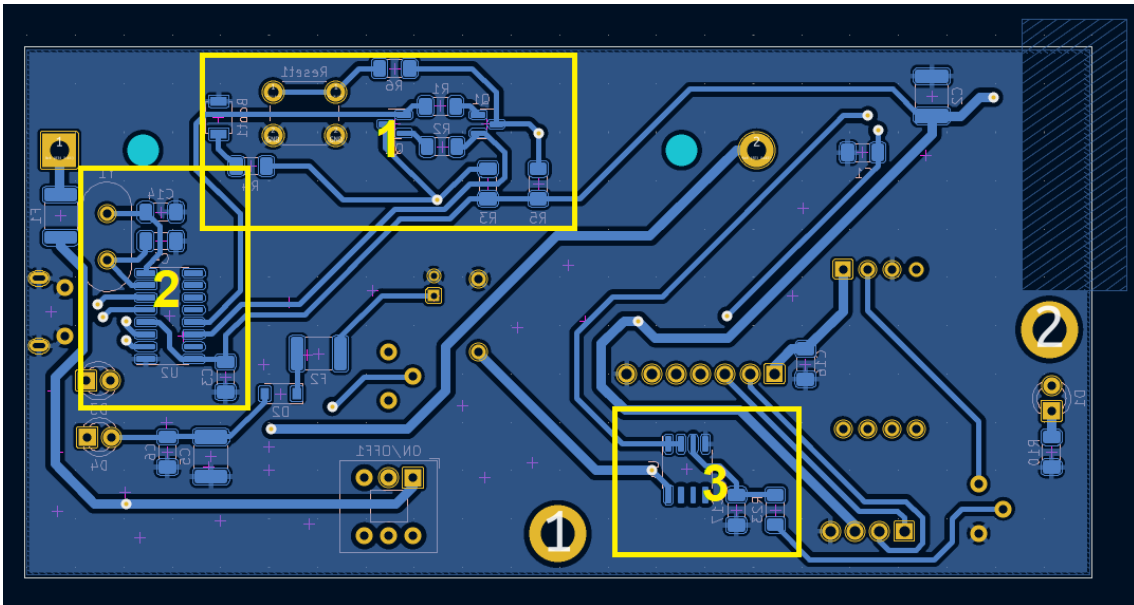


Figura 27: capa trasera.

Referencias:

- 1 - Botones Reset y Boot y transistores para autoprogramación vía USB.
- 2 - Etapa de comunicación USB con CH340G.
- 3 - Filtrado a la entrada del ADC.

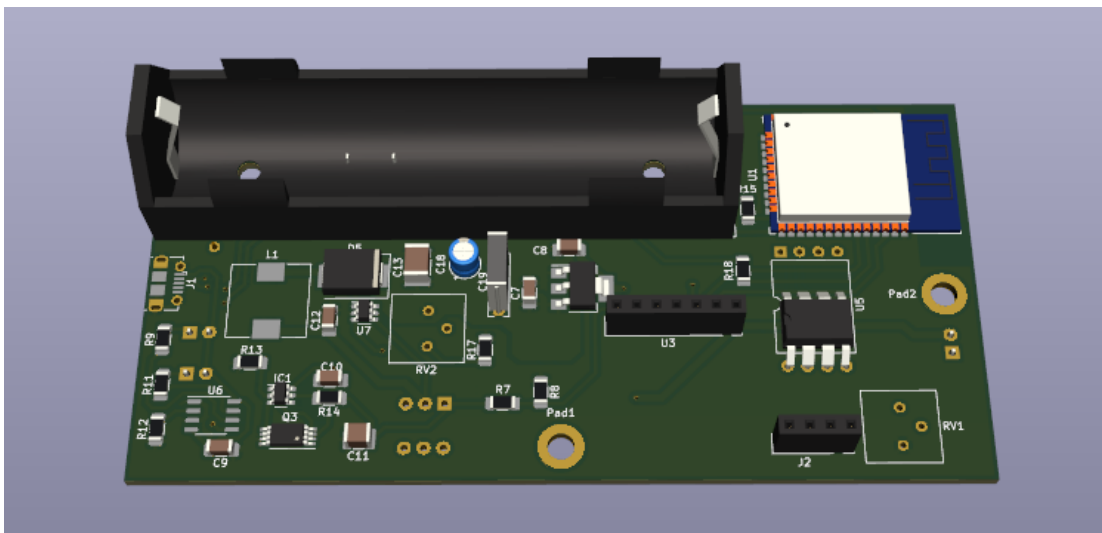


Figura 28: renderización 3D, vista frontal.

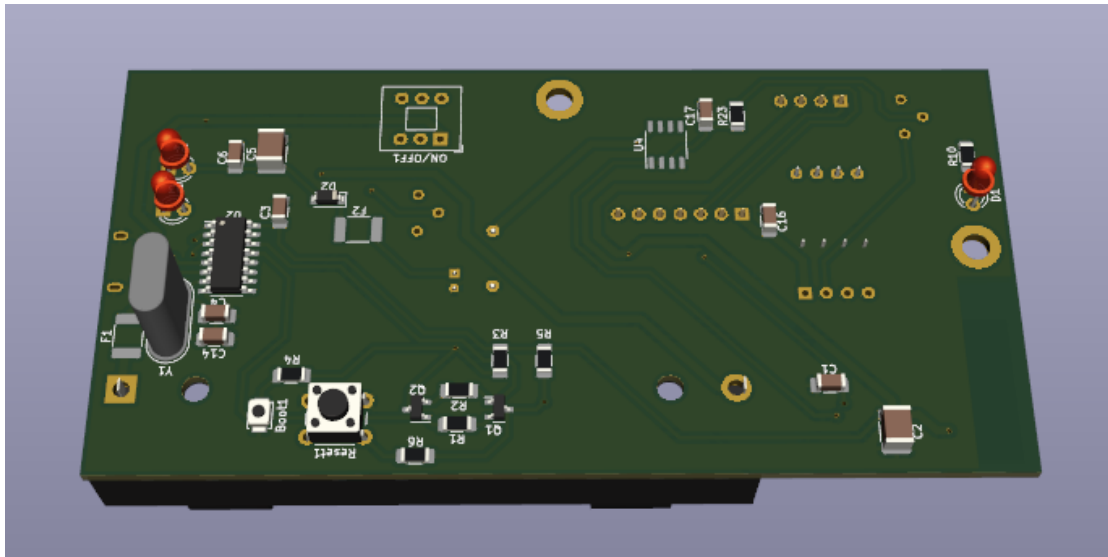


Figura 29: renderización 3D, vista trasera.

Para la construcción del PCB se evaluaron varias alternativas, cada una con sus respectivos costos y tiempos de fabricación. A continuación se presenta una tabla comparativa entre ellas:

Fabricante	Tiempo de fabricación + envío	Costo	Terminación	Cantidad
Fabricante 1 (AR)	1 semana	\$40000	Excelente	3
Fabricante 2 (AR)	2 semanas	\$6000	Buena	2
Fabricante 3 (CN)	8 semanas	\$11000	Excelente	5

Se optó por elegir al fabricante n°2 debido principalmente al costo de fabricación y el tiempo de demora. A pesar de algunas contras en la terminación, por ejemplo, la carencia de metalizado interno en las perforaciones y la limitación en el ancho y espacio entre pistas, no presentó problemas mayores a la hora de ensamblar los componentes en el PCB.

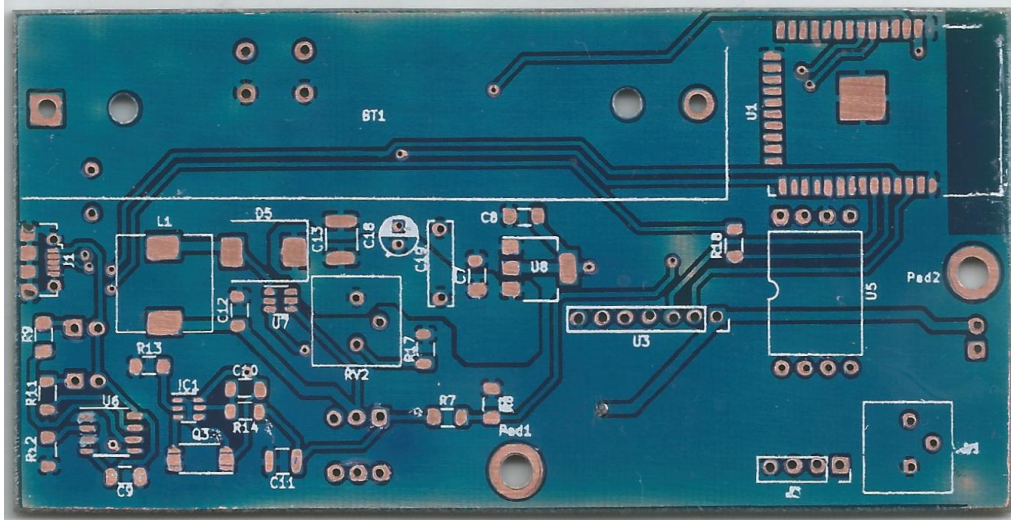


Figura 30: PCB real, vista frontal.

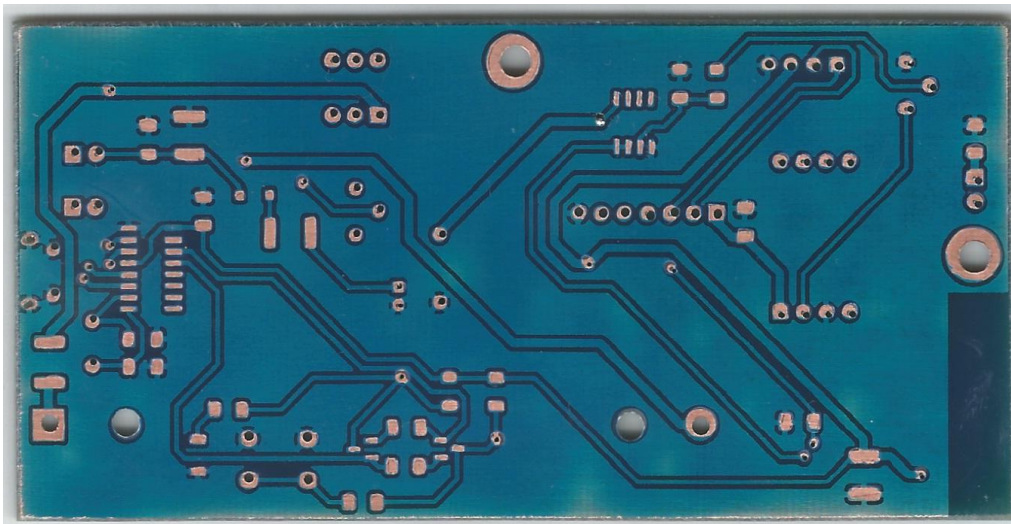


Figura 31: PCB real, vista trasera.

El listado completo de componentes puede encontrarse en el documento Especificación Técnica (3.4) en la sección Anexo.

Ensamble

Durante el ensamblado ocurrieron algunos problemas, como un cortocircuito en el convertidor Boost que ocasionó tener que comprar otro modulo MT3608 para usar como donante de componentes. También hubo uniones no deseadas entre pines del microcontrolador que conllevaron a tener que desoldar, limpiar todos los pads y volver a soldar.

Otros problemas recurrentes a destacar fueron: desoldado de componentes, breves cortocircuitos accidentales que pusieron al convertidor en modo de protección, pistas y pads dañados por soldar y desoldar varias veces un mismo componentes (como los capacitores a la salida del convertidor), entre otros.

Para asegurar la integridad de algunos componentes se utilizó pegamento siliconado a modo de mejorar su sujeción. También se utilizó cinta Kapton en los bornes de la batería para evitar cortocircuitos accidentales, ya que la densidad de corriente que puede entregar una batería 18650 es tal que de cortocircuitar sus extremos puede provocar quemaduras y daños en el circuito.

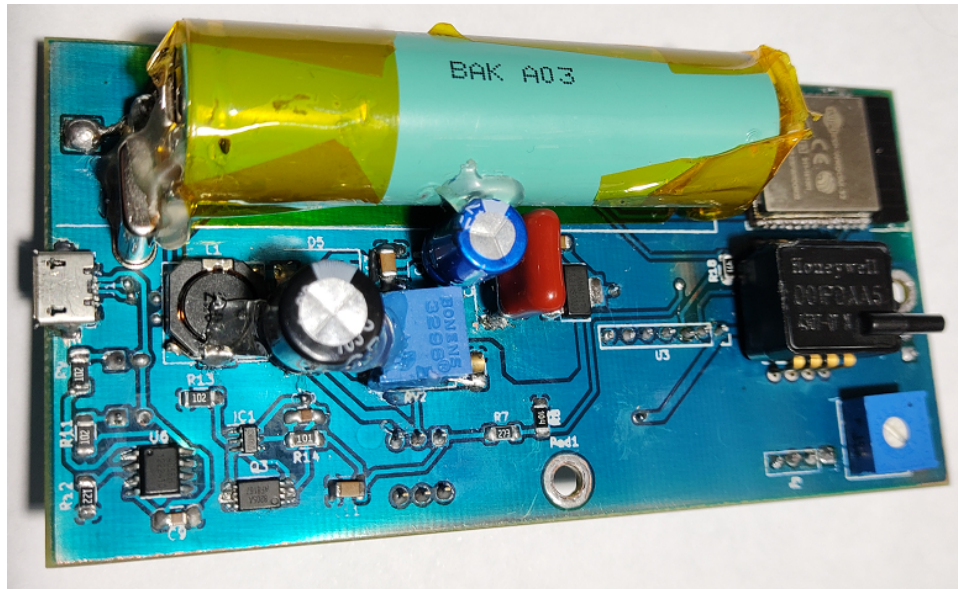


Figura 32: PCB ensamblado, vista frontal.

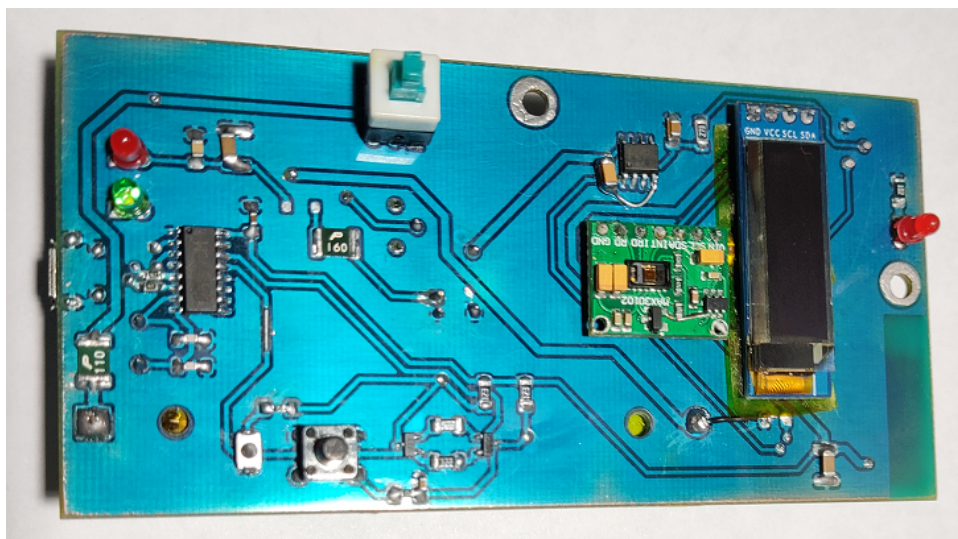


Figura 33: PCB ensamblado, vista trasera.

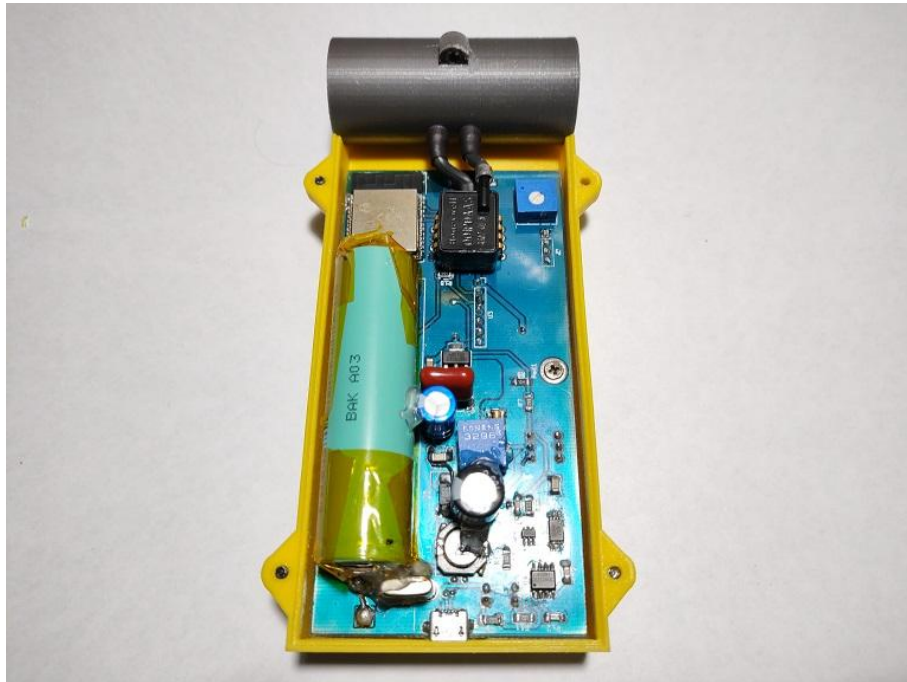


Figura 34: PCB colocado en la carcasa.

1.3.12. Diseño de la tubería y la carcasa

El diseño y renderización de las piezas para su posterior construcción con impresora 3D se realizaron con el software gratuito *Tinkercad*. En este apartado se mostrarán las diferentes vistas de todas las partes que componen la carcasa del producto.

Para más información sobre las medidas de la carcasa, tubo y pin revise el documento Especificación Técnica (3.4) en la sección Anexo.

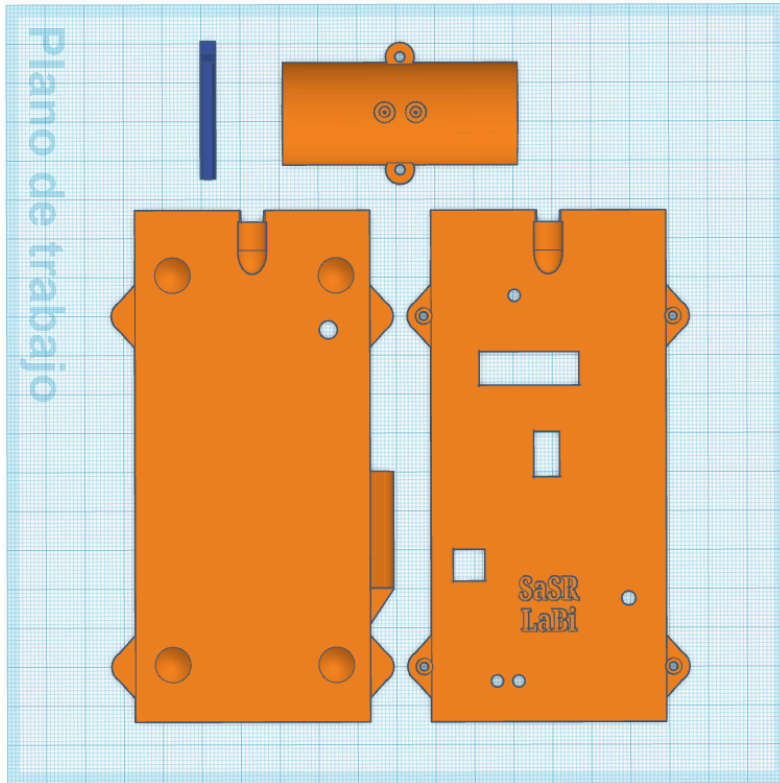


Figura 35: carcasa completa con tubo y pin, vista frontal.

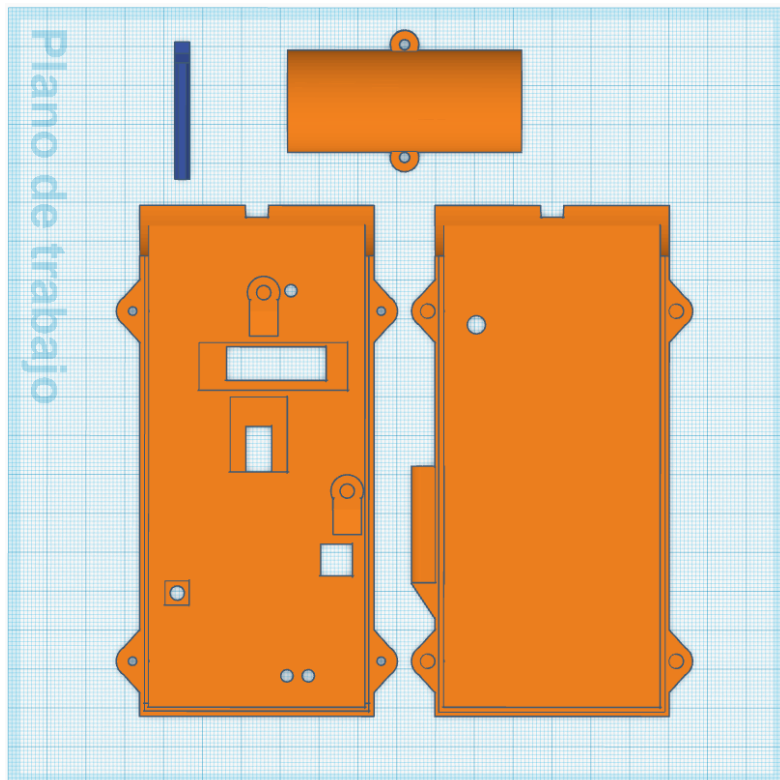


Figura 36: vista frontal.

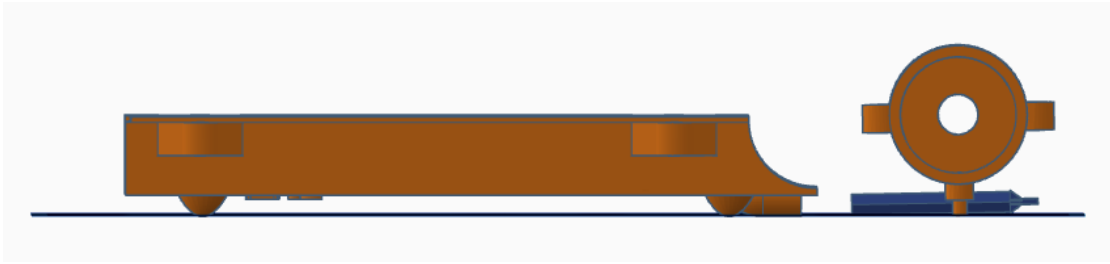


Figura 37: vista lateral derecha.

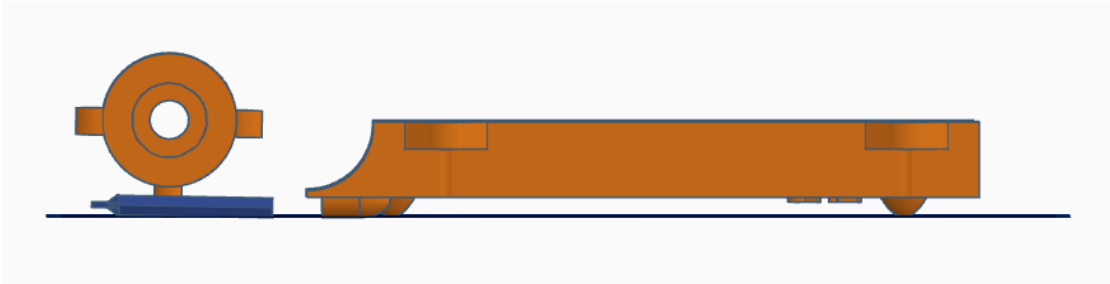


Figura 38: vista lateral izquierda.

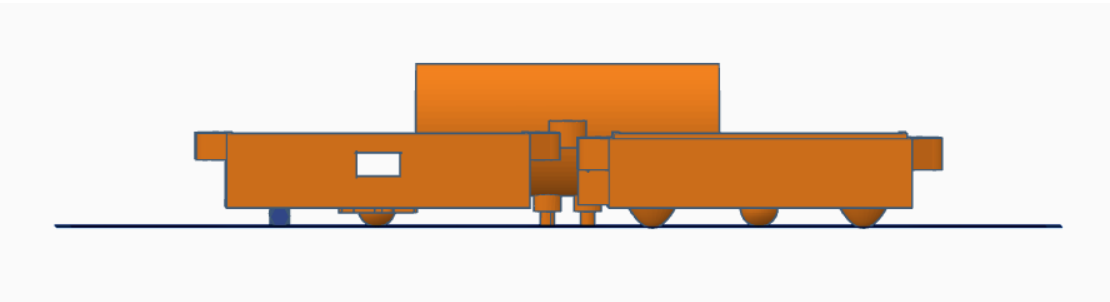


Figura 39: vista inferior.

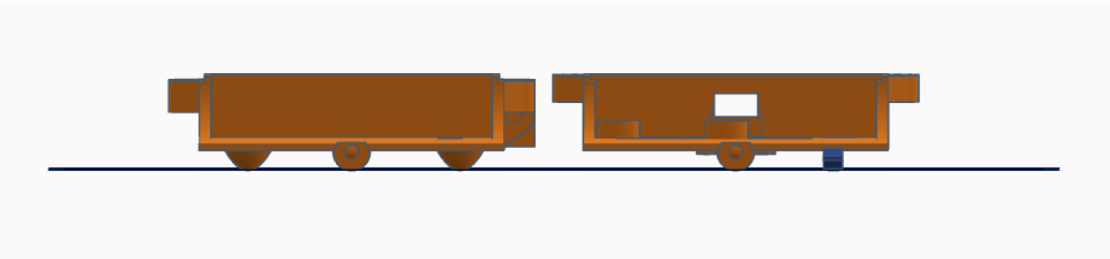


Figura 40: vista superior (sin tubo).

1.3.13. Programa

El diagrama de flujo detallado del programa completo del dispositivo se encuentra en la sección “Firmware del dispositivo - Diagramas de flujo” del documento Especificación Técnica (3.4) en el apartado Anexo.

1.4. Capítulo 4: resultados

La validación de los resultados de las mediciones de caudal y volumen en vía aérea se realizaron con el equipo biomédico BIOPAC® [11]. Mientras que la medición de SpO2 se validó con un equipo comercial utilizado en clínicas, brindado por el Laboratorio de Bioingeniería. Este equipo comercial utiliza un sensor que también se basa en el principio de fotopleximografía.

Resultados caudal y volumen:

BIOPAC	Resultado 1	Resultado 2	Resultado 3	Resultado 4	Promedio
Caudal min [L/s]	0,54	0,45	0,7	0,32	0,5
Caudal máx [L/s]	3,64	3,39	3,8	3,85	3,67
Volumen [L]	4,65	4,28	4,79	4,64	4,59
SaSR	Resultado 1	Resultado 2	Resultado 3	Resultado 4	Promedio
Caudal min [L/s]	0,46	0,45	0,15	0,24	0,33
Caudal máx [L/s]	3,96	3,88	4,04	3,93	3,95
Volumen [L]	4,51	4,74	4,71	4,56	4,63

Nota: los resultados se obtuvieron de la misma persona, que realizó 4 espirometrías consecutivas con ambos equipos por separado. No fue posible colocar ambos instrumentos en cascada ya que se basan en el mismo principio y el hecho de colocar una segunda restricción mecánica, ya sea al comienzo o al final de alguno de ellos, perturba la medición debido a modificar el diámetro efectivo de entrada y/o salida del tubo.

Resultados oximetría:

SpO2 [%]	Oxímetro comercial	SaSR
Resultado 1	99	98,1
Resultado 2	100	93
Resultado 3	99	95,5
Resultado 4	98	97,5

Resultado 5	98	95,4
Resultado 6	96	95
Resultado 7	97	98,4
Resultado 8	99	99,0
Resultado 9	98	98,9

Nota: los resultados se obtuvieron de personas diferentes, algunas realizaron dos mediciones. El oxímetro comercial actualiza su lectura de forma continua e indefinida mientras que el SaSR devuelve una única lectura final. Medir en tiempos distintos puede ser uno de los motivos de algunas discrepancias en los resultados. El caso ideal es medir sobre el mismo dedo y al mismo tiempo, lo cual no es físicamente realizable. Se agradece a Gonzalo, Azul, Gustavo y Facundo por su participación en las pruebas.

Dispositivo final

Para más información sobre cómo utilizar el dispositivo correctamente y sus especificaciones, diríjase al documento Manual del Usuario (3.5) en la sección Anexo.



Figura 41: componentes del Sistema de adquisición de Señales Respiratorias (SaSR).

Referencias:

- 1 - LED indicador de encendido
- 2 - Display OLED
- 3 - Sensor de oximetría de pulso
- 4 - Botón de encendido
- 5 - Botón de reset
- 6 - LED indicador de carga en curso
- 7 - LED indicador de carga completa

Estimación del error

Se estima un error porcentual máximo del **5%** para mediciones de caudal y volumen. Este valor proviene de sumar las siguientes fuentes de error: sensor (2%); redondeo en los coeficientes (1%); ADC y el ruido en la línea de 5V (2%).

Se estima un error del **3%** para la medición de SpO₂. Este valor proviene del margen de tolerancia que utiliza el algoritmo implementado para obtener una medición finita en un tiempo razonable (2%), y el error especificado por el fabricante del sensor (1%).

1.5. Capítulo 5: desafíos encontrados

Entre los desafíos encontrados a lo largo de la realización del proyecto se destacan algunos de índole técnica y otros generales.

Desafíos técnicos

Casi nula disponibilidad de librerías en MicroPython para el sensor MAX30102:

la gran mayoría de las librerías están basadas en C y adaptadas para Arduino, resultó una tarea ardua encontrar una librería *porteadada* en MicroPython. Si bien existía la posibilidad de crearla en base a las librerías disponibles, requería conocimientos más avanzados de programación que hubieran atrasado en gran medida los plazos establecidos en el Plan de trabajo (3.1). Afortunadamente se encontró una librería basada en la original de Arduino para MicroPython que solo requirió una modificación en el tipo de implementación I2C utilizada.

Adquirir datos con el sensor SFM3000 a través de I2C utilizando MicroPython:

dado que MicroPython es un lenguaje de más alto nivel que C, se requerían tiempos de espera mayores entre comandos de lectura/escritura para adquirir datos correctamente. En el caso particular del sensor SFM3000, se requiere del envío de un comando de 2 bytes para comenzar la adquisición continua de datos para luego guardar los datos que devuelve en un *buffer*. Entre cada comando se debió usar un tiempo muerto o *sleep* de 35ms (7 veces superior al utilizado normalmente en C), de lo contrario el sensor devuelve un valor arbitrario de lectura de manera constante. Descubrir esta situación produjo una demora importante que no estaba contemplada en el plan de trabajo, mientras tanto se realizaron pruebas con el sensor de presión diferencial como segunda alternativa.

Filtrado en la entrada del ADC: debido a que el ADC interno del módulo Wroom-32 utiliza un capacitor de muestreo y retención (*hold and sample*) [9], agregar un filtro RC pasa-bajos termina por agregar capacidad extra y perturbando la medición. Se realizaron pruebas con varios tipos de filtros (incluidos digitales) pero todos los intentos fracasaron ya que se introducía ruido provocando lecturas erráticas. El uso de filtros digitales no resultó viable debido a que la frecuencia de corte deseada estaba muy próxima a la mitad de la frecuencia de muestreo, resultando en diseños con órdenes muy altos en el caso de filtros IIR, lo que agregaba un procesamiento digital importante. Este problema se intensificó aún más al alimentar el sistema por batería y su respectivo convertidor DC-DC. Luego de numerosas pruebas se utilizó un *buffer* de ganancia unitaria como se describe en [9], pudiendo reducir en gran medida las lecturas erráticas al utilizar un filtro analógico pasa bajos de primer orden.

Sencillez de la interfaz NodeRED: si bien al comenzar a utilizar la interfaz su sencillez fue una ventaja, se convirtió en un reto importante poder graficar *strings* de datos sobre ejes X e Y diferentes al usado en las herramientas que trae por defecto y

ordenar los datos correctamente. Luego de una extensa búsqueda en foros de IoT se logró comprender cómo organizar los datos y los gráficos mediante la creación de funciones en JavaScript.

Filtrado de ruido en el convertidor DC-DC: filtrar el ruido introducido por la conmutación interna del convertidor fue un desafío que se mantuvo durante prácticamente todo el desarrollo del hardware del dispositivo, generando innumerables pruebas con distintos tipos y valores de capacitores. Ante cualquier pequeño cambio de componentes (colocados originalmente en una *proto-board*), el problema volvía a aparecer, provocando lecturas erráticas en el ADC. Se decidió migrar el prototipo a una placa perforada y soldar todos los componentes, si bien se logró mitigar el problema, no fue solucionado en su totalidad. Fue necesario modificar el código para iniciar la medición sólo cuando se supere cierto umbral varias veces ya que con una sola lectura errática se disparaba la medición, mostrando resultados equivocados al usuario. Finalmente, una vez construido el PCB, fue necesario el uso de capacitores completamente sobredimensionados y el re-ruteo de pistas mediante puentes para lograr mitigar el problema al punto de que ya no interfiera en las mediciones.

Aprendizaje de nuevos lenguajes de programación y herramientas: aprender nuevos lenguajes no ha sido fácil y requirió un tiempo prudencial de aprendizaje. El hecho de manejar lenguajes más abstractos y no estar familiarizado con el paradigma de programación orientada a objetos, resultó en intentar resolver problemas con un lenguaje como si se estuviera utilizando otro, entorpeciendo el aprendizaje. Adentrarse en el mundo de la impresión 3D también ha sido una experiencia interesante, en donde no solo se debió aprender a modelar piezas, sino entender y sortear las limitaciones de la propia impresora al crearla.

Problemas con la interfaz USB: luego de ensamblar el PCB se encontró una falla en la etapa de comunicación que imposibilitaba la reprogramación del microcontrolador. Sin embargo, era posible comunicar el dispositivo con un PC, esta situación generó bastante confusión ya que se esperaba que ante un error de diseño o una falla física la comunicación no sea posible en ningún caso. Luego de verificar con el osciloscopio las señales en las líneas TX, RX, D+ y D- se llegó a la conclusión de que la línea RX del integrado CH340G no funcionaba, manteniéndose dicha línea en 3.3v constantes. Se probó además quitar los resistores en las líneas TX, RX (470ohm) y agregar resistores en las líneas D+ y D- (22ohm) para mitigar el fenómeno de *ringing*, sin embargo no se solucionó el problema. Se pudo reprogramar exitosamente utilizando una interfaz USB-UART externa (CH341A) conectada directamente a las líneas TX y RX del microcontrolador.

Desafíos generales

Reasignación de tiempo hacia otras asignaturas: el tiempo demandado por una de las materias del último año resultó ser muy superior al esperado, al punto de requerir pausas en la continuidad del proyecto que repercutieron en el cumplimiento del cronograma establecido en el plan de trabajo.

Disponibilidad de tiempo del personal involucrado: debido a diferentes motivos laborales y personales, se han postergado reuniones y consultas por incompatibilidad horaria entre los participantes del proyecto. Estos encuentros debieron ser reprogramados generando algunos retrasos en los plazos esperados.

Retrabajo en la documentación: las sucesivas modificaciones en el desarrollo y alcance del proyecto, en especial al comienzo, generaron retrabajo en la redacción de los documentos relacionados, al punto de demandar una cantidad de tiempo muy superior al estimado.

Mantener la motivación y la constancia: los desafíos encontrados no solo tuvieron impacto en el cumplimiento del plan de trabajo, sino también en la motivación y entusiasmo a la hora de enfrentarlos debido a los sucesivos intentos infructuosos. Lo que a su vez, extiende aún más el tiempo demandado para poder superarlos. Puede considerarse a este desafío como el más importante de todos ya que la motivación es el “motor” que impulsa la ejecución y continuidad del proyecto.

Todos los desafíos mencionados anteriormente tuvieron impacto en el cumplimiento del cronograma establecido en mayor o menor medida.

1.6. Capítulo 6: conclusiones y posibilidades de mejora

Conclusiones

Entre las conclusiones obtenidas a lo largo del desarrollo del proyecto, destacó que lo más importante y beneficioso para mi desarrollo como profesional ha sido aprender a aplicar metodologías de trabajo ordenadas en el marco de un proyecto y que actitud tomar a la hora de resolver un problema. Si bien se adquirieron nuevos conocimientos que complementan a los propios de la carrera, su puesta en práctica no resulta eficiente si no se hace de la forma adecuada. Fueron innumerables los problemas que se han presentado a lo largo del proyecto, técnicos y personales. Aprender a manejar la frustración y encararlos de forma ordenada y objetiva, así como también mantener viva la motivación y la constancia fueron la clave para superarlos.

Adentrarse en otras áreas del conocimiento ajenas tales como la medicina, la dinámica de fluidos o el internet de las cosas para el diseño de una solución funcional a una necesidad específica fue una experiencia interesante que me ha mostrado que uno de los roles del ingeniero es actuar como nexo entre las necesidades puntuales de un cliente y el conocimiento teórico disponible, algo completamente abstracto para dicho cliente o usuario.

Resultó útil utilizar nuevos lenguajes de programación como Python, Micropython y JavaScripts, sin embargo debido al tiempo demandado para dominarlos con fluidez, solo se profundizó en lo necesario para resolver los problemas puntuales que fueron surgiendo a lo largo de la construcción del producto. Dejando latente el deseo de aprenderlos con mayor profundidad a futuro.

Diseñar un PCB también ha sido una experiencia gratificante donde si bien todavía queda mucho por mejorar, se logró un diseño completamente funcional. Lidiar con la disponibilidad, costos y limitaciones de los diferentes fabricantes también resultó provechoso para próximos desarrollos.

Gestión de tiempos

A pesar de no haberse cumplido estrictamente con el cronograma establecido en el Plan de Trabajo, solo se han adicionado dos meses al periodo planificado.

A continuación se mostrará en una tabla comparativa el tiempo demandado en las actividades del proyecto respecto del tiempo estimado. Para la estimación se tomó un promedio de 10hs por semana ya que, en el diagrama de Gantt, la duración prevista de las tareas se expresó en semanas y no en horas.

Hubo actividades que no habían sido contempladas en el Plan de Trabajo por considerar nulo su tiempo requerido, un claro ejemplo es el tiempo dedicado a la redacción y revisión de la documentación del proyecto.

Tareas según diagrama de Gantt	Tiempo estimado (hs)	Tiempo real (hs)
Reuniones informales y estudio de factibilidad	30	48
Explorar soluciones a los requerimientos del proyecto	20	15
Capacitación sobre MicroPython y microcontroladores	20	39
Pruebas con sensores, programación y acondicionamiento de señales	60	86
Validación de las mediciones con BIOPAC	10	14
Elección e implementación de un protocolo de transmisión remoto	20	6
Revisión del firmware del dispositivo	20	11
Creación de la interfaz de visualización de datos	20	18
Implementación de un servidor web	20	6
Pruebas y mediciones con el prototipo	10	15
Diseño e implementación del hardware en un PCB	40	56
Segunda etapa de pruebas	10	12
Escritura del informe final	20	19
Corrección y revisión del informe final	10	10
Tareas no contempladas	-	-
Diseño de la carcasa del dispositivo	-	17
Redacción de documentación	-	44
Reuniones formales a la cátedra Trabajo Final	-	8
Total	310	424

Mejoras posibles

1. Diseñar una interfaz propia que permita ordenar y guardar los resultados en una base de datos, así como también emplear una interfaz gráfica mejorada con más opciones disponibles al usuario.
2. Utilizar un display de mayor tamaño que posibilite graficar de forma local en caso de no estar disponible la red o el servidor.
3. Mejorar el algoritmo para el cálculo de oximetría de pulso implementando un ajuste automático de la corriente en los LEDs para mejorar las lecturas en dedos pequeños.
4. Reubicar el potenciómetro de calibración para facilitar su ajuste, por ejemplo, en uno de los laterales de la carcasa.
5. Mejorar el filtrado en la salida del sensor de presión diferencial.

2. Bibliografía y referencias

- [1] Sam Mannan, Frank P. Lee, Lee's Loss Prevention in the Process Industries: Hazard Identification, Assessment and Control, Volume 1, Elsevier Butterworth Heinemann, 2005. ISBN 978-0750678575. (Google books)
- [2] Calculation of Expansibility Factor of Gas at Its Flow Through an Orifice Plate with Flange Pressure Tappings. Lviv Polytechnic National University. Yevhen Pistun, Leonid Lesovoy. Diciembre 2016.
- [3] ISO 5167-1:2003 Measurement of fluid flow by means of pressure differential devices inserted in circular cross-section conduits running full - Part 1: General principles and requirements. International Organization for Standardization (ISO). Marzo 2003.
- [4] DISCHARGE COEFFICIENT FOR NOZZLES AND ORIFICES. 2015. URL: <https://neutrium.net/fluid-flow/discharge-coefficient-for-nozzles-and-orifices/>
- [5] ISO 5167-2:2003 Measurement of fluid flow by means of pressure differential devices inserted in circular cross-section conduits running full - Part 2: Orifice plates. International Organization for Standardization (ISO). Marzo 2003.
- [6] READER-HARRIS, M.J. and SATTARY, J.A. The orifice plate discharge coefficient equation — the equation for ISO 5167-1. In Proc. of 14th North Sea Flow Measurement Workshop, Peebles, Scotland, East Kilbride, Glasgow, National Engineering Laboratory, October 1996, p. 24
- [7] APUNTES DE INGENIERÍA MECÁNICA, TABLAS VISCOSIDAD. URL: <https://apuntes-ing-mecanica.blogspot.com/2016/08/tablas-viscosidad.html>.
[VISCOSIDAD DINÁMICA AIRE A 30°C]
- [8] Consistency analysis of mechanical properties of elements produced by FDM additive manufacturing technology. Varios autores. ISSN 1517-7076 artículo e-12250, 2018. [RUGOSIDAD PLA, ABS, ETC]
- [9] ESP32 ADC Tutorial – Read Analog Voltage in Arduino. Khaled Magdy. 2021. URL: <https://deepbluembedded.com/esp32-adc-tutorial-read-analog-voltage-arduino/>.
- [10] Designing A Li-Ion Battery Charger and Load Sharing System With Microchip's Stand-Alone Li-Ion Battery Charge Management Controller. Brian Chu Microchip Technology Inc. 2008. URL: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/appnotes/01149c.pdf>.
- [11] <https://www.biopac.com/product-category/education/systems-education/>
- [12] Oximetría de pulso Pulse oximetry. Dr. Héctor Mejía Salas, Srta. Mayra Mejía Suárez. La Paz, 2012. URL: http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1024-06752012000200011

- [13] ¿Qué es MQTT? Paessler. The Monitoring Experts. URL: <https://www.paessler.com/es/it-explained/mqtt>
- [14] Pulse Oximeter MAX30100/MAX30102 – how to fix wrong board. Valeriy Yatsenkov. 2018. URL: <https://reedpaper.wordpress.com/2018/08/22/pulse-oximeter-max30100-max30102-how-to-fix-wrong-board/>
- [15] Can't get SpO2 to work. Github forum. URL: https://github.com/aromring/MAX30102_by_RF/issues/13
- [16] Maxim MAX30102 MicroPython driver. GitHub Forum. 2021. URL: <https://github.com/n-elia/MAX30102-MicroPython-driver#acknowledgements>
- [17] White, Frank M. (October 1998). Fluid Mechanics (4th ed.). New York: McGraw Hill. ISBN 978-0-07-228192-7. URL: <https://nafta.wiki/pages/viewpage.action?pageId=66225152>
- [18] VARIACIÓN DE LA DENSIDAD DEL AIRE HÚMEDO CON LA TEMPERATURA. URL: <https://www.herramientasingeneria.com/onlinecalc/spa/DensidadAire/DensidadAire.html>
- [19] Quick reference for the ESP32. The MicroPython Documentation is Copyright © 2014-2023, Damien P. George, Paul Sokolovsky, and contributors. Last updated on 06 May 2023. URL: <https://docs.micropython.org/en/latest/esp32/quickref.html#wlan>
- [20] Noise reduction techniques in electronic systems (2nd ed.), Henry W. Ott. Wiley-Interscience, New York. 1988.
- [21] Consistency analysis of mechanical properties of elements produced by FDM additive manufacturing technology. 2018. URL: https://www.researchgate.net/figure/Average-values-of-surface-roughness-of-top-printed-layer-and-side-staircase-surface-for_tbl2_329481052
- [22] M.R. Miller, J. Hankinson, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, R. Crapo, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, G. Viegi and J. Wanger. Standardization of spirometry. 2005. URL: <https://www.thoracic.org/statements/resources/pfet/PFT2.pdf>
- [23] U.S. Food & Drug Administration. Pulse Oximeter Accuracy and Limitations: FDA Safety Communication. URL: <https://www.fda.gov/medical-devices/safety-communications/pulse-oximeter-accuracy-and-limitations-fda-safety-communication>
- [24] 13 mitos y realidades de baterías en portátiles. Javier Pastor. URL: <https://www.xataka.com/ordenadores/mitos-realidades-baterias-portatiles>

3. Anexo

En esta sección se encuentran adjuntos todos los documentos relacionados al desarrollo del proyecto y a la construcción del dispositivo final. A continuación de cada título se presenta el documento correspondiente, cada uno posee su respectivo índice.

3.1. Plan de Trabajo

Plan de Trabajo

Proyecto: “Sistema de adquisición de señales respiratorias”

Carrera: Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
06/07/2022	1.0	Versión inicial	Agustín Borgato
17/10/2022	1.1	Primera revisión	Agustin Borgato

Índice

<u>1. Gestión del cronograma del proyecto</u>	<u>3</u>
<u>1.1 Lista de actividades propuestas</u>	<u>3</u>
<u>1.2 Diagrama de barras</u>	<u>3</u>
<u>2. Hitos del proyecto</u>	<u>4</u>
<u>3. Gestión de los recursos</u>	<u>5</u>
<u>4. Identificación de riesgos</u>	<u>7</u>
<u>5. Seguimiento de las tareas</u>	<u>8</u>

1. Gestión del cronograma del proyecto

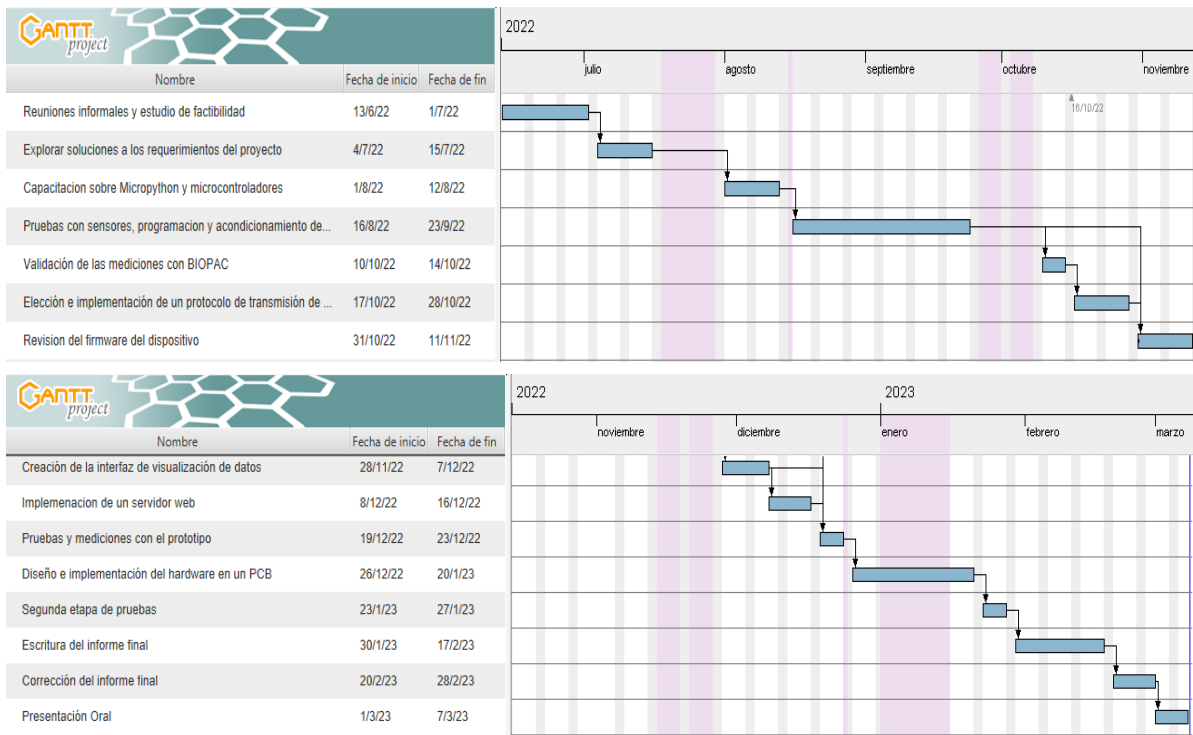
Se empleará una programación del tipo híbrida para confeccionar el cronograma ya que no se conoce con certeza el tiempo requerido para finalizar cada actividad. Al finalizar cada una, se evaluará si se requiere una reprogramación de las próximas, adaptándolas al conocimiento adquirido y/o requerido y a los posibles riesgos identificados que se presenten.

1.1. Lista de actividades propuestas

		
Nombre	Fecha de inicio	Fecha de fin
Reuniones informales y estudio de factibilidad	13/6/22	1/7/22
Explorar soluciones a los requerimientos del proyecto	4/7/22	15/7/22
Capacitación sobre Micropython y microcontroladores	1/8/22	12/8/22
Pruebas con sensores, programación y acondicionamiento de señales	16/8/22	23/9/22
Validación de las mediciones con BIOPAC	10/10/22	14/10/22
Elección e implementación de un protocolo de transmisión remoto	17/10/22	28/10/22
Revisión del firmware del dispositivo	31/10/22	11/11/22
Creación de la interfaz de visualización de datos	28/11/22	7/12/22
Implementación de un servidor web	8/12/22	16/12/22
Pruebas y mediciones con el prototipo	19/12/22	23/12/22
Diseño e implementación del hardware en un PCB	26/12/22	20/1/23
Segunda etapa de pruebas	23/1/23	27/1/23
Escritura del informe final	30/1/23	17/2/23
Corrección del informe final	20/2/23	28/2/23
Presentación Oral	1/3/23	7/3/23

Se incluye de forma genérica un tiempo prudencial como reserva por si surgen contratiempos. Actualmente (17/10/22), el proyecto se encuentra en la etapa de Elección e implementación de un protocolo de transmisión remoto.

1.2. Diagrama de barras



Se tendrán en cuenta días festivos, recesos y dos espacios para la dedicación exclusiva a otras asignaturas.

2. Hitos del proyecto

Los hitos del proyecto se dividirán en dos categorías, una relacionada a aspectos técnicos o ingenieriles y otra a tareas de índole administrativo.

Hitos técnicos

- Selección del sensor de medición de volumen y caudal en vía aérea y oximetría.
- Construcción del prototipo del sistema de adquisición de señales.
- Implementación de un servidor web funcional
- Verificación del funcionamiento del prototipo
- Integración exitosa con la etapa de transmisión de datos
- Diseño del PCB finalizado
- Construcción y armado del PCB finalizado
- Validación de las pruebas experimentales

Hitos administrativos

- Construcción de entregables para el SPF.
- Redacción y presentación de nota del PF al departamento.
- Redacción del informe final finalizada
- Informe corregido y listo para presentar

3. Gestión de los recursos

Tarea	Recursos	Lugar	Tiempo establecido (semanas)
Reuniones informales y estudio de factibilidad	Información recopilada de la bibliografía brindada por los directores	Propio	3
Explorar soluciones a los requerimientos del proyecto	Información recopilada sobre espirómetros	Propio/Lab. Bioingeniería	2
Capacitación sobre Micropython y microcontroladores	Bibliografía sobre el lenguaje Micropython; librerías de código	Propio/Lab. Bioingeniería	2
Pruebas con sensores, programación y acondicionamiento de señales, selección y adquisición de componentes.	Sensor de caudal; sensor de presión diferencial; sensor oximetría de pulso; osciloscopio; multímetro; datasheets.	Propio/Lab. Bioingeniería	6
Validación de las mediciones con BIOPAC	Instrumental; sujeto de pruebas; bibliografía sobre procesos respiratorios; equipo BIOPAC(R) ¹	Lab. Bioingeniería	1
Elección e implementación de un protocolo de transmisión de datos inalámbrico	Bibliografía relacionada al tema	Lab. Bioingeniería	2
Revisión del firmware del dispositivo	Kit de desarrollo ESP32;	Propio/Lab. Bioingeniería	2
Creación de la interfaz de visualización de datos	Algunas de las aplicaciones disponibles para visualización de datos, ejemplo: RemoteXY, NodeRed, MIT App Inventor 2, etc	Propio/Lab. Bioingeniería	2
Implementación de un servidor web	Bibliografía relacionada;	Lab. Bioingeniería	2

Plan de Trabajo

Pruebas y mediciones con el prototipo	Resultados previamente obtenidos de la validación con el sistema BIOPAC	Propio	1
Diseño e implementación del hardware en un PCB	Altium Designer; Componentes SMD; materiales necesarios para su fabricación o especificaciones técnicas para tercerizar su construcción	Lab. Bioingeniería	4
Segunda etapa de pruebas	Instrumental; sujeto de pruebas; bibliografía sobre procesos respiratorios; equipo BIOPAC(R); experiencia y resultados adquiridos en la primera etapa de mediciones	Lab. Bioingeniería	1
Escritura del informe final	Entregables del proyecto; Experiencia adquirida durante el proyecto	Propio	3
Corrección del informe final	Revisión, opinión y valoración de los directores del proyecto e integrantes de la cátedra Proyecto Final de Ing. Electrónica.	Lab. Bioingeniería	1
Presentación oral	-	Aula Magna	1

1. BIOPAC(R) es un equipo de adquisición y procesamiento de señales biomédicas que cuenta con test de espirometría y oxigenación en sangre, que será utilizado para verificar que el prototipo a desarrollar otorgue lecturas coherentes en la medición de ambas magnitudes.

4. Identificación de riesgos

Se analizarán algunos de los posibles riesgos que pueden surgir al inicio del proyecto, posteriormente se agregaran nuevos riesgos y/o modificarán los actuales a medida que el proyecto avance.

Riesgo	Efecto	Ocurrencia	Consecuencia	Respuesta
Contratiempos de índole personal del personal involucrado	Negativo	Muy probable	Retraso de todas las actividades	Dedicar más horas al proyecto
Disponibilidad del lugar de trabajo en el laboratorio	Negativo	Probable	Postergación de algunas actividades	Trabajar desde casa
Falta de disponibilidad de instrumental	Negativo	Poco probable	Postergación de algunas actividades	Utilizar instrumental propio
Falta de disponibilidad de componentes	Negativo	Probable	Postergación de algunas actividades	Buscar otros proveedores
Aumento de dedicación a otras asignaturas	Negativo	Probable	Postergación de todas las actividades	Dedicar más horas al proyecto
Cambio en los requisitos funcionales y/o técnicos	Negativo/positivo	Probable	Necesidad de agregar o quitar tareas propuestas	Reestructuración del cronograma del proyecto
Variaciones significativas, por encima del error aceptable de los sensores de flujo en vía aérea.	Negativo	Probable	Necesidad de utilizar otros instrumentos de calibración o incorporar parámetros de ajuste.	Emplear variables de ajuste.
Problemas de codificación.	Negativo	Muy probable	Retrasos en los tiempos estipulados	Realizar cursos de programación-consultar con especialistas.

5. Seguimiento de las tareas

Se documentaran en la bitácora del proyecto todos los riesgos individuales que surjan, el nivel de disponibilidad de recursos y limitaciones a nivel conocimiento, que puedan tener impacto en el cronograma.

Para una estimación más exacta de los tiempos requeridos y garantizar el progreso continuo del proyecto, se utilizarán metodologías ágiles. Aún queda por determinar cuál utilizar preferiblemente. Se busca evitar a toda costa el uso de metodologías en cascada para evitar estancamientos debidos a la necesidad de adquirir nuevos conocimientos para completar las tareas asignadas.

Realizar reuniones continuas con los beneficiarios para proponer pruebas y cambios en el prototipo funcional. Mejora continua del Proyecto Final.

3.2. Especificación de Requerimientos

Especificación de Requerimientos

Proyecto: “Sistema de adquisición de señales respiratorias”

Carrera: Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
02/05/2022	1.0	Versión inicial	Agustín Borgato
30/06/2022	1.1	Primera revisión	Agustin Borgato
17/10/2022	1.2	Segunda revisión	Agustin Borgato

Índice

1.	<u>Introducción</u>	3
1.1	<u>Propósito</u>	3
1.2	<u>Ámbito del proyecto</u>	3
1.3	<u>Personal involucrado</u>	3
1.4	<u>Definiciones, acrónimos y abreviaturas</u>	4
1.5	<u>Referencias</u>	4
1.6	<u>Visión general del documento</u>	4
2.	<u>Descripción General</u>	5
2.1	<u>Perspectiva del producto</u>	5
2.2	<u>Funcionalidad del producto</u>	5
2.3	<u>Características de los usuarios</u>	5
2.4	<u>Restricciones</u>	6
3.	<u>Requisitos Específicos</u>	7
3.1	<u>Interfaces</u>	7
3.2	<u>Requerimientos funcionales y no funcionales</u>	7
3.3	<u>Requisitos de rendimiento</u>	9
3.4	<u>Restricciones de diseño</u>	9

1. Introducción

Este documento corresponde a la Especificación de Requerimientos (SRS) para el proyecto “Sistema de adquisición de señales respiratorias”. Esta especificación se ha estructurado basándose en las directrices dadas por el estándar IEEE 830, 1998.

1.1 Propósito

La finalidad de este escrito es definir las especificaciones funcionales y requisitos de diseño para el desarrollo de un sistema de adquisición, procesamiento y transmisión de señales respiratorias. Además, se especificará a qué usuarios va dirigido y quienes serán las personas involucradas en su desarrollo.

1.2 Ámbito del proyecto

En este documento se definen los requerimientos no funcionales del sistema, como confiabilidad, desempeño, seguridad, entre otros, al igual que los requerimientos funcionales del mismo, necesarios para los usuarios propuestos.

1.3 Personal involucrado

Nombre	Agustín Alejo Borgato
Rol	Diseñador del proyecto
Categoría Profesional	Ingeniería Electrónica
Responsabilidad	Análisis, diseño y construcción del dispositivo
Información de contacto	agustinborgato@gmail.com

Nombre	Mariela Azul Gonzalez
Rol	Director
Categoría Profesional	Profesora Adjunta con tareas de Investigación en el Laboratorio de Bioingeniería-ICYTE
Responsabilidad	Usaria del dispositivo
Información de contacto	mazulgonzalez@fi.mdp.edu.ar

Nombre	Gonzalo Roberto Fontanella
Rol	Codirector
Categoría Profesional	Jefe de Trabajos Prácticos con tareas de Investigación en el Laboratorio de Bioingeniería-ICYTE
Responsabilidad	Asesor en el hardware a diseñar e implementar
Información de contacto	88fonta@gmail.com

1.4 Definiciones, acrónimos y abreviaturas

Nombre	Descripción
IoT	Internet de la cosas
BMS	Battery Management System
PCB	Printed Circuit Board
CC	Corriente continua

1.5 Referencias

Título del Documento
Standard IEEE 830 - 1998

1.6 Visión general del documento

Esta Especificación de requerimientos se dividirá en tres secciones. En la primera sección se realiza una introducción al proyecto a realizar y se proporciona una visión general de las funcionalidades deseadas y de los objetivos que se pretenden alcanzar.

En la segunda sección del documento se realiza una descripción general del sistema tales como las funciones que se esperan del producto y una breve justificación de los requisitos impuestos en su diseño y restricciones que afectarán su desarrollo.

Finalmente, en la tercera sección del documento se definen detalladamente los requisitos que debe satisfacer el sistema.

2. Descripción general

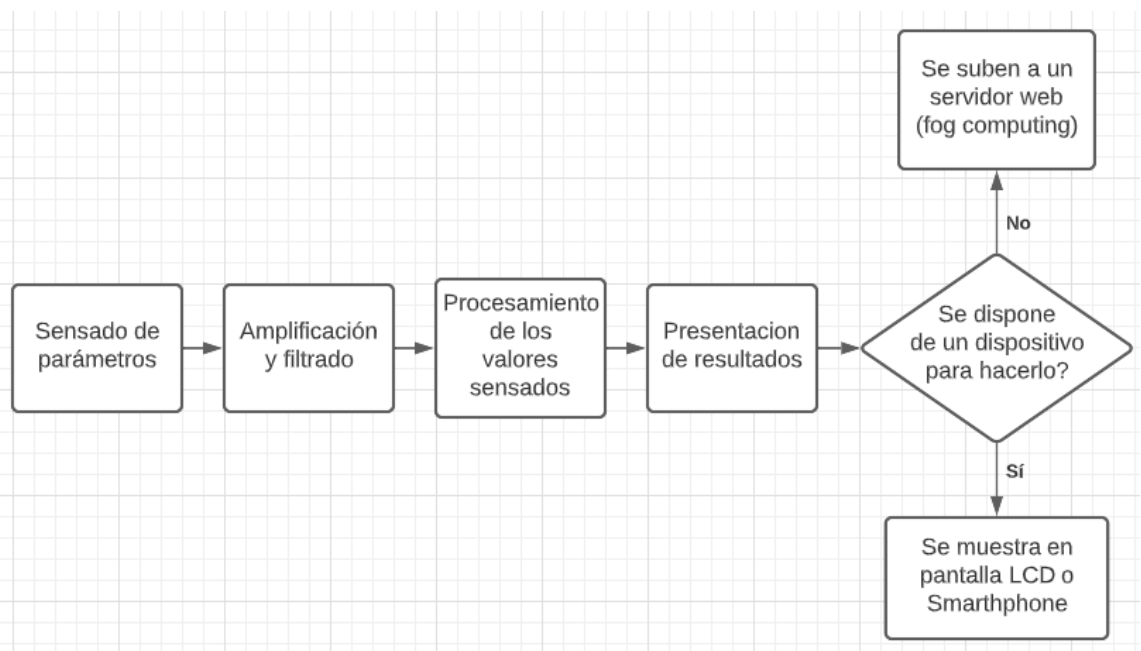
El proyecto consiste en la medición, procesamiento y transmisión de tres magnitudes: caudal, volumen de aire y oxigenación en sangre. Mediante estas tres magnitudes se puede realizar un chequeo general y detectar anomalías en el sistema respiratorio.

2.1 Perspectiva del producto

El sistema es totalmente independiente en lo referido a la adquisición de señales debido a que realiza una medición integral de los parámetros relevantes del sistema respiratorio. Respecto de la visualización de datos, dependerá de hardware y software complementarios para brindar al usuario una interfaz en la que pueda observar las mediciones realizadas.

2.2 Funcionalidad del producto

Las funciones que realiza el producto se muestran en el siguiente diagrama en bloques, estas funciones se describen a grandes rasgos y sin entrar en profundidad en cada una.



2.3 Características de los usuarios

Los usuarios del producto final serán los alumnos y docentes de la materia Introducción a la bioingeniería, asignatura optativa de la carrera de Ing. Electrónica y el doctorado en Ing. en Electrónica, obligatoria para el doctorado en Bioingeniería.

2.4 Restricciones

- Bajas tensiones de funcionamiento CC (menores o iguales a 5V).
- Métodos de medición no invasivos y directos.
- Debe ser seguro para su uso, no provocar electrocución, quemaduras o daño de ningún tipo al usuario.
- Transmitir datos de manera inalámbrica.
- Utilizar baterías recargables.

3. Requisitos específicos

3.1 Interfaces

La interfaz con el usuario se realizará mediante una aplicación que permita visualizar las señales adquiridas. La interfaz de hardware se implementará a través de un microcontrolador con módulo wifi que se conectará a la aplicación en cuestión en la cual se presentarán los datos.

3.2 Requerimientos funcionales y no funcionales

Funcionales

Identificación del requerimiento	RF01
Nombre del requerimiento	Transmisión de las mediciones obtenidas de manera inalámbrica.
Características	Visualización y tratamiento de los resultados que brinda el dispositivo
Descripción	Ver de manera intuitiva y gráfica las mediciones obtenidas. En principio se requiere de la visualización en tiempo real de los datos para su uso en las prácticas de la asignatura Introducción a la Bioingeniería, se evaluará la posibilidad de almacenarlos en un servidor web según la disponibilidad de recursos para ello dado que se requiere de un equipo informático/microcontrolador extra que actúe como <i>Host</i> .
Prioridad del requerimiento	Alta

Identificación del requerimiento	RF02
Nombre del requerimiento	Procesamiento local
Características	El procesamiento de los datos adquiridos en las mediciones los hará el propio dispositivo, por lo que entregará resultados finales que no requieren de tratamiento adicional.
Descripción	Debido a que no se requiere gran potencia

Especificación de Requerimientos

	de procesamiento, los cálculos se harán de forma local mediante un microcontrolador, entregando el resultado de la medición actual. El dispositivo no almacenará resultados en su almacenamiento interno dado su limitado espacio.
Prioridad del requerimiento	Alta

Identificación del requerimiento	RF03
Nombre del requerimiento	Portabilidad
Características	Funcionamiento inalámbrico y tamaño reducido.
Descripción	Utilización de una batería recargable con su respectivo circuito de carga y fuente para alimentar al dispositivo, con el fin de otorgarle una autonomía máxima de al menos 5 hs.
Prioridad del requerimiento	Alta

No funcionales

Identificación del requerimiento	RNF01
Nombre del requerimiento	Medición no invasiva
Características	No vulnerar las barreras naturales del organismo, tales como los tejidos.
Descripción	Que el dispositivo no comprometa la salud del usuario ni genere dolor y/o incomodidad.
Prioridad del requerimiento	Alta

Identificación del requerimiento	RNF02
Nombre del requerimiento	Fiabilidad
Características	Proveer una lectura confiable, repetible y robusta

Especificación de Requerimientos

Descripción	Que provea un margen de error en la medición menor al 10% y se garantice coherencia ante la repetibilidad de mediciones.
Prioridad del requerimiento	Alta

Identificación del requerimiento	RNF03
Nombre del requerimiento	Durabilidad
Características	Robustez y calidad de construcción para alargar el ciclo de vida del dispositivo.
Descripción	Calibraciones y reparaciones mínimas durante la vida útil estimada del dispositivo
Prioridad del requerimiento	Media

3.3 Requisitos de rendimiento

No se requiere de gran potencia de procesamiento pero si una presentación de resultados en un tiempo razonable dentro del rango de unos pocos segundos.

3.4 Restricciones de diseño

Consideraciones relacionadas a la seguridad en su uso, similares a las que son exigidas en un producto médico en sí ya que se revisará, en un futuro, la utilización en consultorios.

3.3. Especificación Funcional

Especificación Funcional

Proyecto: “Sistema de adquisición de señales respiratorias”

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
27/11/2022	1.0	Versión inicial	Agustin Borgato
26/02/2023	1.1	Correcciones mínimas	Agustin Borgato

Índice

1. Introducción	3
1.1 Propósito	3
1.2 Personal involucrado	3
1.3 Definiciones, acrónimos y abreviaturas	4
1.4 Referencias	4
1.5 Visión general del documento	4
2. Requerimientos funcionales: soluciones propuestas	5
2.1 Funcionalidad del producto	5
2.2 RF01: Transmisión y visualización remota	5
2.3 RF02: Adquisición, procesamiento y visualización local	6
2.4 RF03: Autonomía y portabilidad	7
3. Requerimientos no funcionales	9
3.1 RNF01: medición no invasiva	9
3.2 RNF02: fiabilidad	9
3.3 RNF03: Integridad y durabilidad del dispositivo	9

1. Introducción

Este documento corresponde a la Especificación Funcional del proyecto “Sistema de adquisición de señales respiratorias”, y se basa en el documento de Especificación de Requerimientos (SRS) en el cual se han detallado las funcionalidades y requisitos del dispositivo a ser desarrollado.

1.1 Propósito

La finalidad de este documento es definir las propuestas y soluciones que actualmente se están desarrollando, para cumplir con los requisitos y necesidades detalladas en la Especificación de Requerimientos. A su vez, servirá para plantear y ordenar aspectos de diseño que serán desarrollados en el documento de Especificaciones Técnicas.

1.2 Personal involucrado

Nombre	Agustín Alejo Borgato
Rol	Diseñador y creador del producto
Categoría Profesional	Ingeniería Electrónica
Responsabilidad	Análisis, diseño y construcción del dispositivo
Información de contacto	agustinborgato@gmail.com

Nombre	Mariela Azul Gonzalez
Rol	Director
Categoría Profesional	Profesora Adjunta con tareas de Investigación en el Laboratorio de Bioingeniería-ICYTE
Responsabilidad	Usaria del dispositivo
Información de contacto	mazulgonzalez@fi.mdp.edu.ar

Nombre	Gonzalo Roberto Fontanella
Rol	Codirector
Categoría Profesional	Jefe de Trabajos Prácticos con tareas de Investigación en el Laboratorio de Bioingeniería-ICYTE
Responsabilidad	Asesor en el hardware a diseñar e implementar
Información de contacto	88fonta@gmail.com

1.3 Definiciones, acrónimos y abreviaturas

Nombre	Descripción
RF	Requerimiento Funcional
RNF	Requerimiento No Funcional
IoT	Internet de la cosas
BMS	Battery Management System
PCB	Printed Circuit Board
CC	Corriente continua
SPO2	Saturación de oxígeno capilar periférico
LED	Light Emitting Diode (diodo emisor de luz)
RMS	Root Mean Square (valor cuadrático medio)
TBD	To be Determined
I2C	Inter-Integrated Circuit
dashboard	Panel de control o de mando
ESD	Electrostatic discharge
NAT	Network Address Translation
IP	Internet Protocol

1.4 Referencias

Título del Documento
Borgato, A. (2022). Especificación de Requerimientos. Proyecto: Sistema de adquisición de señales respiratorias. FI-UNMdP.

1.5 Visión general del documento

Este documento se dividirá en tres secciones. En la primera sección se realiza una introducción a los objetivos que se pretenden alcanzar y una visión general del escrito.

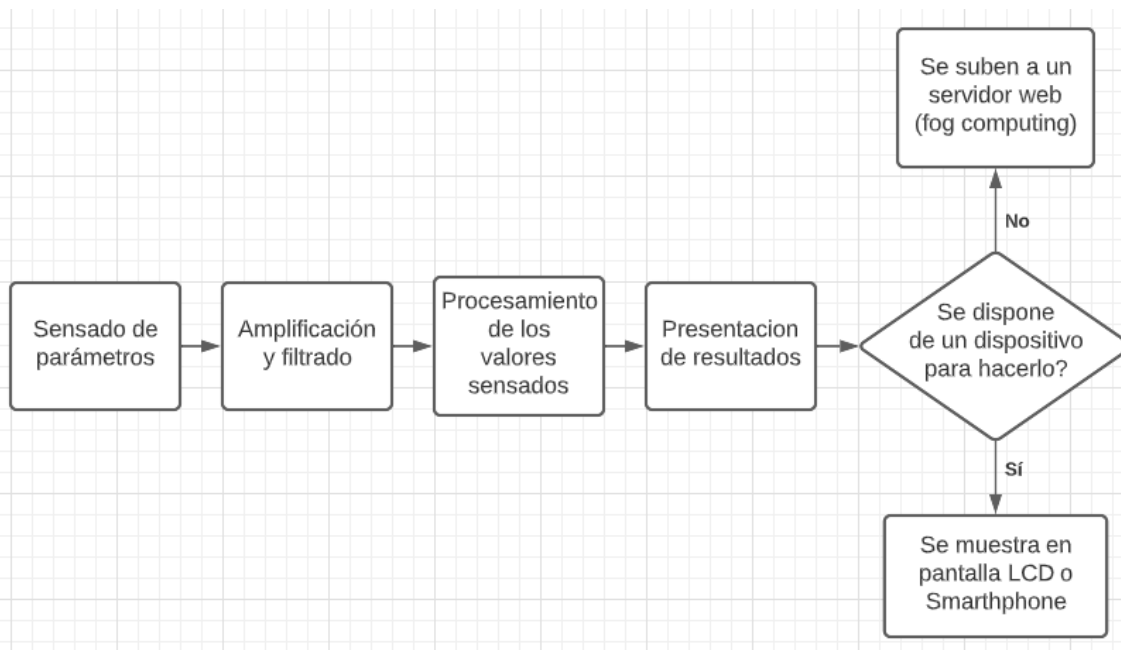
En la segunda sección se realiza una descripción de las soluciones propuestas a los requerimientos planteados por los beneficiarios del dispositivo a construir, así como también soluciones alternativas con sus respectivas ventajas y desventajas.

Finalmente, en la tercera sección del documento se definen otras funcionalidades derivadas de los requerimientos no funcionales y funcionalidades nuevas que han sido descubiertas durante el desarrollo de las distintas soluciones.

2. Requerimientos Funcionales: soluciones propuestas

2.1 Funcionalidad del producto

El producto consiste en la adquisición, procesamiento y transmisión de tres magnitudes: caudal, volumen de aire en vía aérea y porcentaje de saturación de oxígeno en sangre (SPO2). Estas mediciones pueden visualizarse en el dispositivo (valores unitarios) o de forma remota (permitiendo graficar un conjunto de valores). A continuación puede observarse lo mencionado en un diagrama en bloques:



2.2 RF01: Transmisión y visualización remota

Para transmitir los datos censados se optó por hacerlo a través de la tecnología WiFi. Mediante el protocolo MQTT el cual opera sobre la capa de transporte del protocolo IEEE 802.11 (estándar de transmisión inalámbrica sobre el que funciona la tecnología WiFi).

La visualización de los datos se realizará por medio de una aplicación llamada NodeRED, que recibe los mensajes enviados a través del protocolo MQTT y los representa en un *dashboard* o panel de mando que brinda una interfaz gráfica amigable al usuario usando recursos como gráficos de líneas, histogramas, alertas visuales, entre otros. Los datos a graficar serán los siguientes:

- Curva “**Caudal vs Tiempo**”: provee información sobre cómo evoluciona el caudal a medida que se expulsa o ingresa aire al sistema respiratorio.
- Curva “**Volumen vs Tiempo**”: incremento de volumen en el tiempo, su pendiente punto a punto depende del valor de caudal correspondiente a ese instante de tiempo.

- Curva “**Caudal vs Volumen**”: muestra cómo se incrementa el volumen por cada valor instantáneo de caudal.
- Curvas “**Señales Led IR/Rojo**”: lecturas procesadas provenientes de los fotorreceptores del sensor de oximetría de pulso, indican la cantidad de luz reflejada por las células oxigenadas en la sangre.

Nota: las curvas de caudal podrán usarse para graficar tanto espiración como inspiración de aire, completando así un “ida y vuelta” y cerrando un ciclo completo en una espirometría.

Se mostrarán además, resultados de forma unitaria tales como:

- Caudal mínimo
- Caudal máximo
- Volumen expirado
- Porcentaje de SPO2

Con el fin de proveer seguridad a nivel informático, se implementará el uso de un usuario y una clave (Token) para que solo el dispositivo en cuestión pueda conectarse al servidor MQTT. Si bien el servidor es del tipo “Local” y se accede a él mediante una IP privada, sería posible acceder desde otra red conociendo su IP pública y atravesando la restricción de acceso del NAT y/o Firewall.

2.3 RF02: Adquisición, procesamiento y visualización local

Para la etapa de adquisición de datos se han seleccionado los siguientes sensores:

Magnitud	Sensor	Principio	Descripción
Caudal y volumen ¹ de aire	Honeywell ASDX Series	Presión diferencial	Permite medir caudal de aire a partir de medir la diferencia de presión entre los extremos de una tubería ² , que posee una restricción mecánica en el medio.
Oxígeno en sangre	MAX 30102 ³	Fotopletismografía	Mide la relación entre cantidad de luz reflejada, proveniente de dos LEDs (uno rojo y otro infrarrojo), producida por las moléculas de sangre con oxígeno en la yema del dedo.

Especificación Funcional

¹. El volumen es la integral del caudal en el tiempo, por lo tanto su medición se realiza indirectamente a través de varias muestras periódicas de caudal cada cierto intervalo de tiempo.

². Se requiere construir una tubería, mejor conocida como tubo de Venturi, para modelar matemáticamente la restricción mecánica que genera la diferencia de presión a partir de la cual se mide el caudal de aire.

³. El sensor MAX30102 posee un sensor integrado de temperatura que se utiliza para ajustar parámetros físicos inherentes a la medición. Es posible mediante una línea de código obtener lecturas de este sensor y medir temperatura corporal. Esta función no es requerida por los beneficiarios del dispositivo.

Sensor alternativo:

Magnitud	Sensor	Principio	Descripción
Caudal y volumen de aire	Sensirion SFM3000	Filamento incandescente	Permite medir caudal de aire a partir de medir la variación de temperatura sobre un filamento caliente, debido a la circulación de aire.

Este sensor permite medir con mayor precisión flujos pequeños de aire que el sensor por presión diferencial, pero se satura al superar 4 L/s de caudal, valor que un hombre adulto puede alcanzar con relativa facilidad, introduciendo un error importante en el cálculo del volumen.

El procesamiento se realiza de forma local a través del microcontrolador Wroom-32 (incluido en el kit de desarrollo NodeMCU-ESP32S). Los cálculos consisten en:

Magnitud	Tipo de operación	Composición	Complejidad de procesamiento
Caudal y volumen de aire	Integral discreta del caudal en el tiempo	Productos y suma acumulativa	Baja
Oxígeno en sangre	Procesamiento de señales de ambos LEDs	Filtrado de valor medio. Ajuste de pendiente. Cálculo y cociente de valores RMS. Cálculo del parámetro Z. Filtrado de frecuencias no deseadas. (TBD).	Alta

La visualización de forma local se realizará a través de una pantalla OLED de 0,91 pulgadas, modelo SSD1306, que utiliza el protocolo I2C para la comunicación con el microcontrolador.

En esta pantalla se visualizarán mensajes que indiquen al usuario qué tarea está realizando el dispositivo. Se mostrarán además, resultados unitarios tales como: porcentaje de SPO2, volumen de aire y caudal mínimo y máximo.

2.4 RF03: Autonomía y portabilidad

La autonomía para ofrecer un funcionamiento puramente inalámbrico, dependerá de una batería de ion de litio (Li-ion) del tipo 18650 de 2200mAh, con su respectiva etapa de carga y protección de sobrecarga y sobredescarga (BMS). Se estima que para un consumo máximo de 70mA, la autonomía mínima será de 30hs.

El PCB donde se construirá la circuitería del dispositivo se diseñará de modo de integrar todos los componentes necesarios, incluyendo sensores y batería, en un espacio reducido. Se entiende por espacio reducido a que quepa en la palma de la mano.

3. Requerimientos no funcionales

3.1 RNF01: medición no invasiva

El uso de los sensores detallados en la sección 2.3 garantiza la no vulnerabilidad de las barreras naturales del cuerpo humano. Para medir caudal y volumen de aire solo es necesario soplar a través de una boquilla mientras que para medir porcentaje de saturación de oxígeno en sangre solo basta con apoyar la yema del dedo pulgar sobre el sensor correspondiente.

3.2 RNF02: fiabilidad en la medición

La fiabilidad se garantiza de diferente manera según la magnitud a medir, tal y como se muestra a continuación:

Magnitud a medir	Acción
Caudal y volumen de aire	Ajustes en las constantes de las fórmulas utilizadas para los cálculos, tomando como referencia una jeringa de calibración para espirometría de 0,6L. No es posible el descarte o promediado de resultados ya que varía en gran medida según la persona que realice la espirometría.
Oxígeno en sangre	Promediado de lecturas coherentes y descarte de aquellas que resulten erráticas. En este caso, la variabilidad de las lecturas entre usuarios es baja, normalmente se obtienen valores entre 95 y 99. La falta de repetibilidad proviene de factores como posición incorrecta del dedo, ruido causado por la luz del ambiente y/o presión excesiva o insuficiente sobre el sensor.

3.3 RNF03: Integridad y durabilidad del dispositivo

Se propone el diseño de una carcasa realizada con impresora 3D que aloje todos los componentes del dispositivo para otorgarle integridad y mayor durabilidad a lo largo de su vida útil. A su vez, esta carcasa servirá como aislación eléctrica entre el usuario y el dispositivo. La finalidad de la aislación no es proteger al usuario, dado que en todas las etapas de diseño se utilizan tensiones seguras para el cuerpo humano, sino proteger al dispositivo de descargas electroestáticas (ESD) y/o aportes de impedancia eléctrica provenientes del cuerpo.

3.4. Especificación Técnica

Especificación Técnica

Proyecto: “Sistema de adquisición de señales respiratorias”

Carrera: Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
16/02/2023	1.0	Versión inicial	Agustín Borgato
04/04/2023	1.1	Se actualizaron las especificaciones del producto final	Agustin Borgato
10/05/2023	1.2	Se agregaron los diagramas de flujo de la interfaz NodeRED	Agustin Borgato

Índice

1. Introducción	3
1.1 Propósito	3
1.2 Referencias	3
1.3 Visión general del documento	3
2. Diseño de partes para impresión 3D	4
2.1 Restricción mecánica	4
2.2 Carcasa	11
2.3 Pin	23
3. PCB del dispositivo	25
3.1 Listado de componentes	25
3.2 Esquemático completo	28
3.3 Diseño del PCB	28
4. Firmware del dispositivo - Diagramas de flujo	31
4.1 Programa completo	31
4.2 Oximetría	32
4.3 Cálculo SPO2	33
4.4 Espirometría	34
4.5 Interfaz NodeRED	35

1. Introducción

Este documento corresponde a la Especificación Técnica del proyecto “Sistema de adquisición de señales respiratorias”. Para comprender mejor su contenido es necesario tener presente los temas tratados en el documento Especificación Funcional, en el cual se detallan las propuestas y soluciones que se desarrollaron para cumplir con los requisitos y necesidades del proyecto en cuestión.

1.1. Propósito

La finalidad de este documento es especificar en detalle cómo se construirán las soluciones propuestas en el documento Especificación Funcional. Su finalización implica el punto de partida para comenzar con el Plan de Pruebas.

1.2. Referencias

Título del Documento
Borgato, A. (2022). Especificación Funcional. Proyecto: Sistema de adquisición de señales respiratorias. FI-UNMDP.

1.3. Visión general del documento

Este documento se dividirá en cuatro secciones. En la primera sección se realiza una introducción a los objetivos que se pretenden alcanzar y una visión general del escrito.

En la segunda sección se detallan las características constructivas físicas del producto, tales como su PCB, diagrama esquemático, listado de componentes y renderizaciones 3D.

Por último, se especificará el funcionamiento del firmware del dispositivo, en donde irán programadas las funciones y algoritmos que ejecuta, mediante diagramas de flujo detallados.

2. Diseño de partes para impresión 3D

El diseño y renderización de las piezas para su posterior construcción con impresora 3D se realizaron con el software gratuito *Tinkercad*.

Las flechas con fondo azul indican distancia desde el origen de la regla al extremo de la pieza, mientras que las de fondo verde indican distancia desde el origen al centro de la misma. Las piezas con contorno azul indican que es la pieza que actualmente se encuentra seleccionada y para la cual las referencias son válidas. Todas las medidas están expresadas en milímetros.

2.1. Restricción mecánica

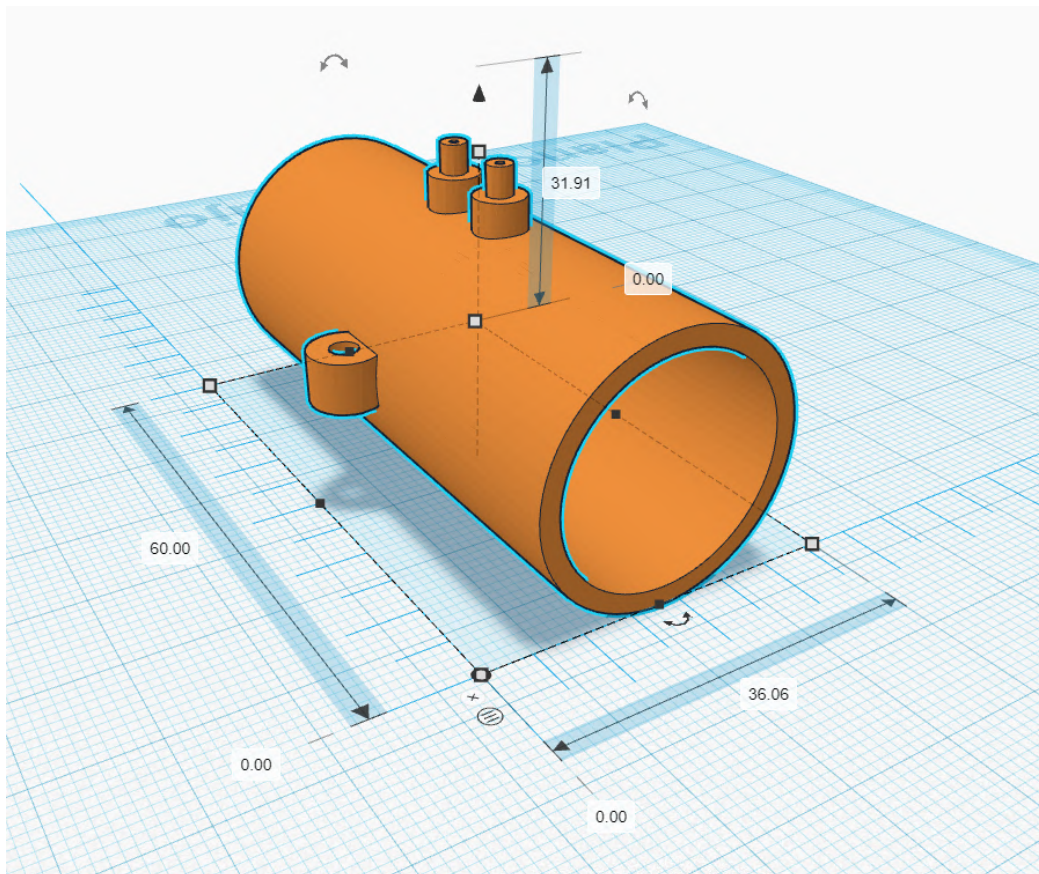


Figura 1: perspectiva isométrica.

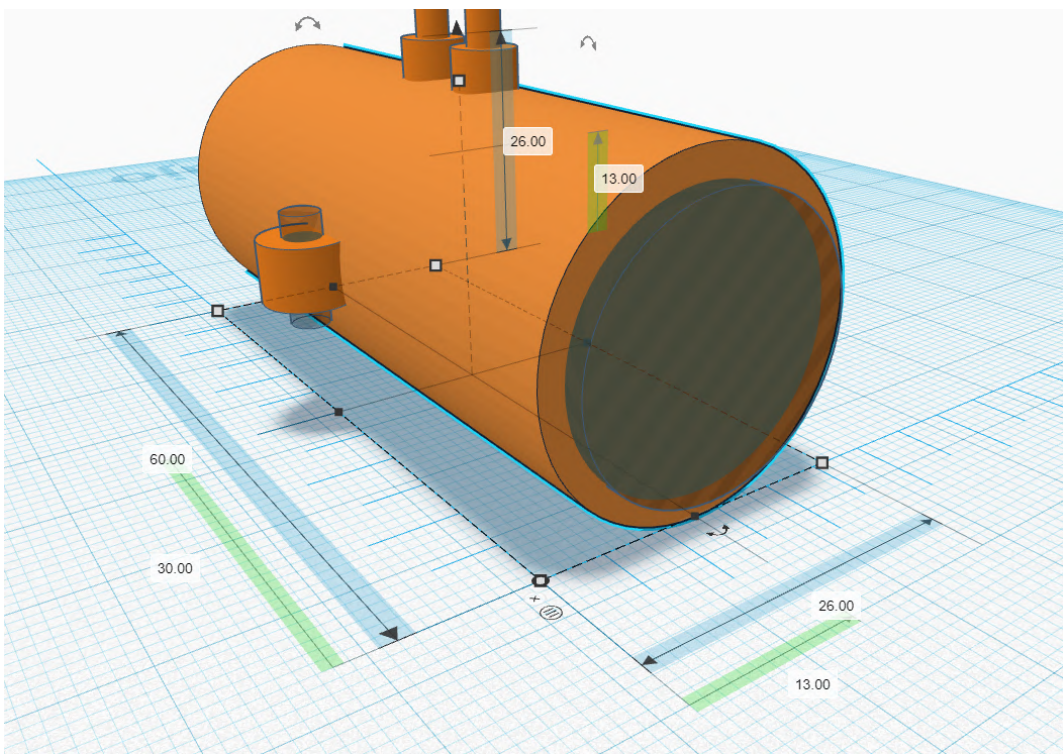


Figura 2: diámetro externo frontal.

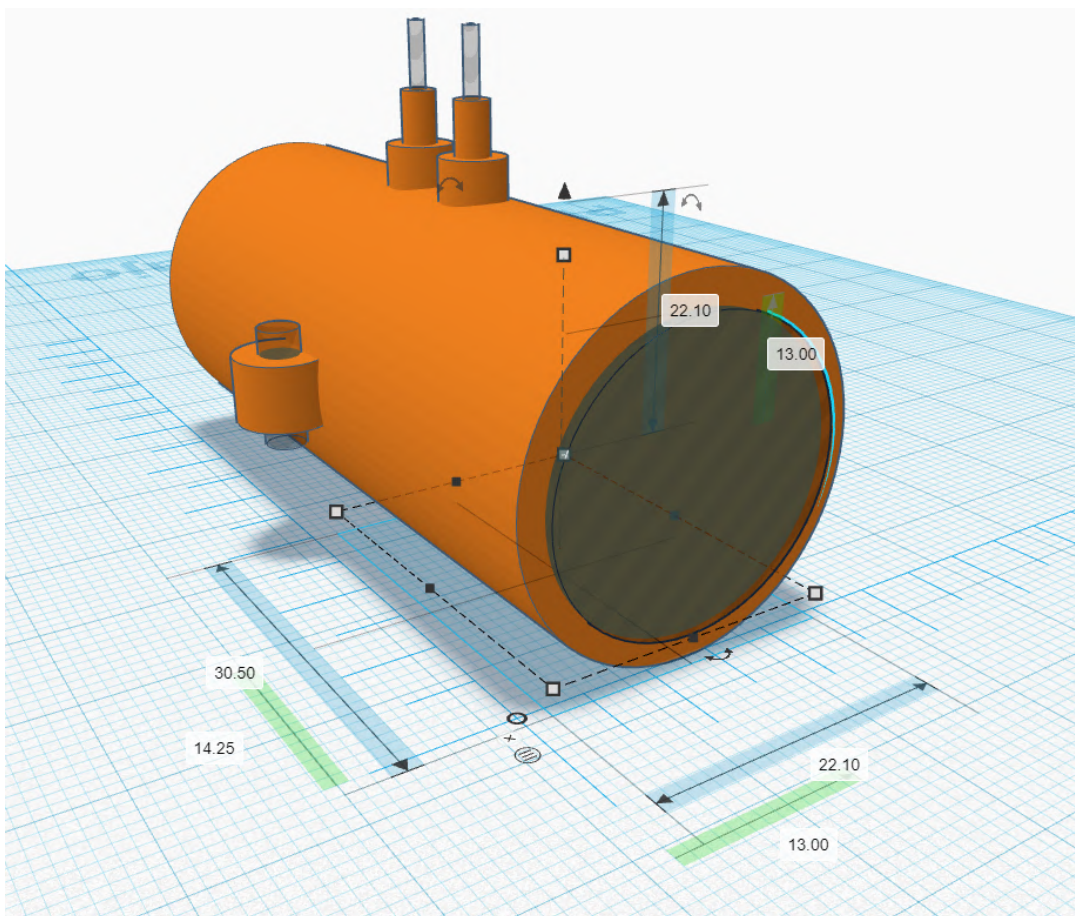


Figura 3: diámetro interno frontal.

Especificación Técnica

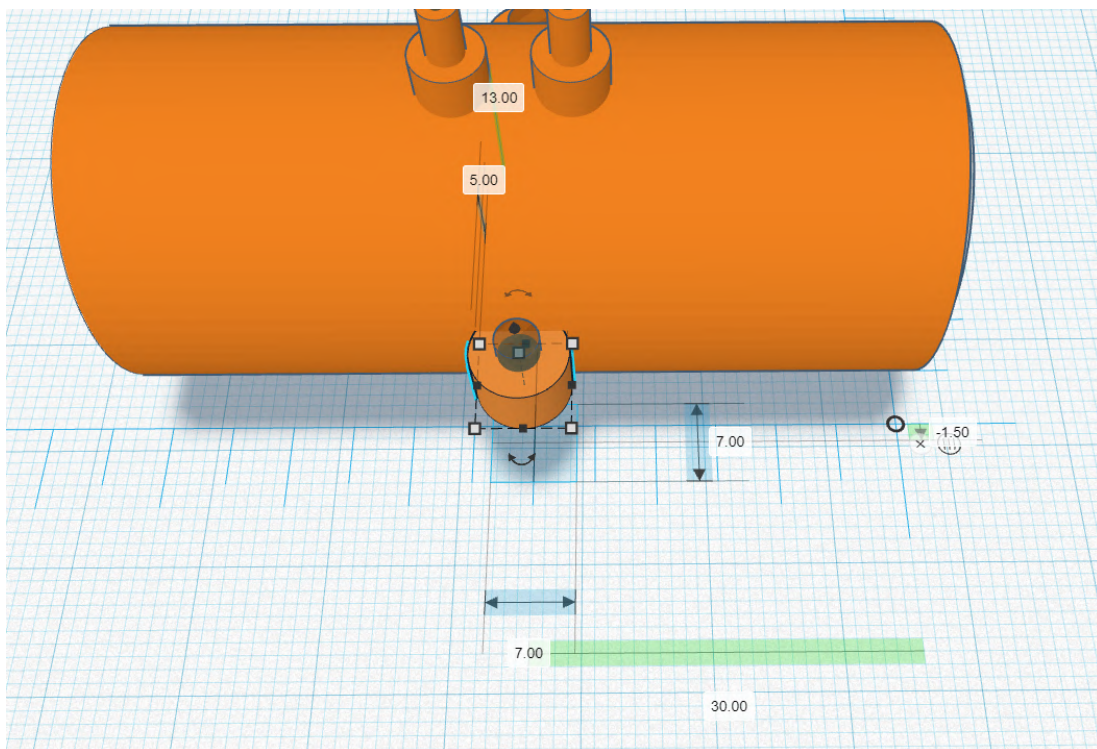


Figura 4: orificio de sujeción diámetro externo.

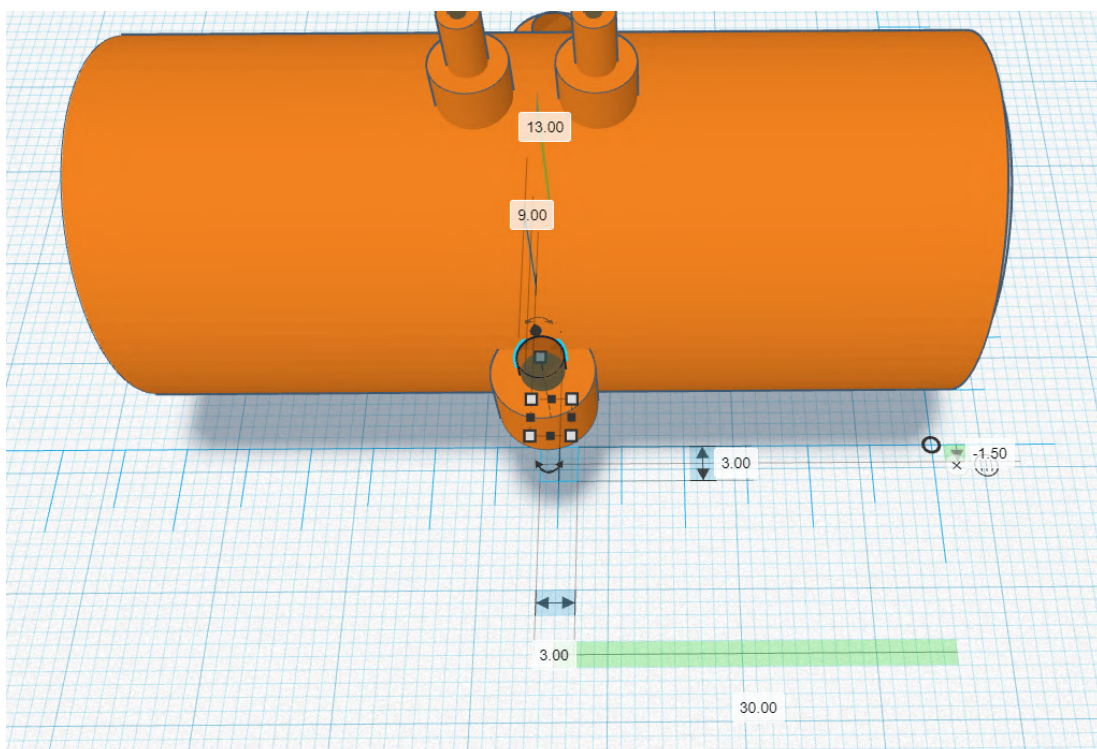


Figura 5: orificio de sujeción diámetro interno.

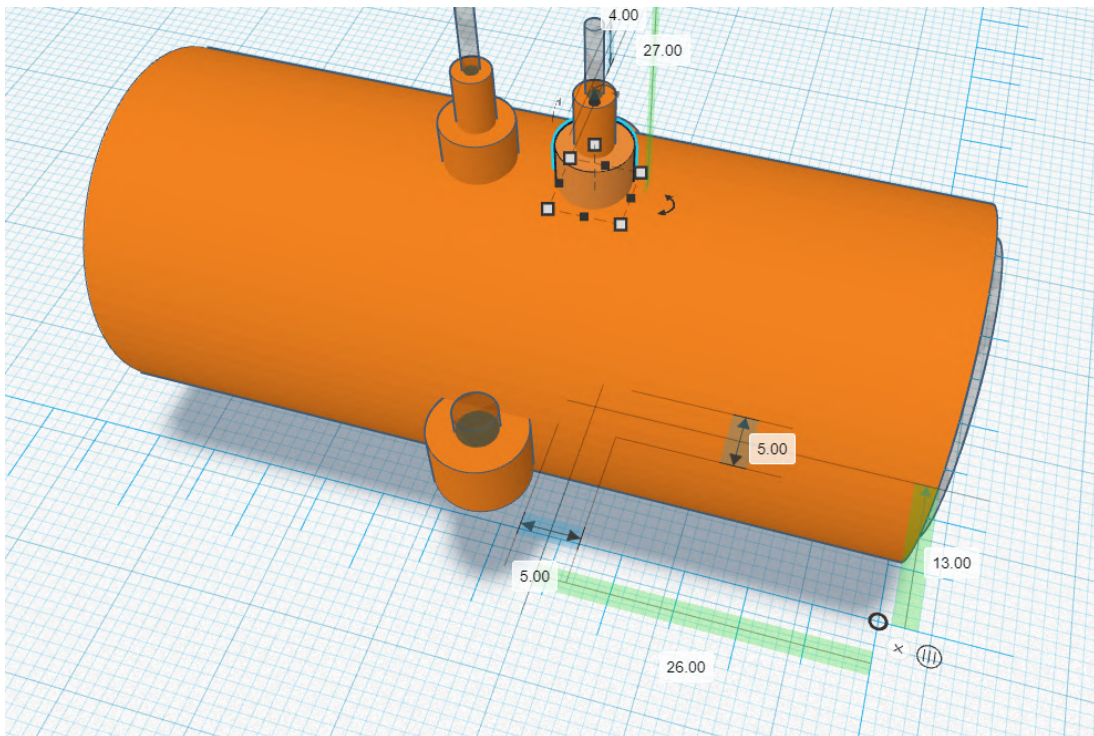


Figura 6: orificio de toma de aire, diámetro externo.

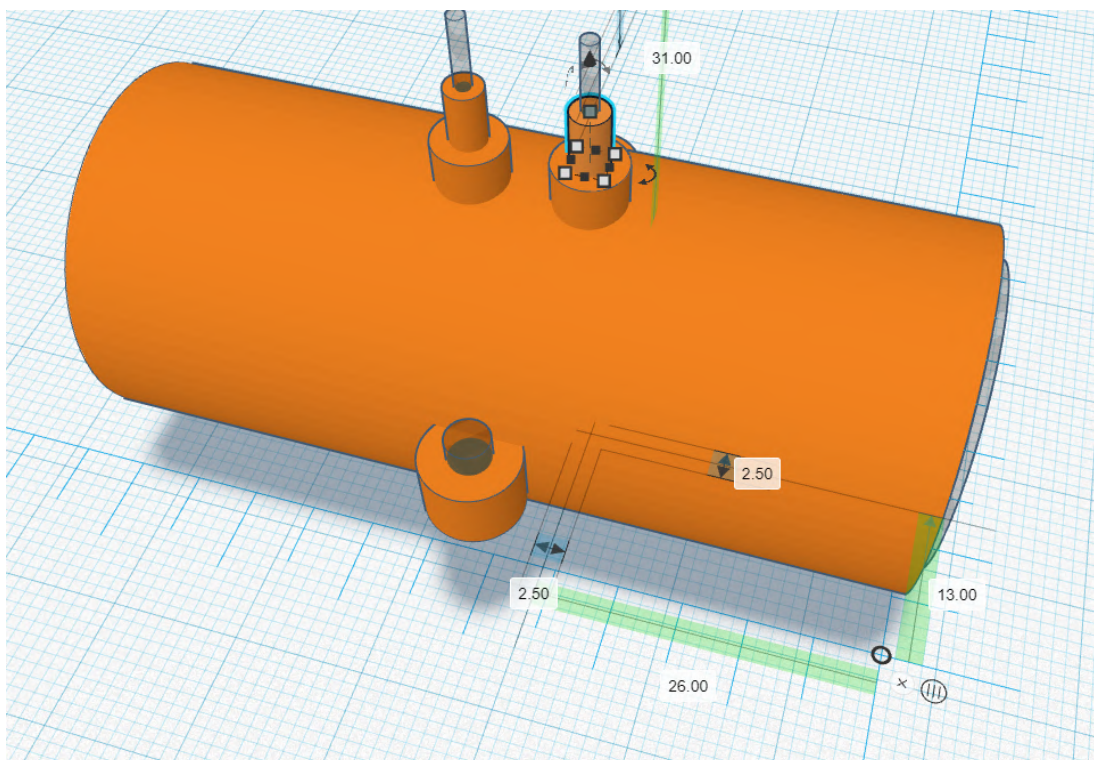


Figura 7: orificio de toma de aire, diámetro externo 2.

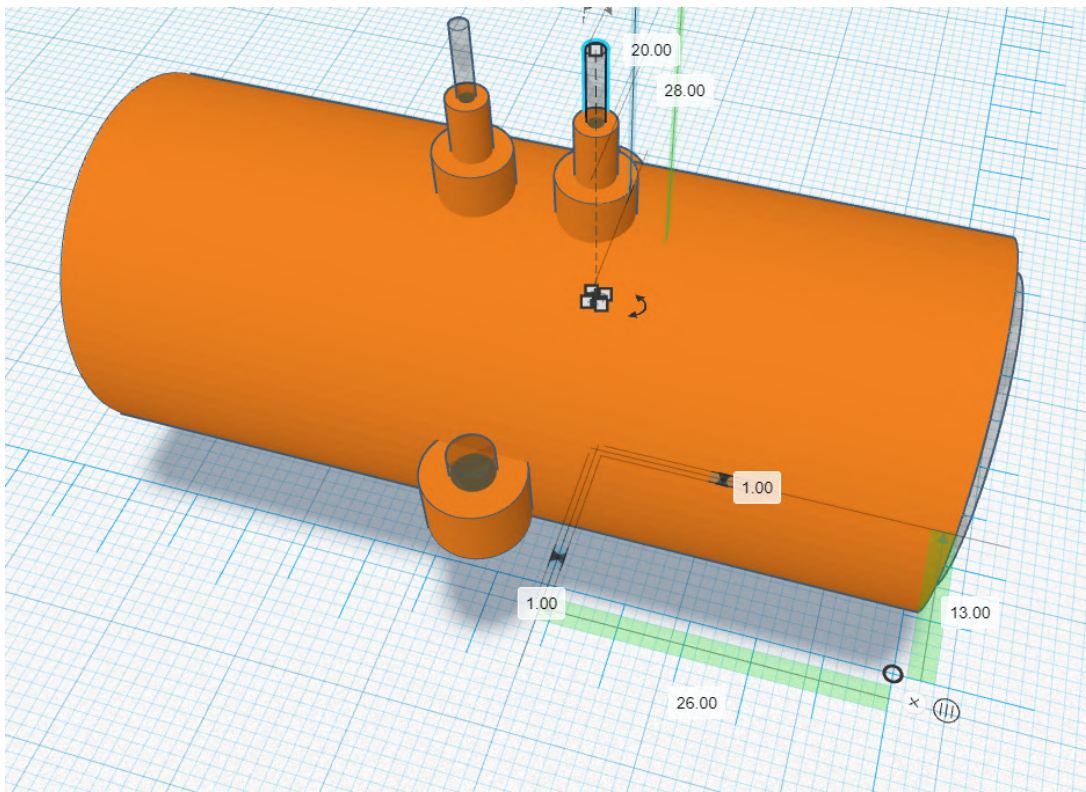


Figura 8: orificio de toma de aire, diámetro interno.

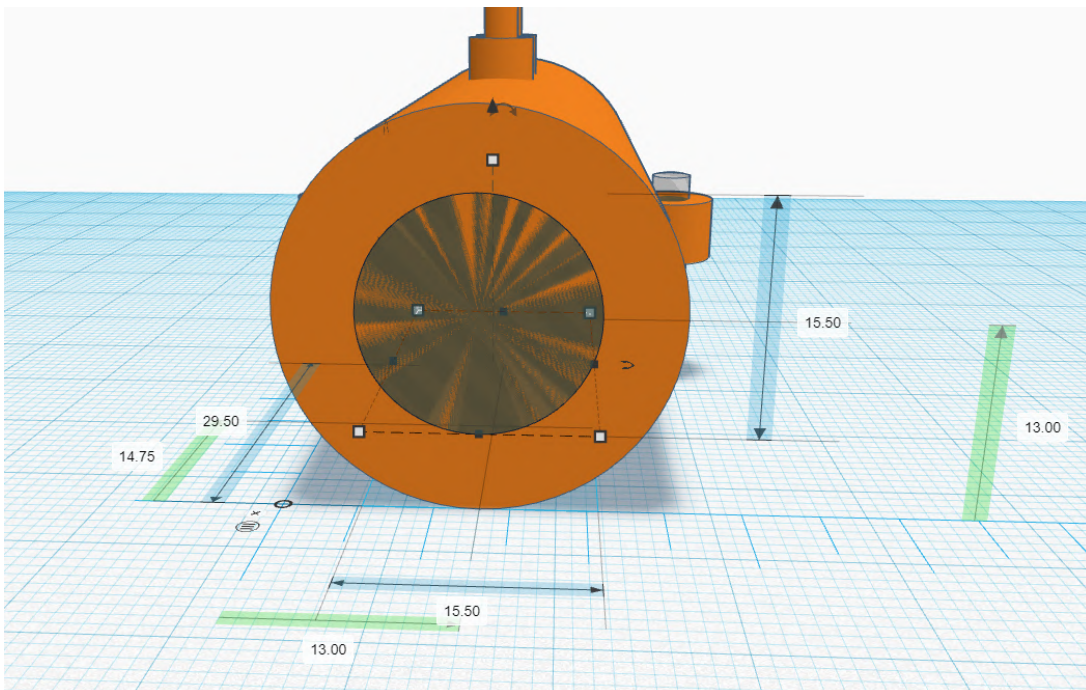


Figura 9: diámetro interno trasero.

Especificación Técnica

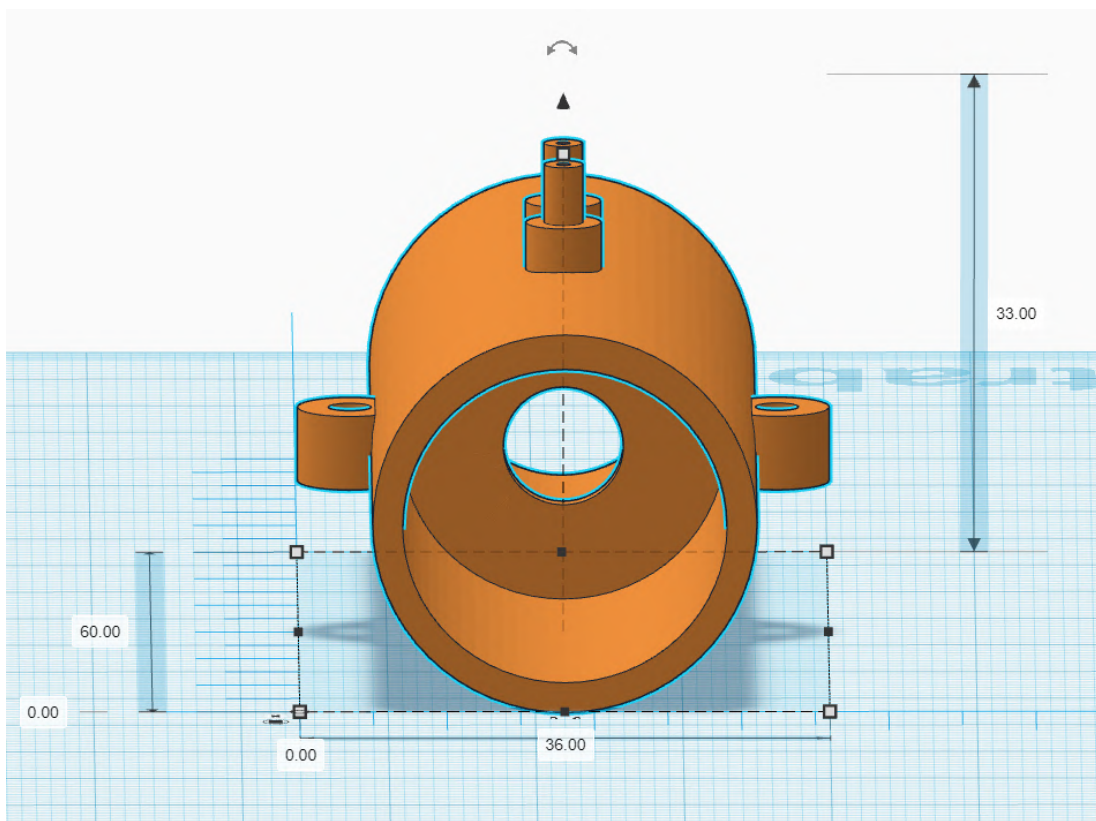


Figura 10: pieza completa, plano frontal.

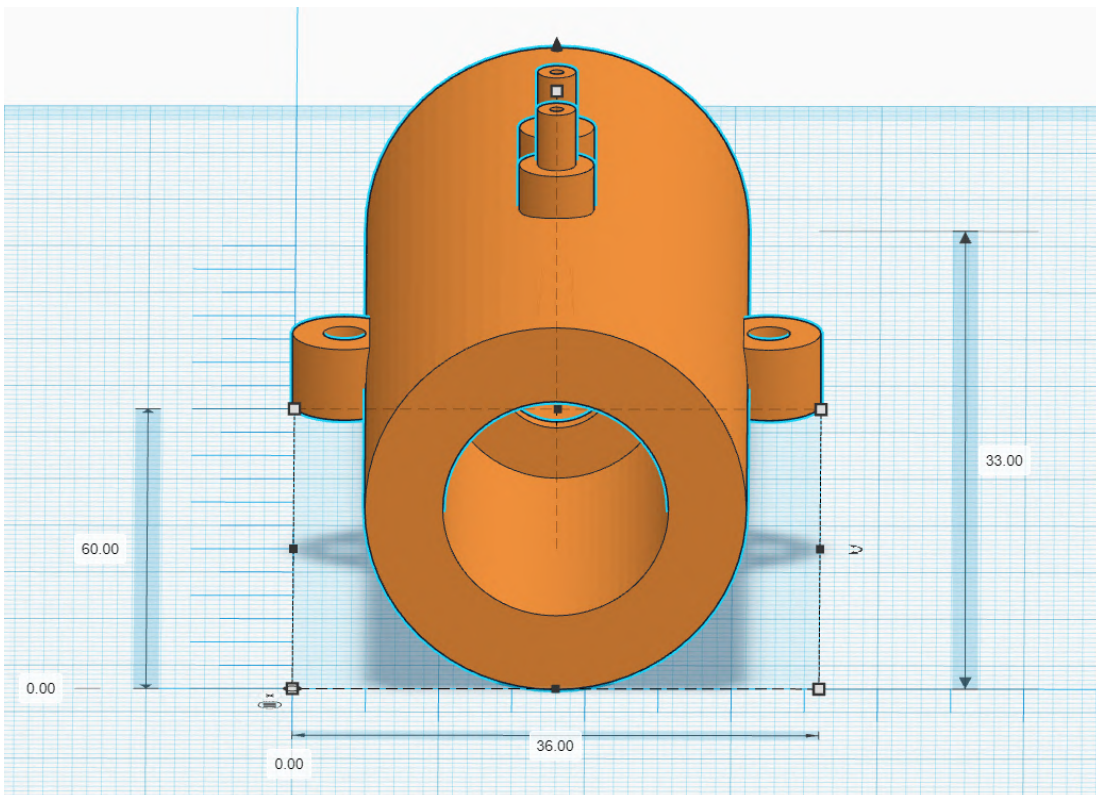


Figura 11: pieza completa, plano trasero.

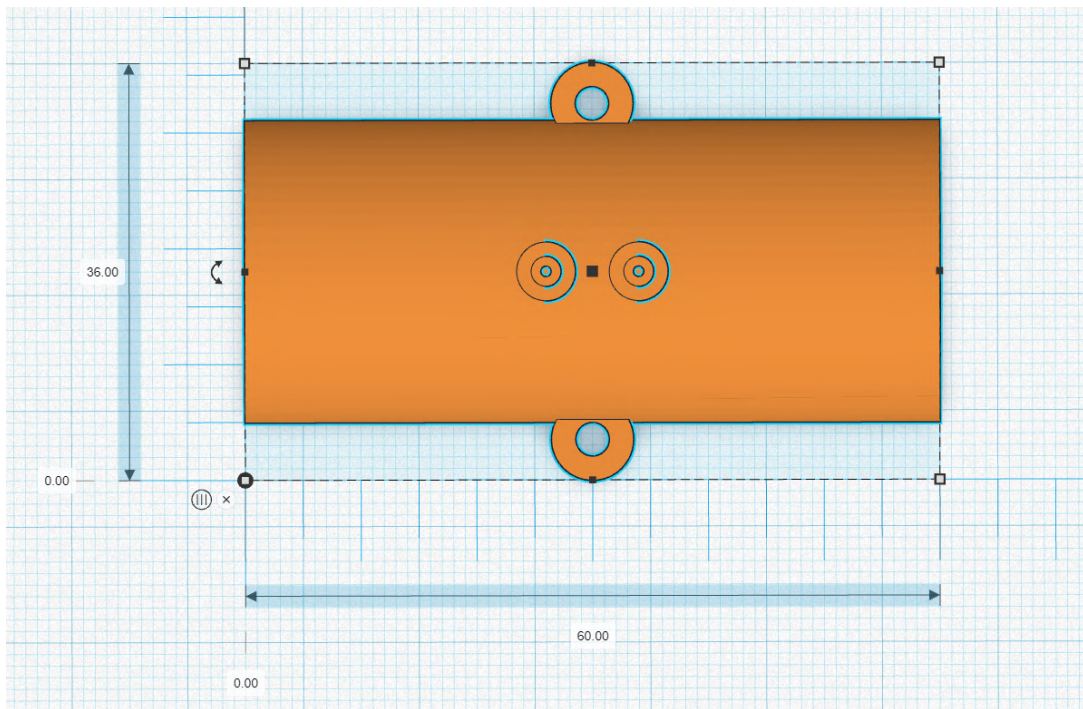


Figura 12: pieza completa, plano alzado.

2.2. Carcasa

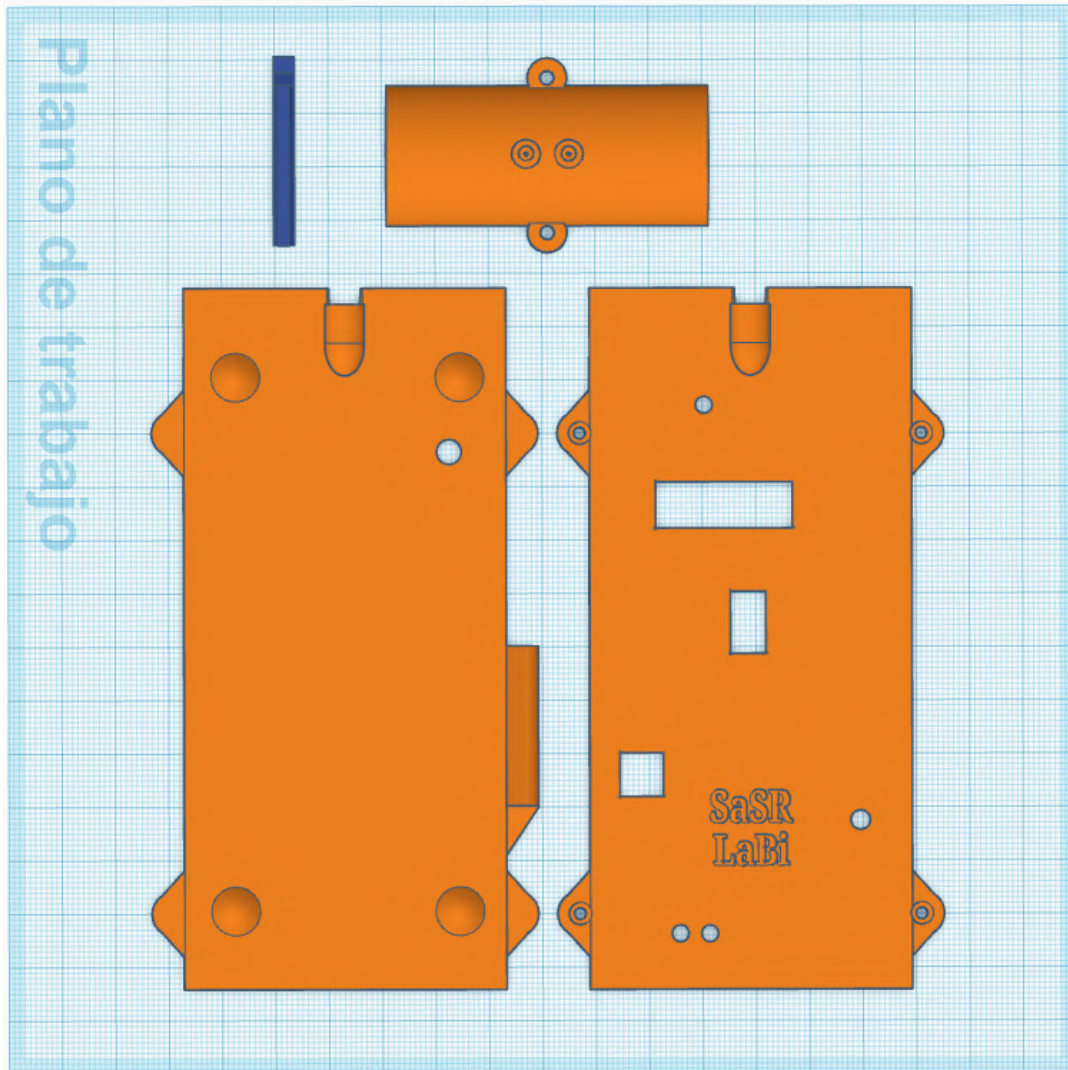


Figura 13: carcasa completa con tubo y pin, vista frontal.

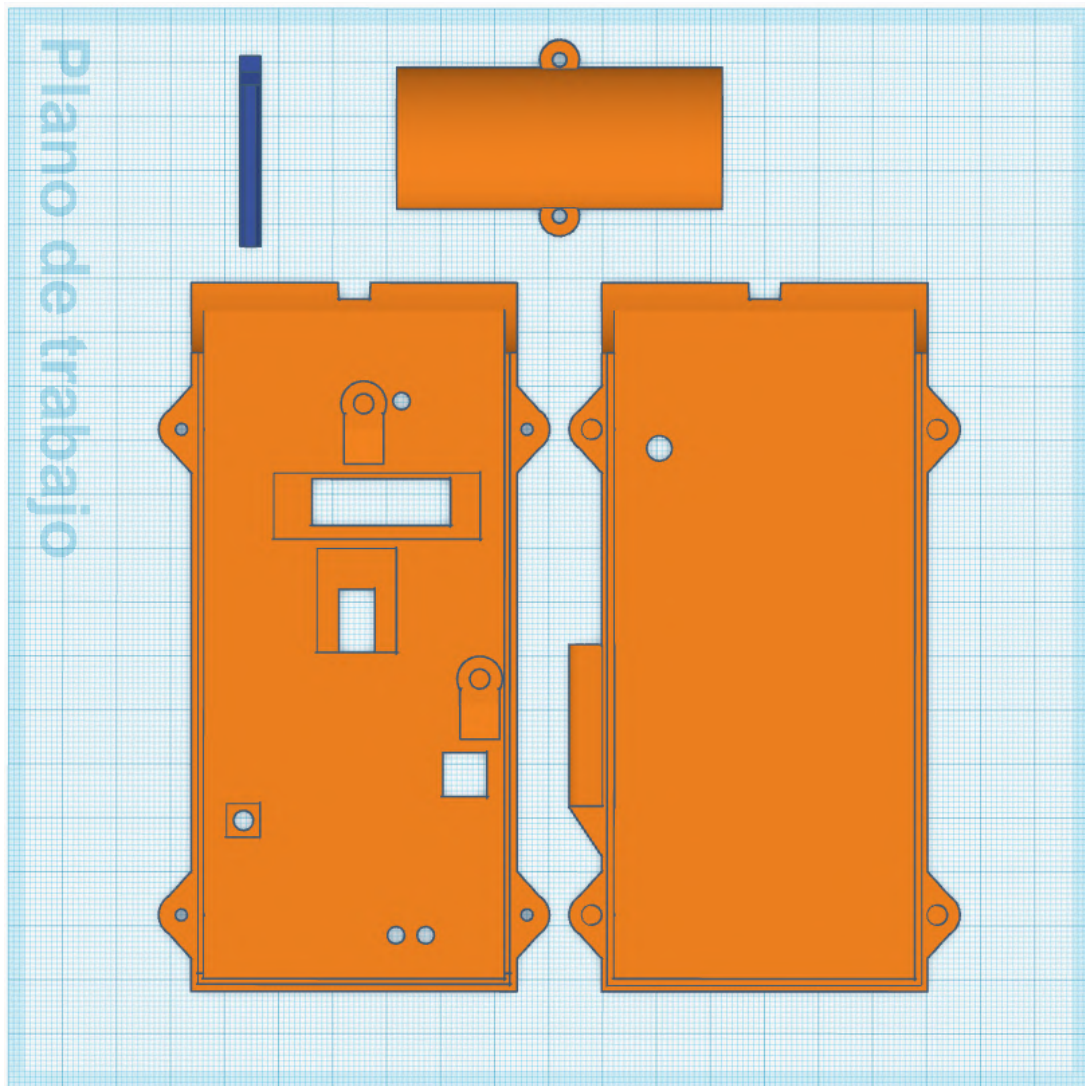


Figura 14: vista frontal.

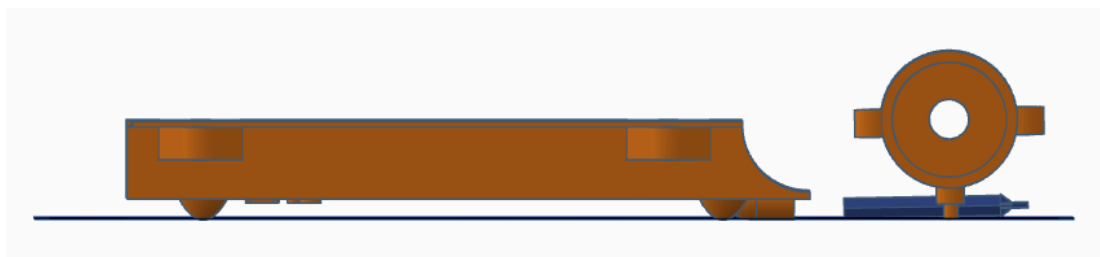


Figura 15: vista lateral derecha.

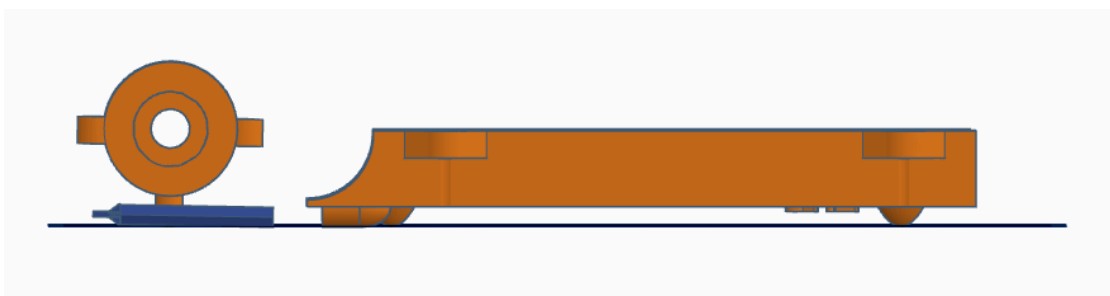


Figura 16: vista lateral izquierda.

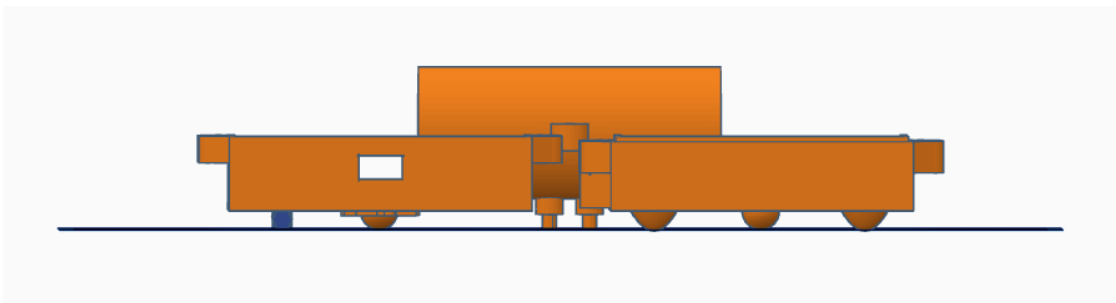


Figura 17: vista inferior.

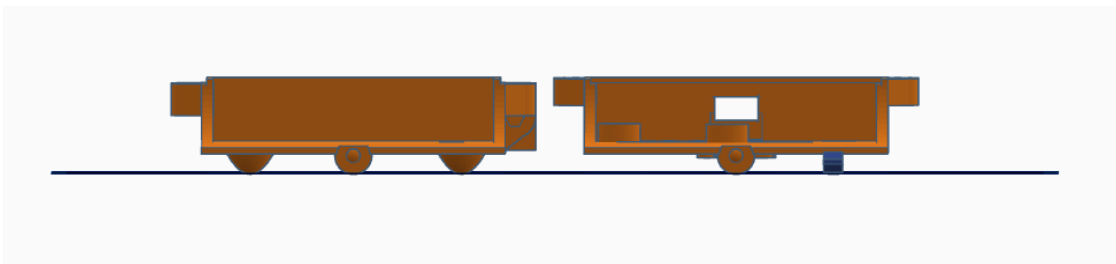


Figura 18: vista superior.

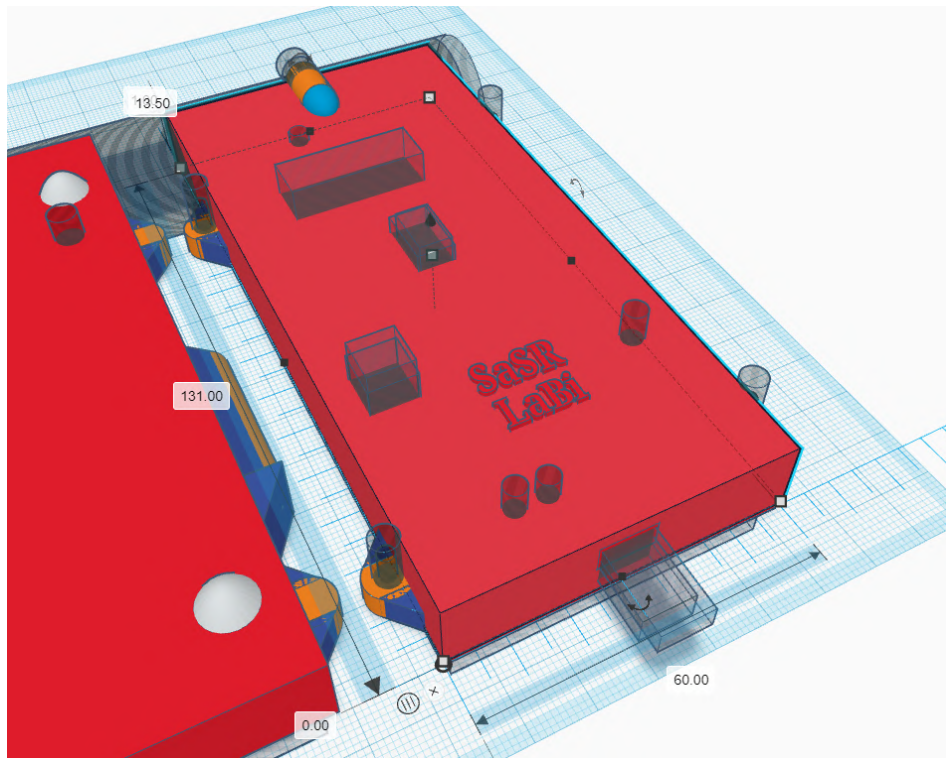


Figura 19: medidas cara frontal de la carcasa.

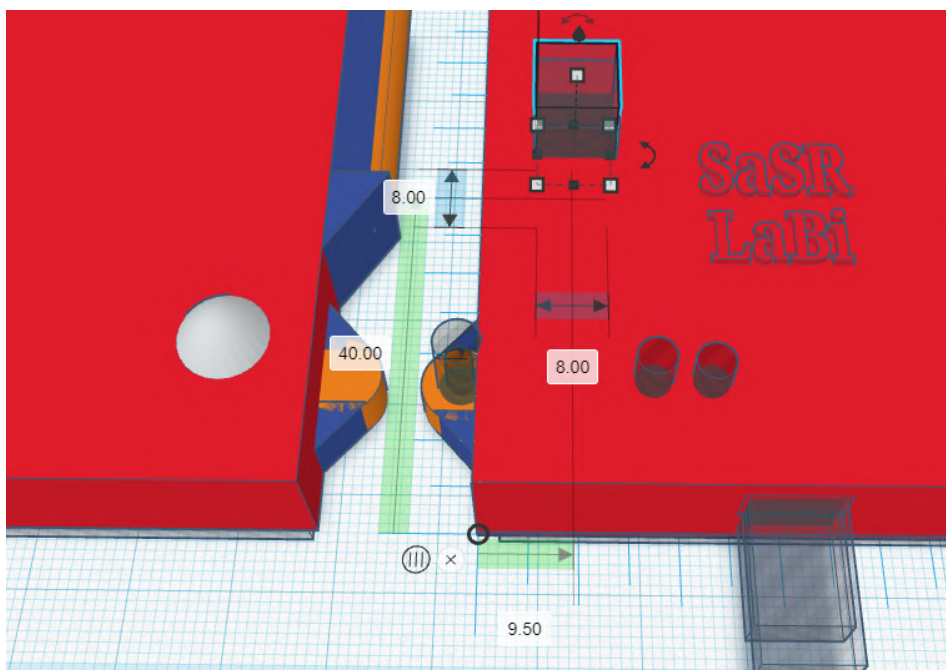


Figura 20: corte botón de encendido.

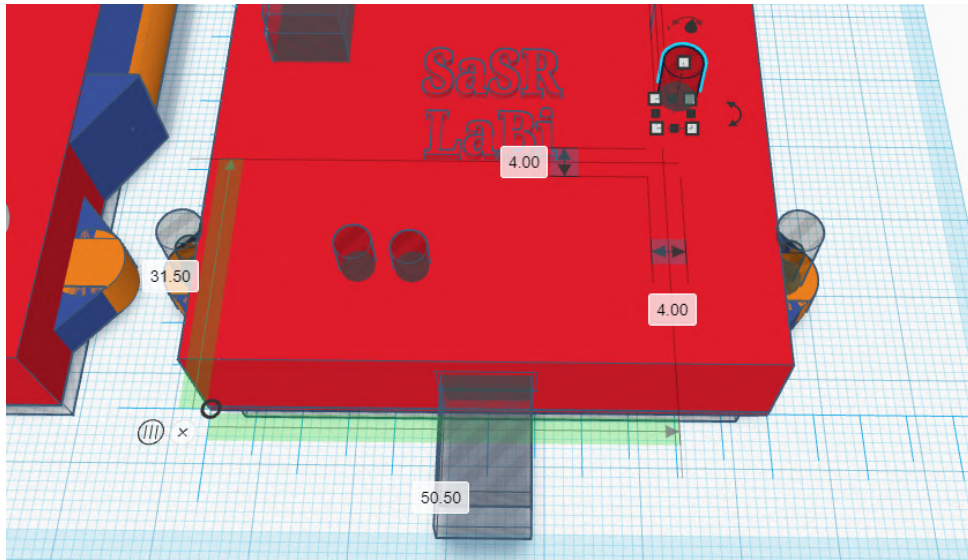


Figura 21: corte botón reset.

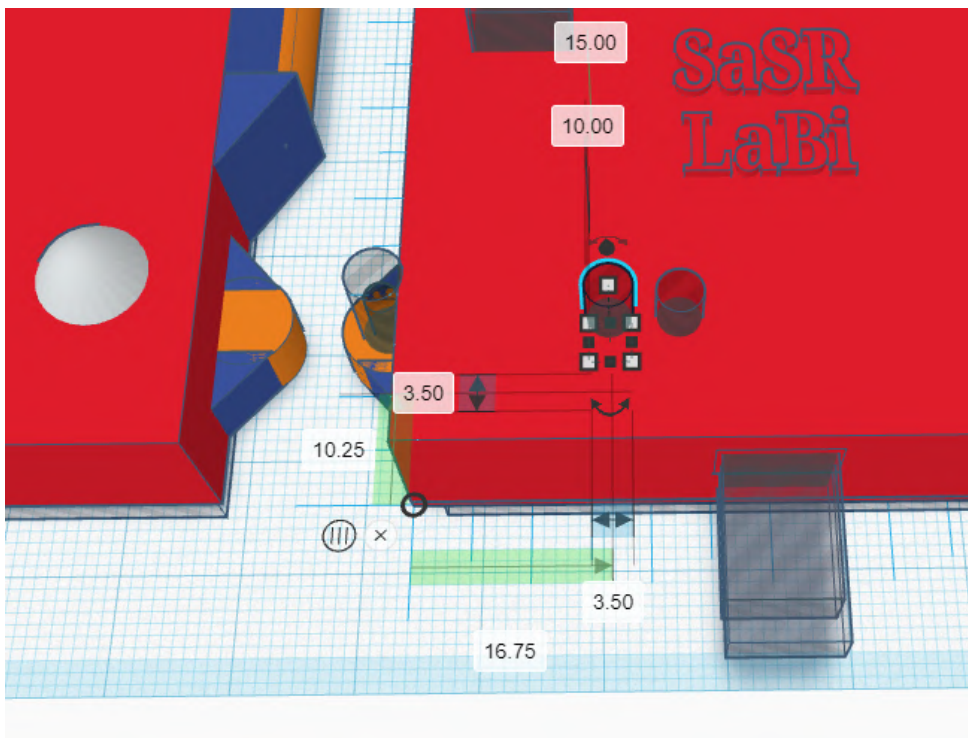


Figura 21: corte LED carga 1.

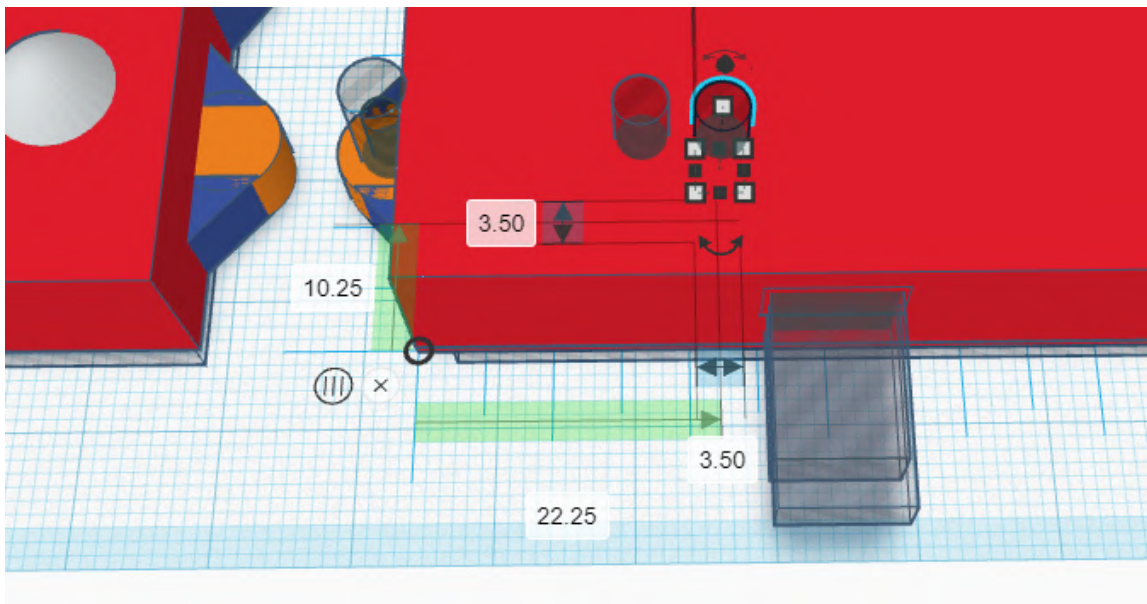


Figura 22: corte LED carga 2.

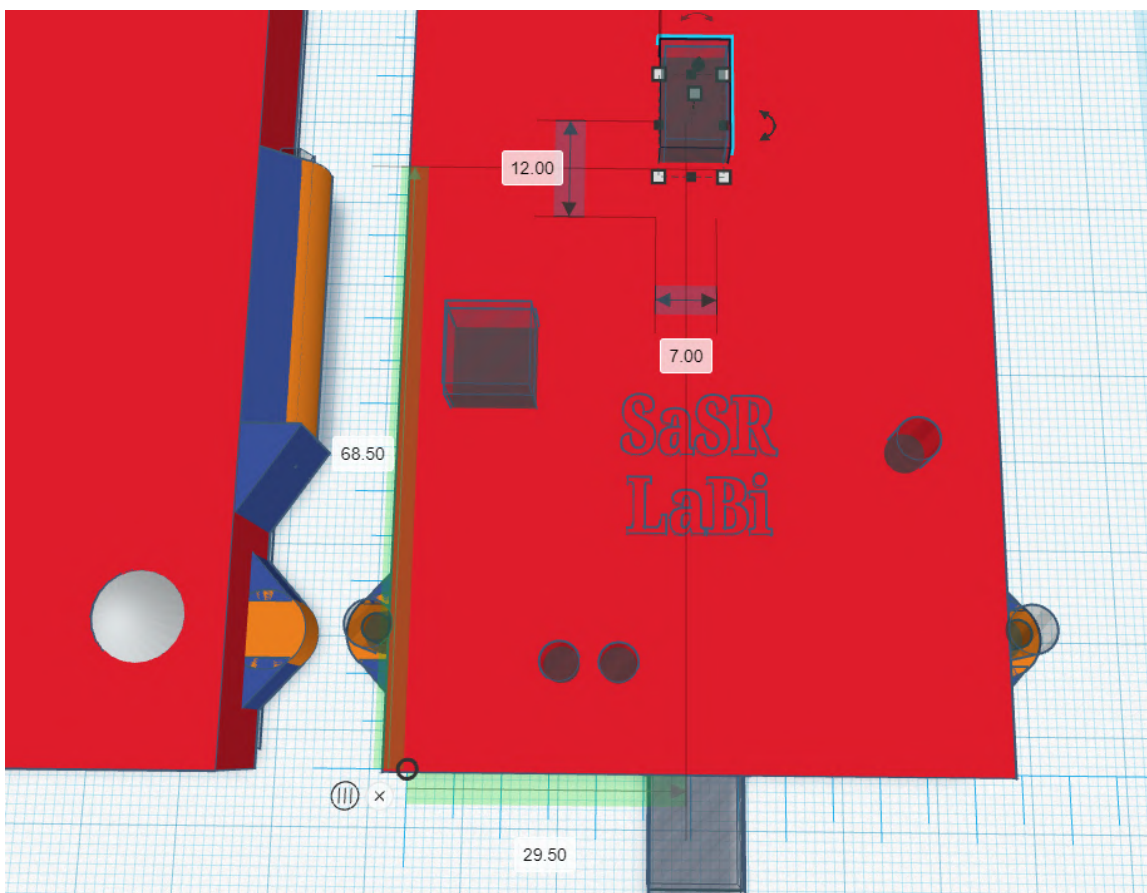


Figura 23: corte sensor de oximetría de pulso.

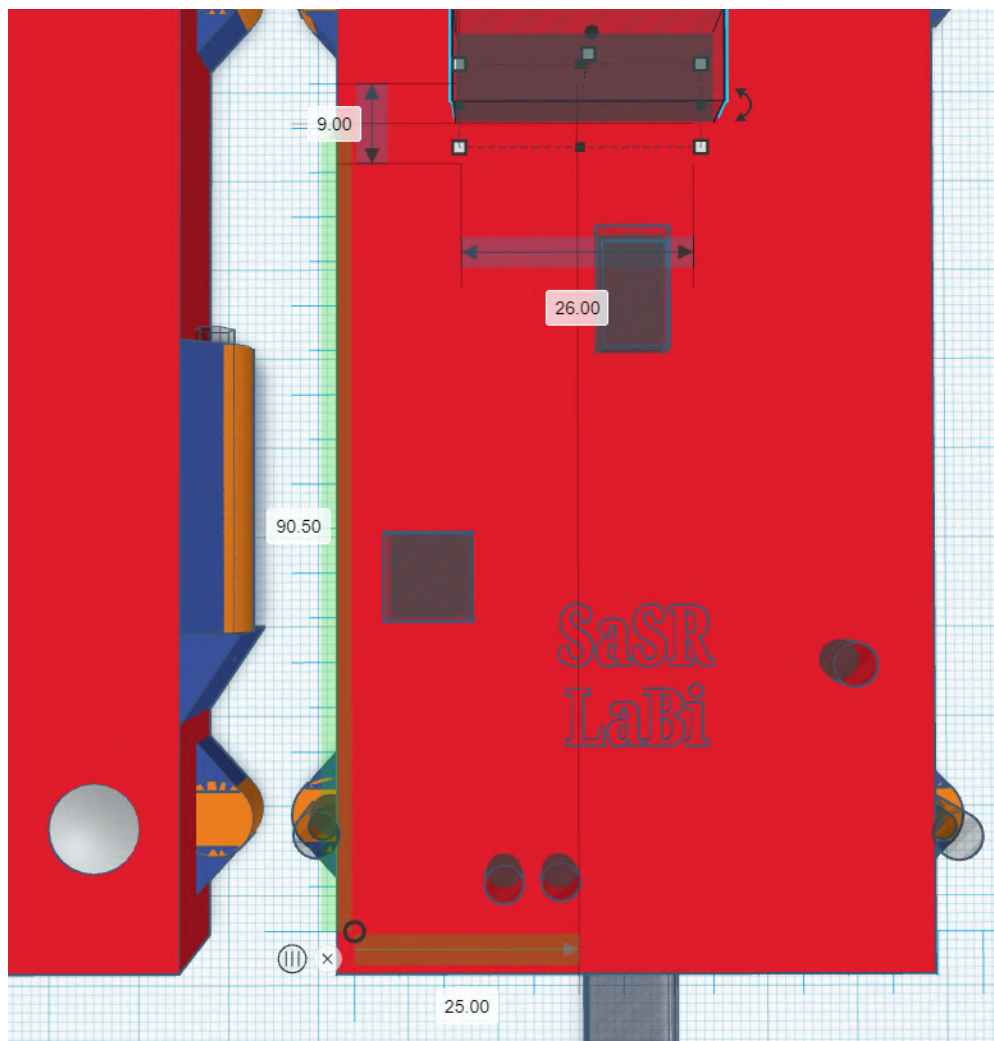


Figura 24: corte display OLED.

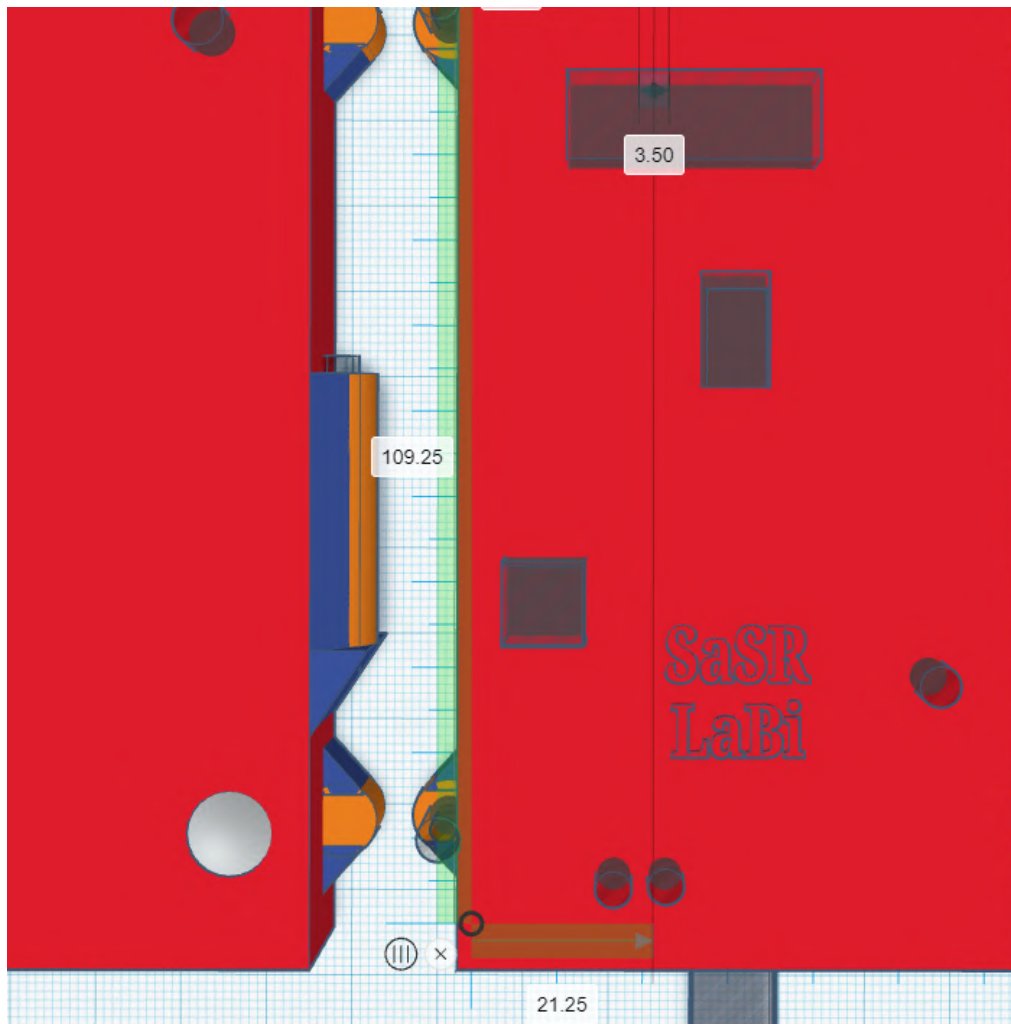


Figura 25: corte LED de encendido.

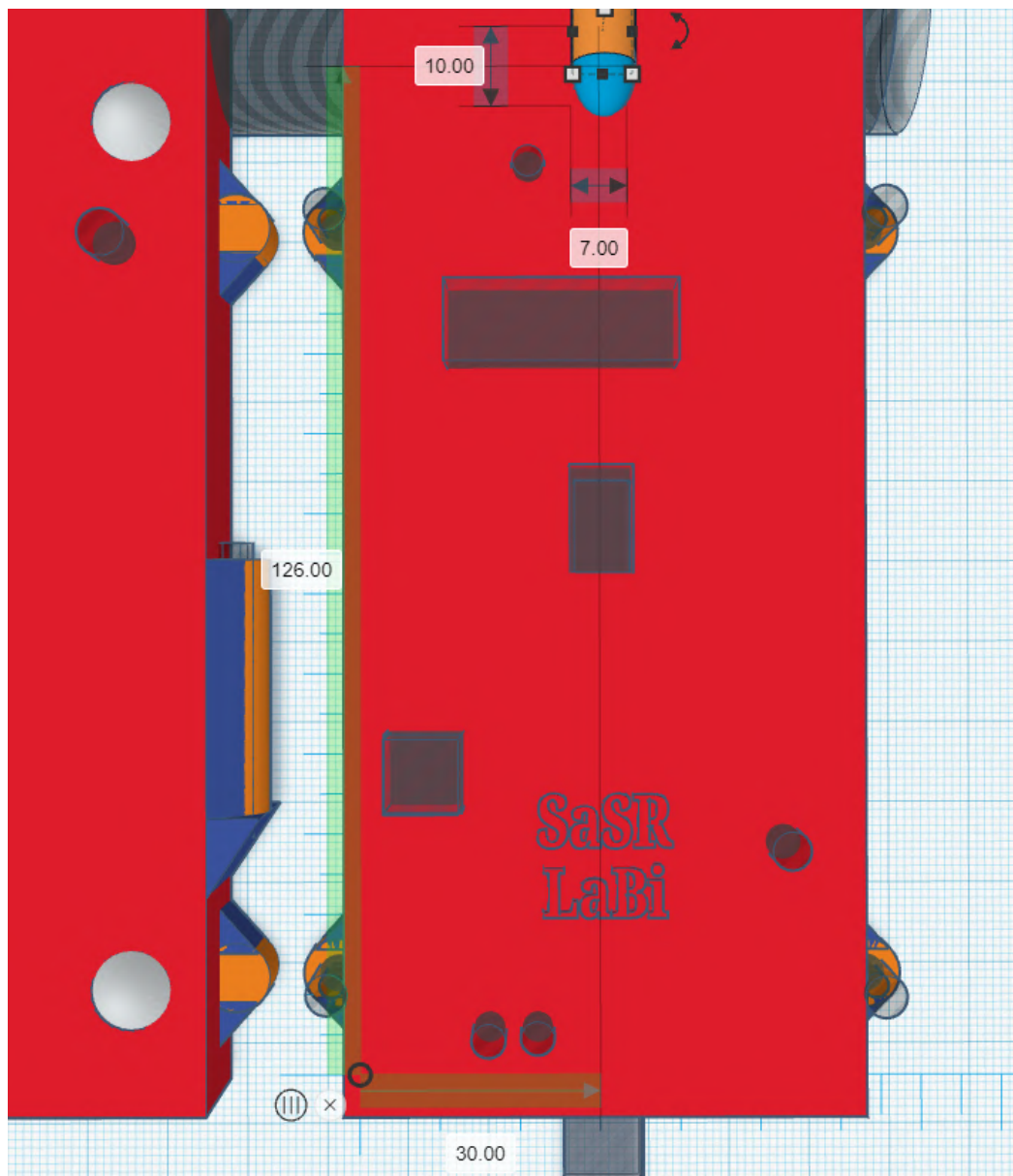


Figura 26: soporte para atornillar el tubo.

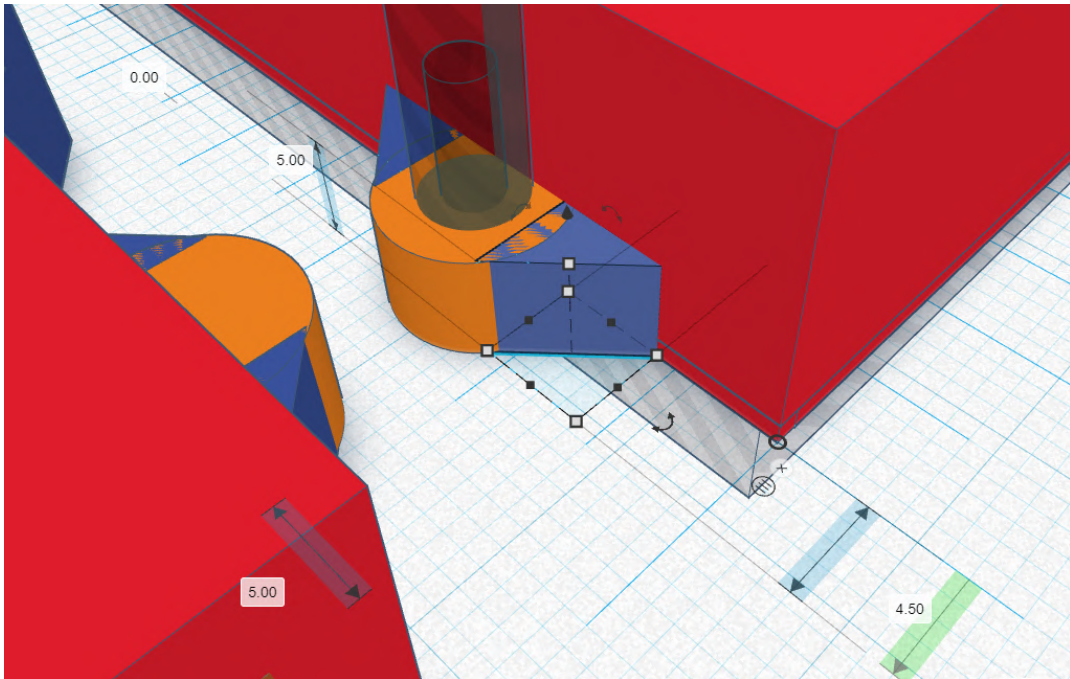


Figura 27: pieza 1 soporte para ensamblado.

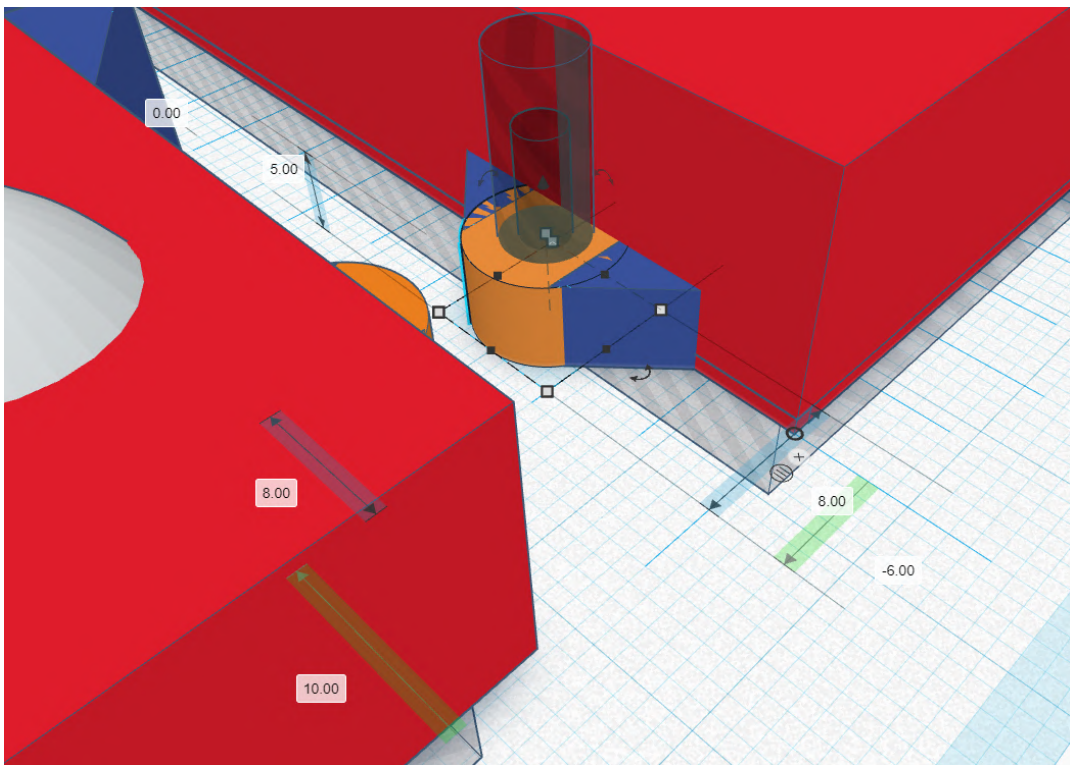


Figura 28: pieza 2 soporte para ensamblado.

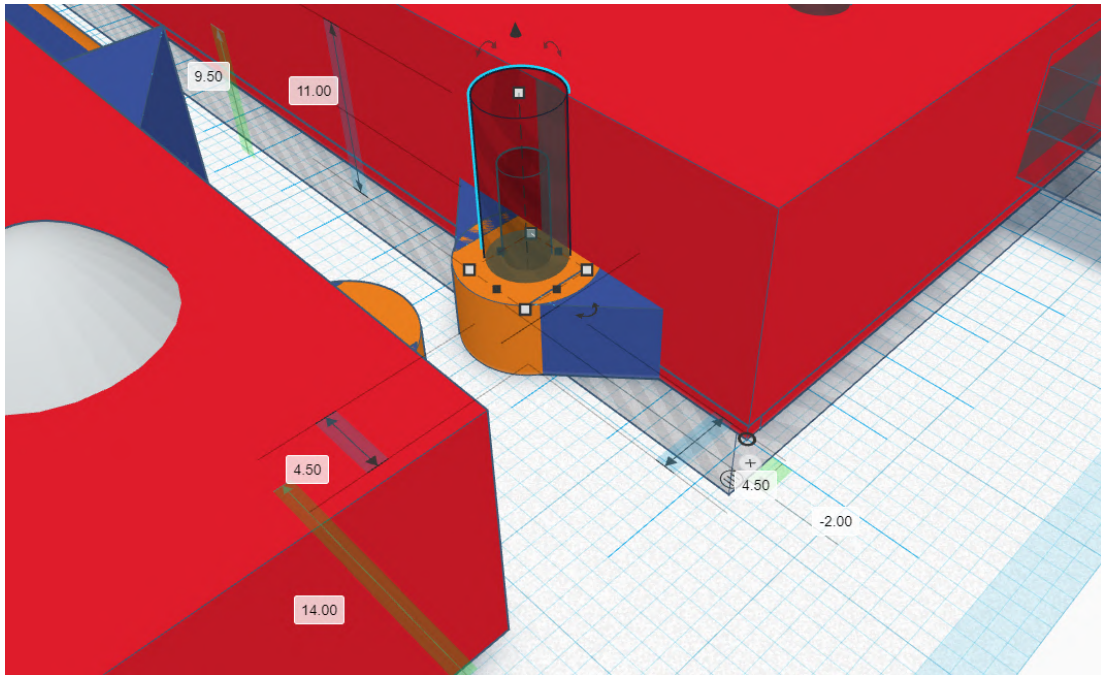


Figura 29: perforación para cabeza del tornillo.

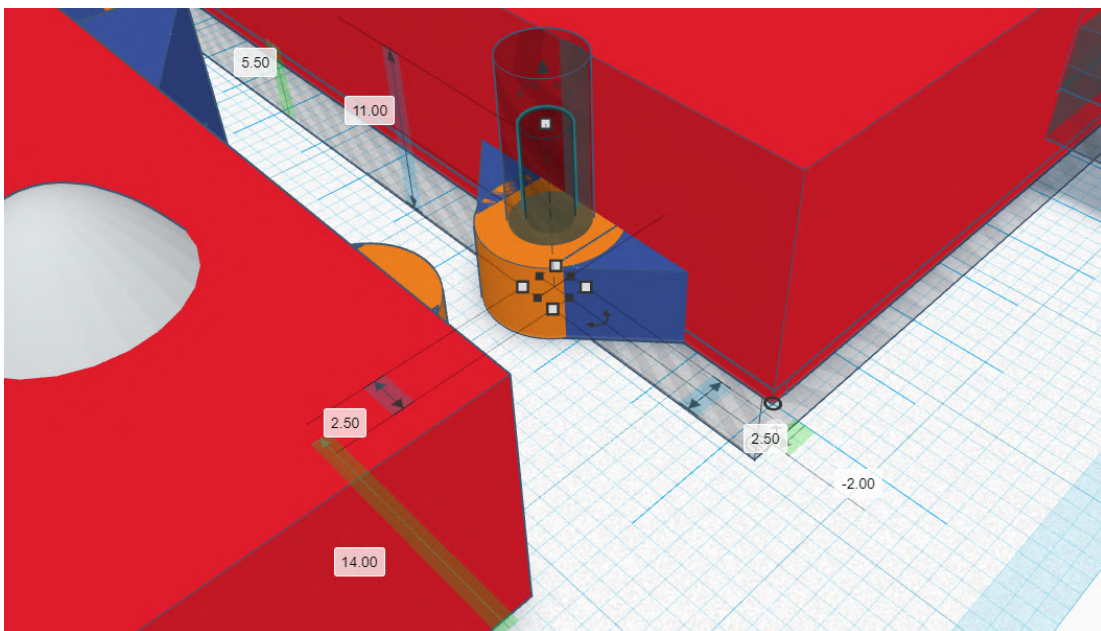


Figura 30: perforación para rosca del tornillo.

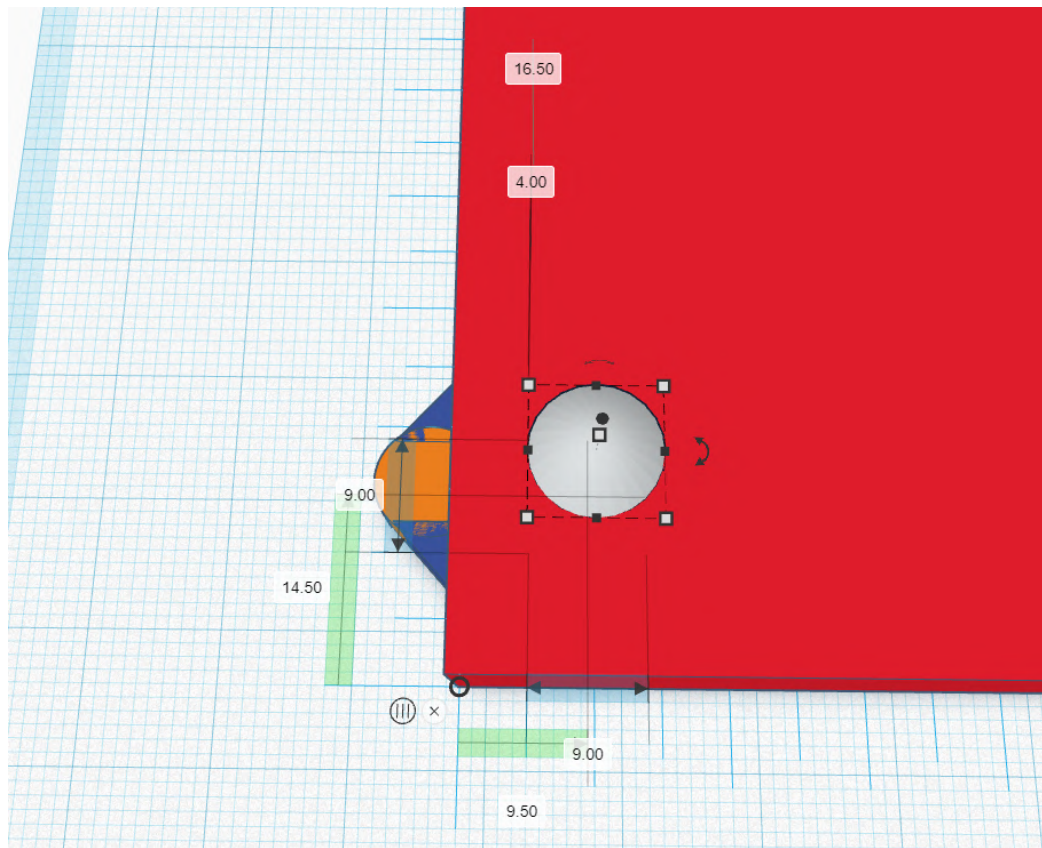


Figura 31: soporte base.

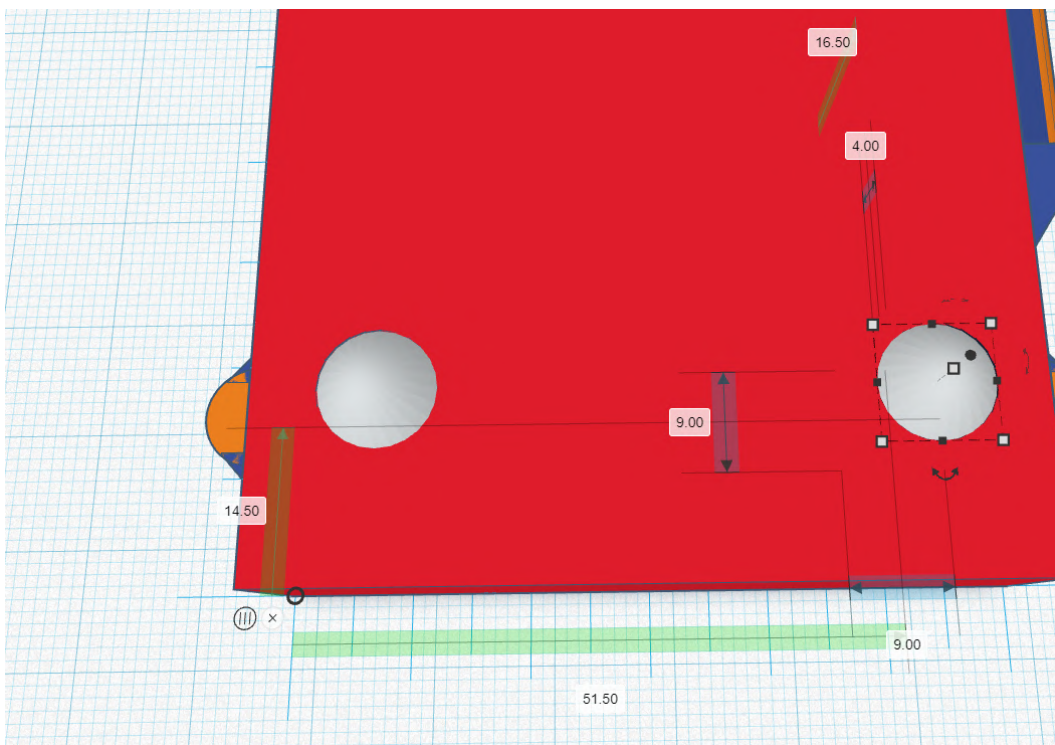


Figura 32: soporte base 2.

2.3. Pin

El pin se utilizará para ajustar el potenciómetro de calibración del adquisidor de señales.

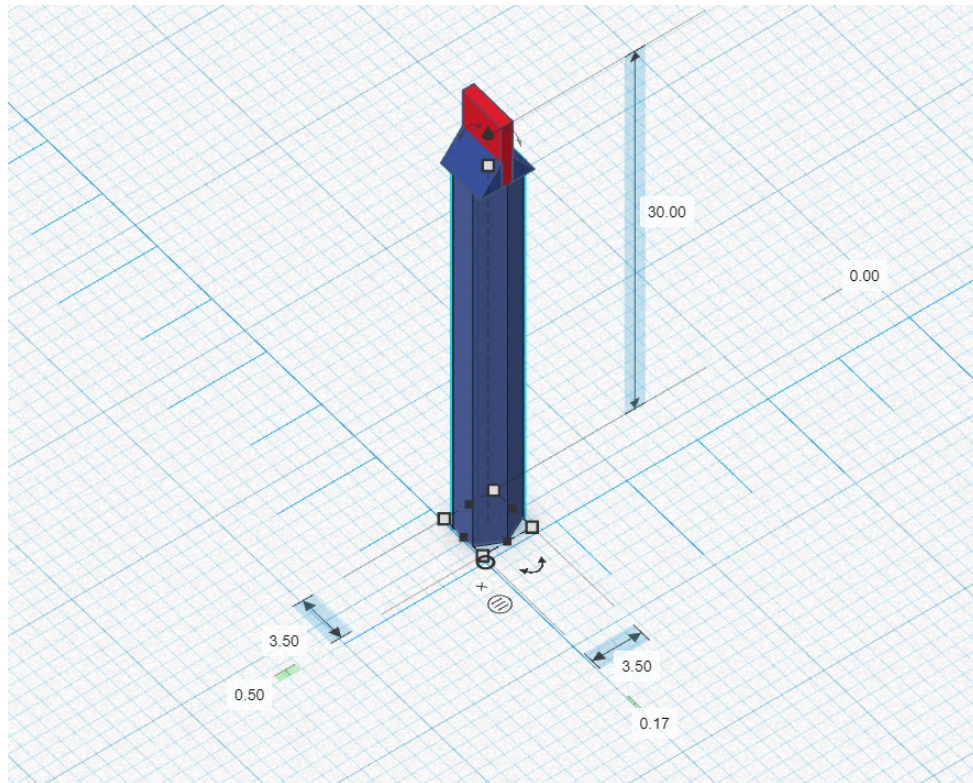


Figura 33: pieza 1, vista isométrica.

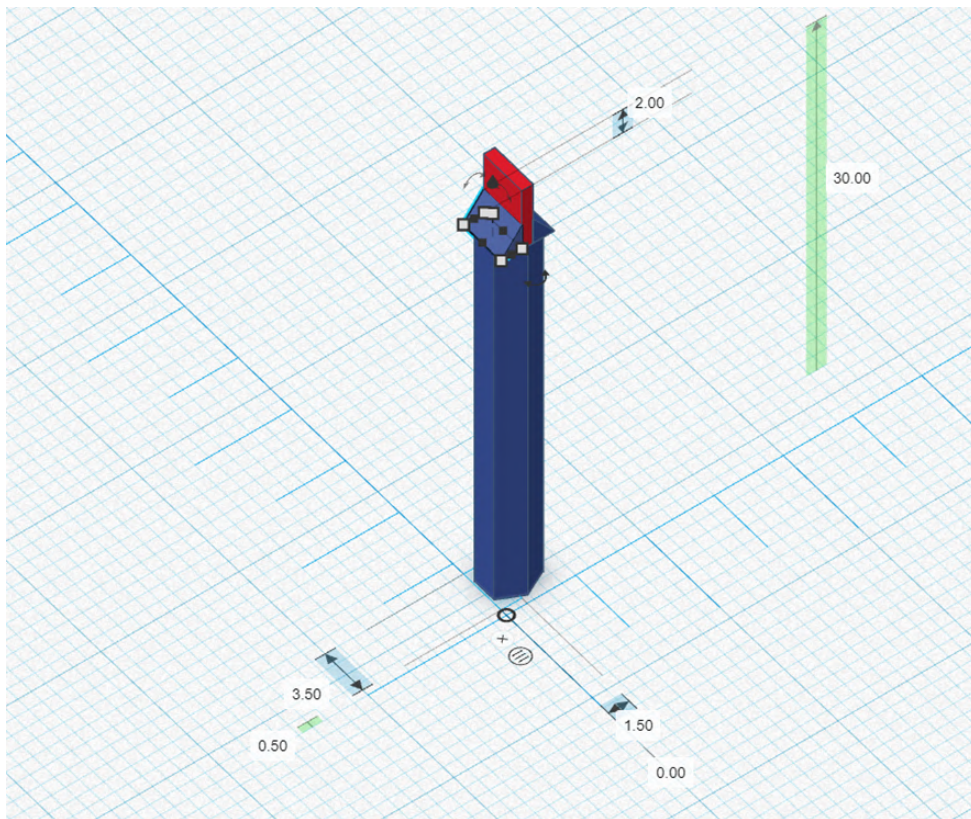


Figura 34: pieza 2, vista isométrica.

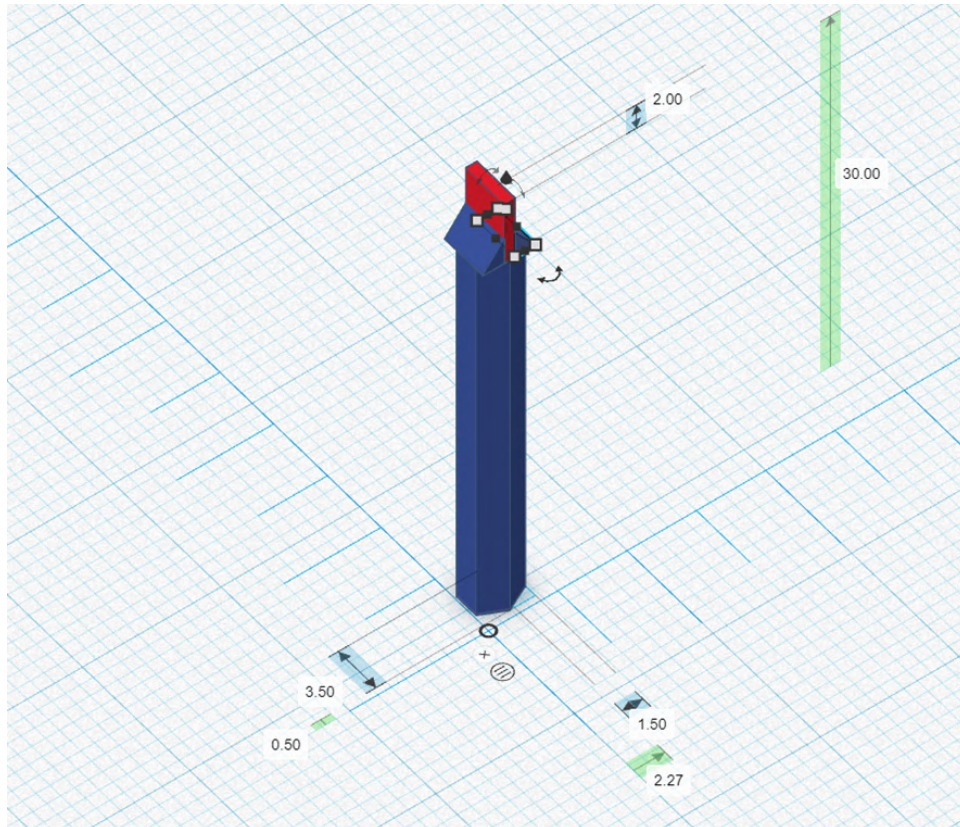


Figura 35: pieza 3, vista isométrica.

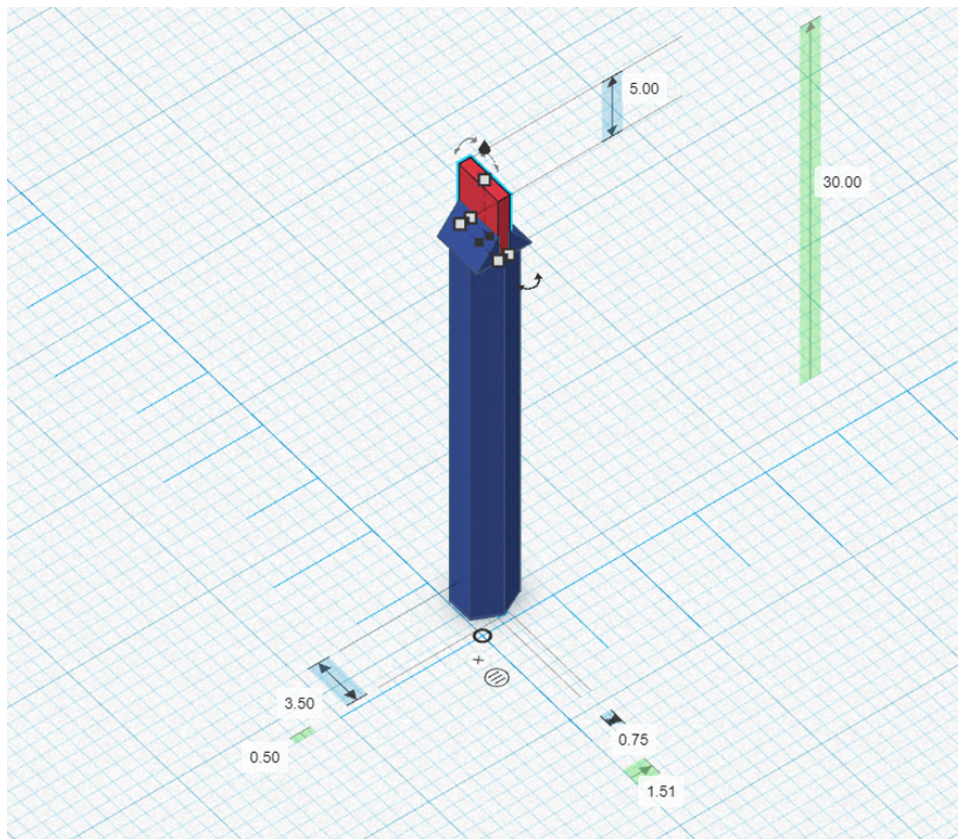


Figura 36: pieza 4, vista isométrica.

3. PCB del dispositivo

3.1. Listado de componentes

Microcontrolador Wroom-32 y comunicación USB

Componente	Valor/código	Encapsulado	Cantidad
Diodo	1N5819HW	SOD123	1
Driver USB-UART	CH340G	SOIC-16	1
Regulador LDO	DS1117	SOT-223	1
Modulo ESP32	Wroom-32	38 Pines propietario	1
Capacitor cerámico	0.1uF	SMD	1
Capacitor cerámico	100nF	SMD	1
Capacitor cerámico	10uF	SMD	3
Capacitor de	100uF	SMD	1

Especificación Técnica

tantalio			
Resistor cerámico	470Ω	SMD	4
Resistor cerámico	1KΩ	SMD	1
Resistor cerámico	12KΩ	SMD	4
Resistor cerámico	27KΩ	SMD	1
Resistor cerámico	100KΩ	SMD	1
Conector Micro USB	-	-	1
Interruptor	-	SMD	2
LED	Rojo/Azul	Común 3mm	2
Transistor NPN	S8050 (J3Y)	SOT-23	2

Módulo de carga de batería BMS

Componente	Valor/código	Encapsulado	Cantidad
Cargador lineal Li-Ion	4056H	SOP-8	1
MOSFET-N doble	8205A	TSSOP-8	1
IC de Protección de Batería	DW01A	SOT-23-6	1
Resistor cerámico	1KΩ	SMD	3
Resistor cerámico	1.2KΩ	SMD	1
Resistor cerámico	100Ω	SMD	1
Capacitor cerámico	100nF	SMD	2
Capacitor cerámico	10uF	SMD	1
Led	Rojo	SMD	1
Led	Azul	SMD	1

Convertidor Boost

Componente	Valor/código	Encapsulado	Cantidad
Convertidor DC-DC	MT3608	SOT-23	1
Diodo Schottky	SS34	DO-214	1
Inductor	22uH	SMD	1
Capacitor cerámico	22uF	SMD	2
Capacitor cerámico	100nF	Through-hole	1
Trimpot	3396W-105	Through-hole	1
Resistor cerámico	2.2K Ω	SMD	1
Capacitor electrolítico	470uF	Through-hole	1
Capacitor electrolítico	1500uF	Through-hole	1

Sensor de oximetría de pulso MAX30102

Componente	Valor/código	Encapsulado	Cantidad
Sensor de oximetría	MAX30102	DIP	1

Sensor de presión diferencial + filtro

Componente	Valor/código	Encapsulado	Cantidad
Sensor de presión dif.	ASDX AC001PDAA5	DIP8	1
Resistor cerámico	1K Ω	SMD	3
Resistor cerámico	27K Ω	SMD	1
Capacitor cerámico	270nF	SMD	1
Amplificador operacional	LM358	DIP8	1

3.2. Esquemático completo

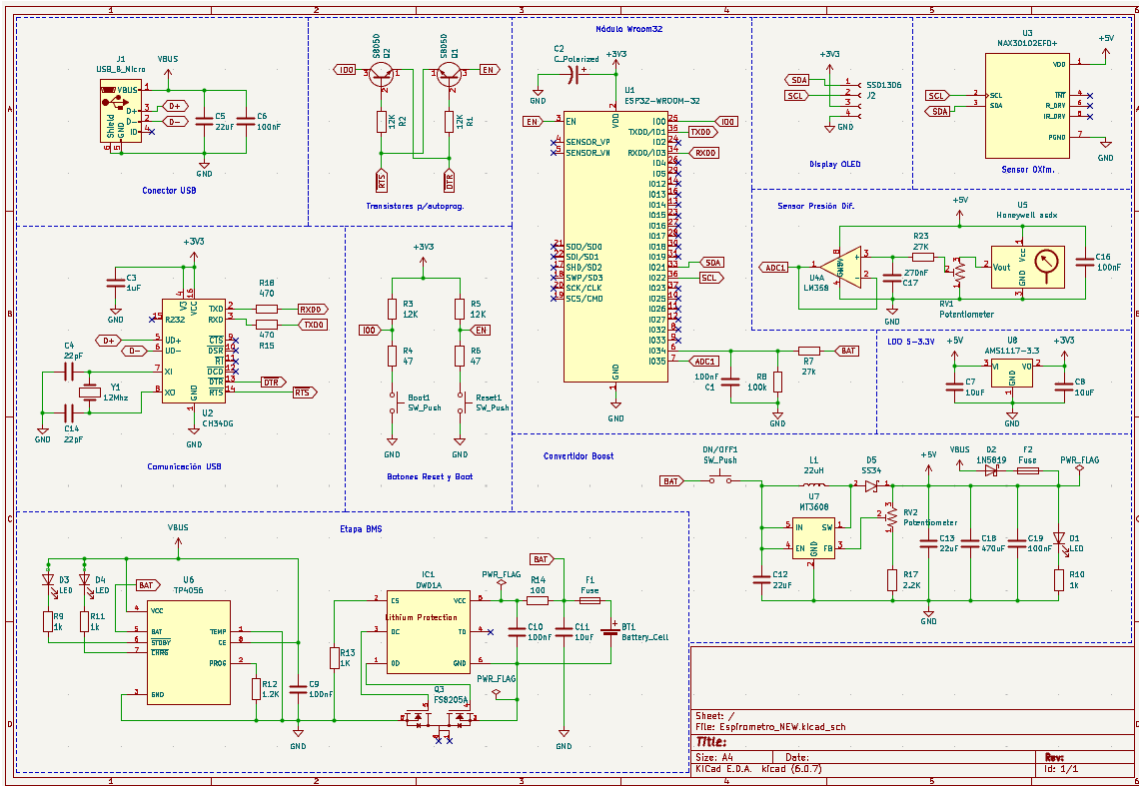


Figura 37: Diagrama esquemático.

Imagen en alta resolución: [Aquí](#).

3.3. Diseño del PCB

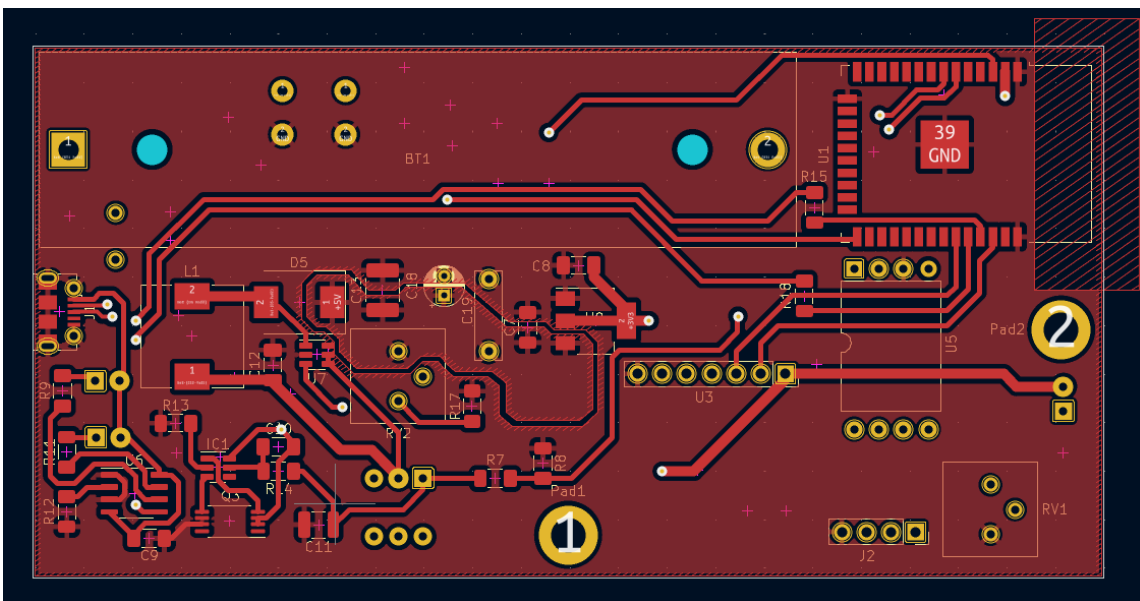


Figura 38: capa frontal.

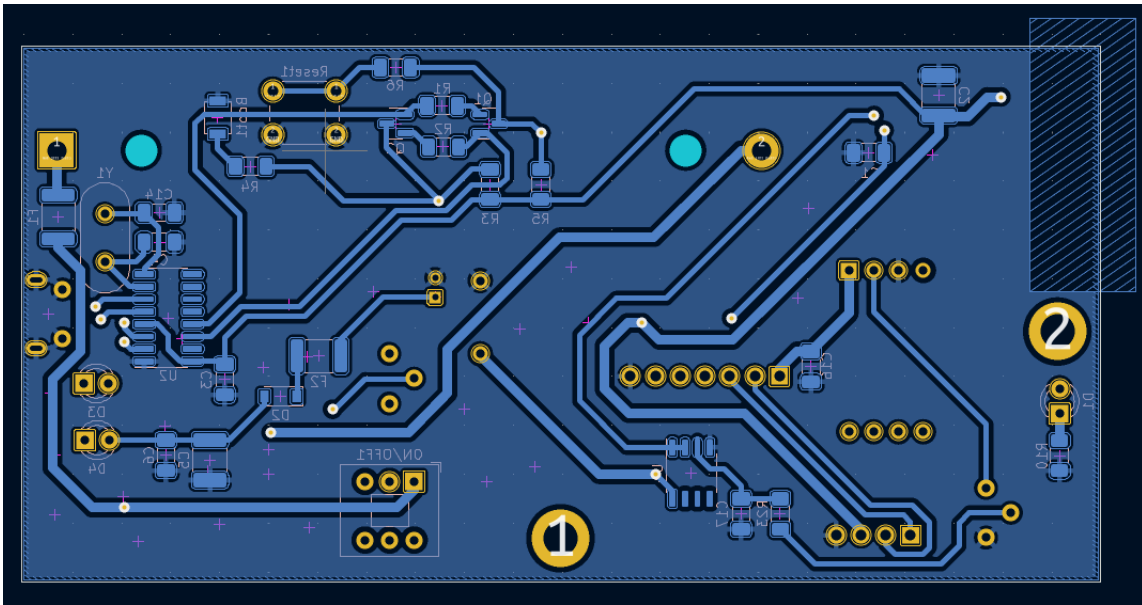


Figura 39: capa trasera.

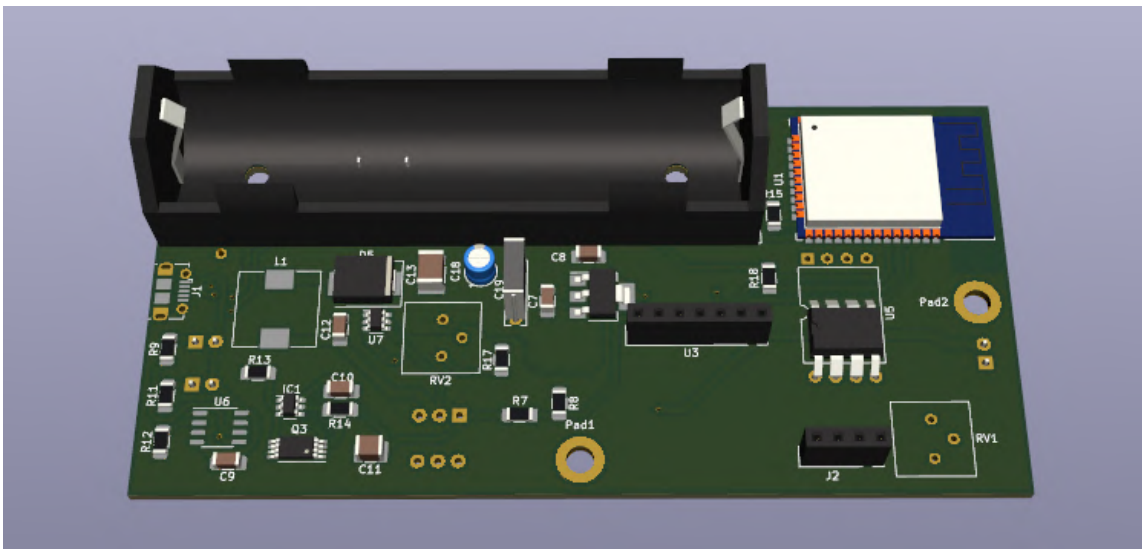


Figura 40: renderización 3D, vista frontal.

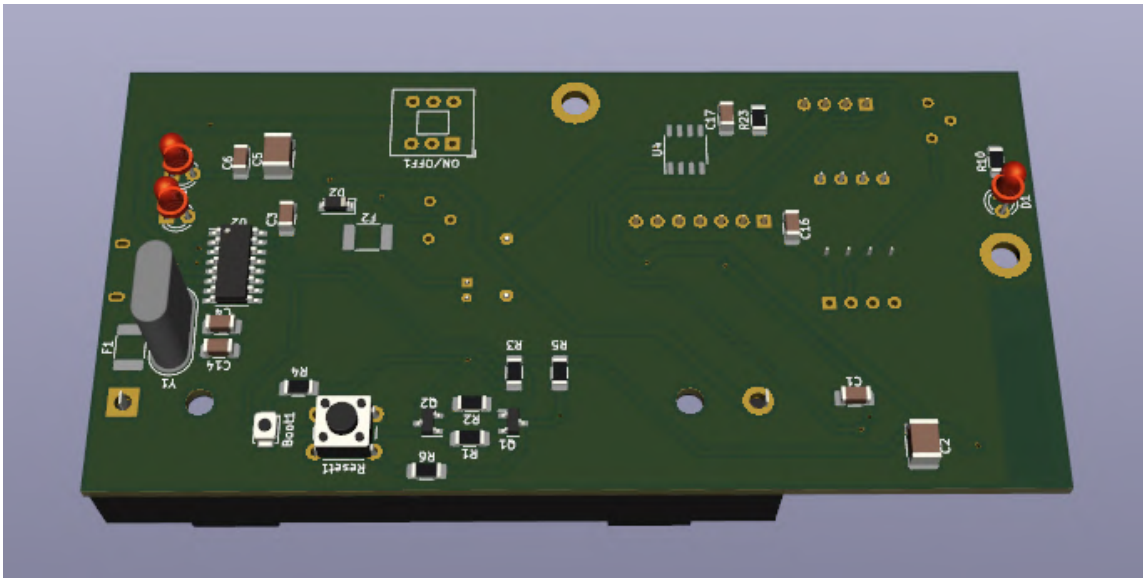
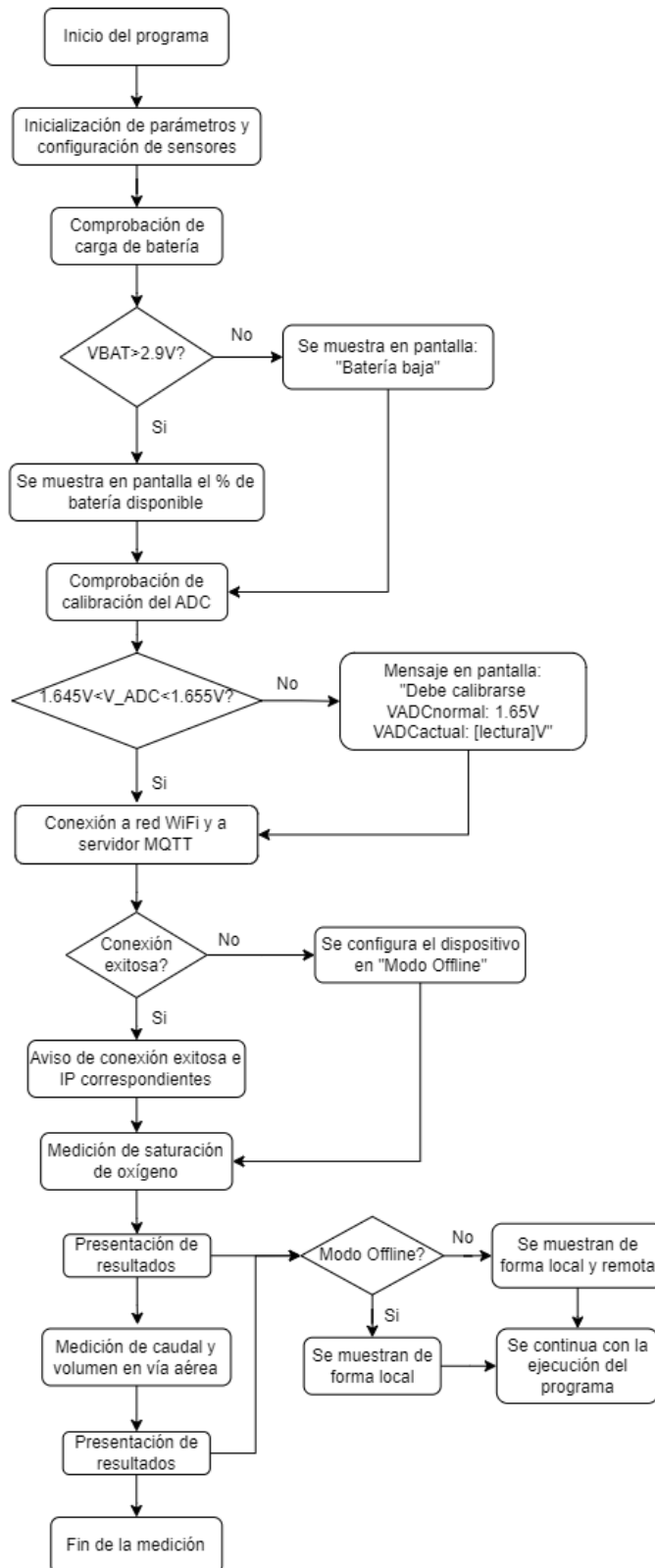


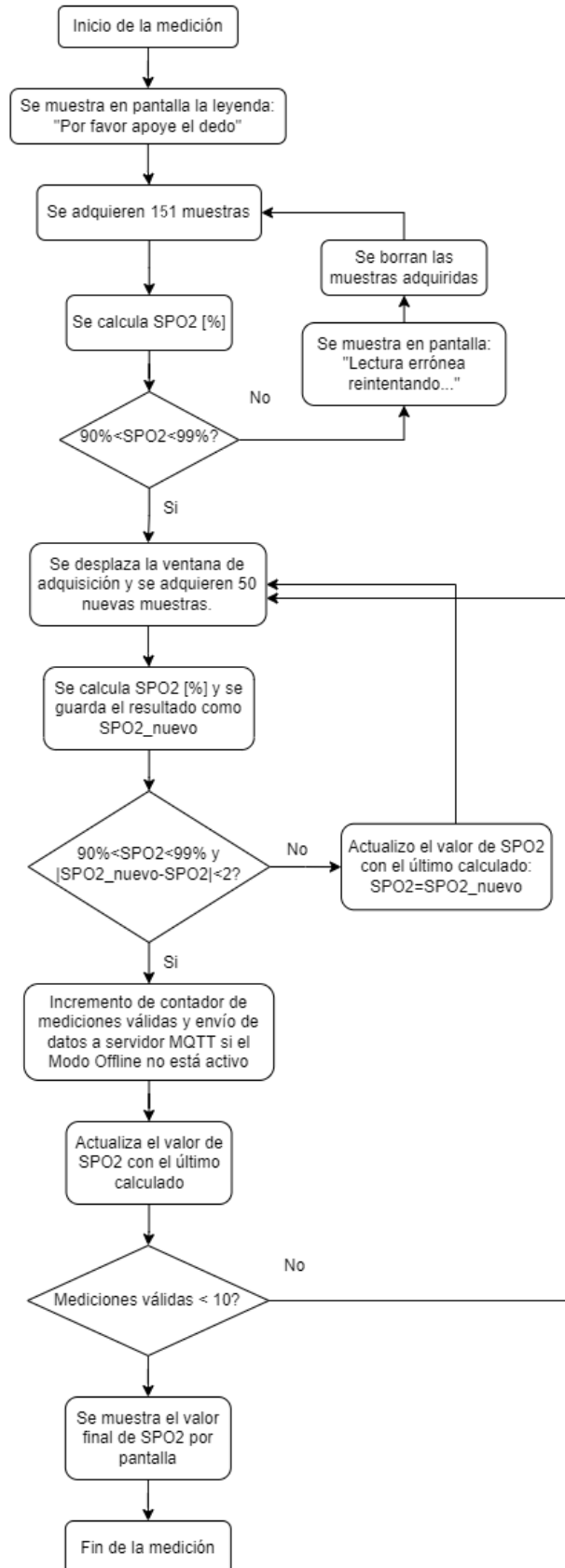
Figura 41: renderización 3D, vista trasera.

4. Firmware del dispositivo - Diagramas de flujo

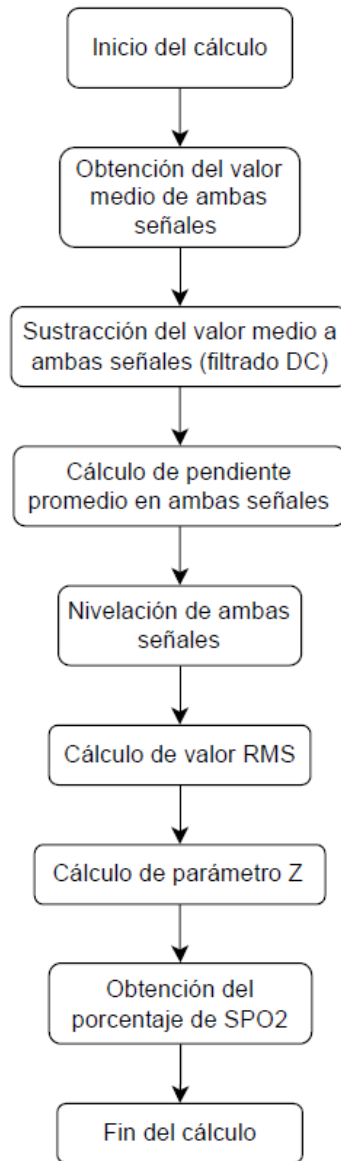
4.1. Programa completo



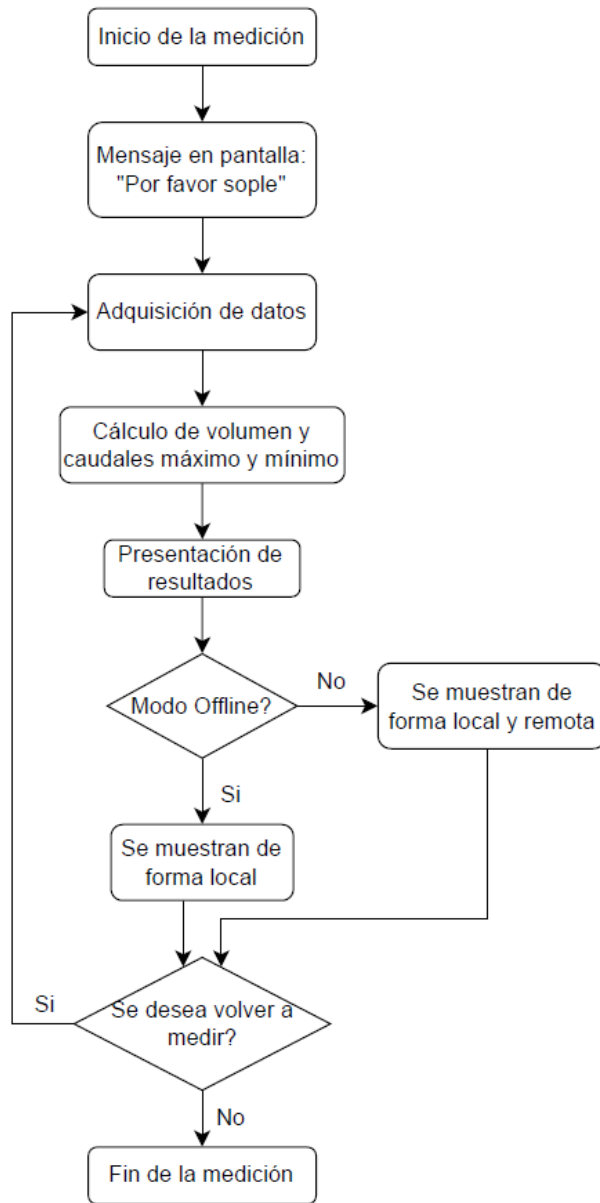
4.2. Oximetría



4.3. Cálculo SPO2



4.4. Espirometría



4.5. Interfaz NodeRED

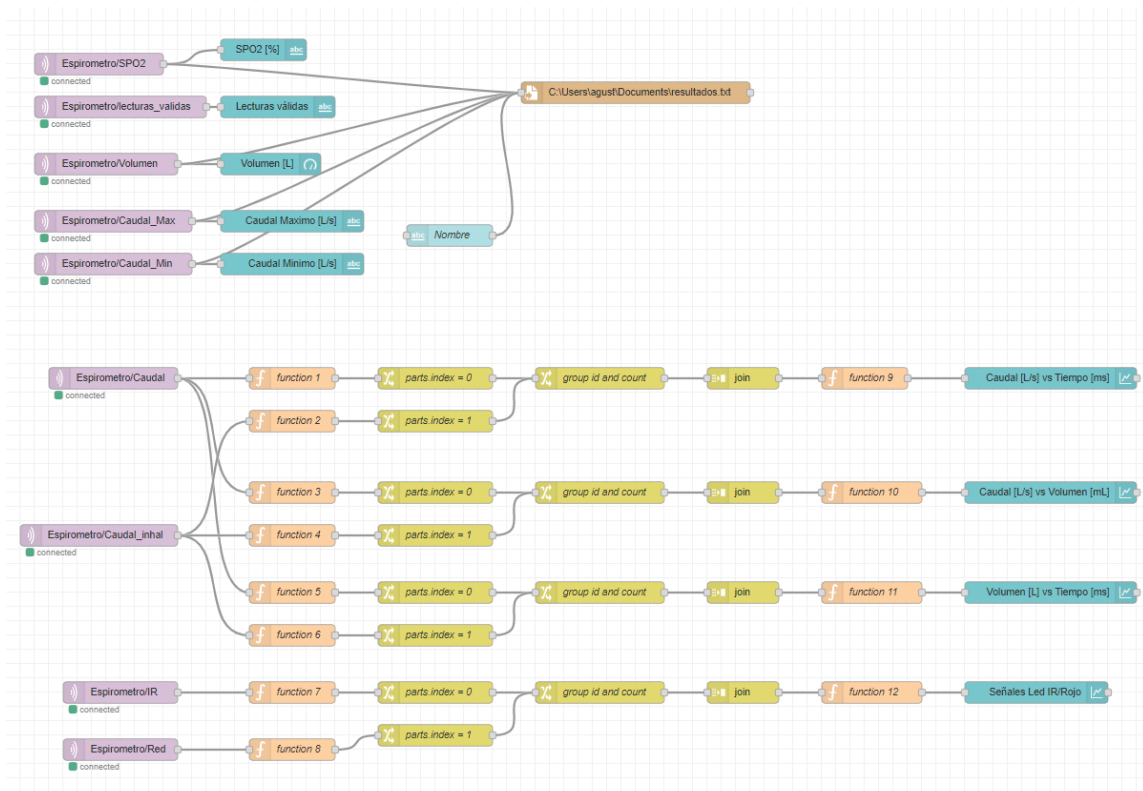


Figura 42: bloques de código, interfaz NodeRED.

Imagen en alta resolución: [Aquí](#).

Nota: los bloques *function* se utilizan para ordenar los datos en los ejes X e Y correspondientes y para definir sus etiquetas. Estos datos luego se etiquetan y se agrupan para finalmente poder representarlos en un mismo gráfico, tal y como sucede en los gráficos de caudal y señales LED rojo e infrarrojo.



Figura 43: dashboard de NodeRED.

3.5. Manual del Usuario

Manual del Usuario

Proyecto: “Sistema de adquisición de Señales Respiratorias”

Carrera: Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
09/04/2023	1.0	Versión inicial	Agustín Borgato
20/04/2023	1.1	Se agregó información adicional	Agustin Borgato

Índice

Resumen y especificaciones	3
1. Instalación del entorno	5
1.1 Instalación y configuración de Mosquitto	5
1.2 Uso de password en mosquitto	7
1.3 Instalación y configuración de NodeRED	7
1.4 Configuración de IP	10
2. Indicaciones de uso	15
2.1 Encendido	15
2.2 Calibración	15
2.3 Conectividad	17
2.4 Oximetría de pulso	18
2.5 Espirometría	21
2.6 Conexión a USB	23
2.7 Carga de batería	23
2.8 Uso de la interfaz NodeRED	25
2.9 Fallas posibles	26

Resumen y especificaciones

El prototipo funcional realizado tiene como finalidad la adquisición, transmisión, procesamiento y visualización de señales respiratorias. El mismo se encarga de sensar tres magnitudes fisiológicas: caudal y volumen respiratorio y porcentaje de saturación de oxígeno en sangre. Luego, se procesan las señales mediante un microcontrolador implementado en una placa de diseño propio, que será alimentada por una batería de litio para evitar el uso de cables. A su vez, se agrega la funcionalidad de transmisión de los datos recopilados a otro dispositivo de manera inalámbrica.

En este manual se enuncian los pasos para su correcta utilización y los procedimientos antes las posibles fallas. Las imágenes son exclusivamente de carácter ilustrativo. La forma y colores finales están sujetas a modificaciones.



Figura 1: componentes del Sistema de adquisición de Señales Respiratorias (SaSR).

Referencias:

- 1 - LED indicador de encendido
- 2 - Display OLED
- 3 - Sensor de oximetría de pulso
- 4 - Botón de encendido
- 5 - Botón de reset

- 6 - LED indicador de carga en curso
- 7 - LED indicador de carga completa

Resumen del uso del dispositivo:

1. Instale y configure, por única vez, los programas correspondientes a la conectividad del dispositivo. **(1 - Instalación).**
2. Encienda el dispositivo presionando una vez el botón de encendido. **(2.1 - Encendido).**
3. Calibre el dispositivo de ser necesario. **(2.2 - Calibración).**
4. Espere a que se conecte a la red WiFi y al servidor MQTT. **(2.3 - Conectividad).**
5. Abra la interfaz de NodeRED para visualizar los resultados **(2.8 - Uso de la interfaz NodeRED)**. En caso de haber problemas de conexión revise la sección correspondiente. **(2.9 - Fallas posibles).**
6. Apoye el dedo en el sensor de oximetría y espere el resultado. **(2.4 - Oximetría de pulso).**
7. Coloque el filtro antibacteriano y la boquilla en el tubo, exhale y luego inhale siguiendo las instrucciones **(2.5 - Espirometría).**
8. Cargue el dispositivo en caso de uso prolongado. **(2.7 - Carga de batería).**

Para obtener información más detallada, diríjase a las secciones correspondientes. En ellas podrá encontrar los diferentes mensajes que muestra el dispositivo y las instrucciones a seguir.

Especificaciones

Parámetro	Rango	Máximo error porcentual
Caudal	0.25L/s - 4.2L/s	±5%
Volumen	0.5L - 12L	±5%
SpO2	90% - 99%	±3%
Nº muestras de caudal	10 - 255	-

1. Instalación del entorno

1.1. Instalación y configuración de Mosquitto

Pasos a seguir:

1) Descargar e instalar Mosquitto para Windows desde <https://mosquitto.org/download/>.






2) Una vez instalado, buscar el archivo mosquitto.conf en la ruta de instalación y agregar al final del archivo las líneas:

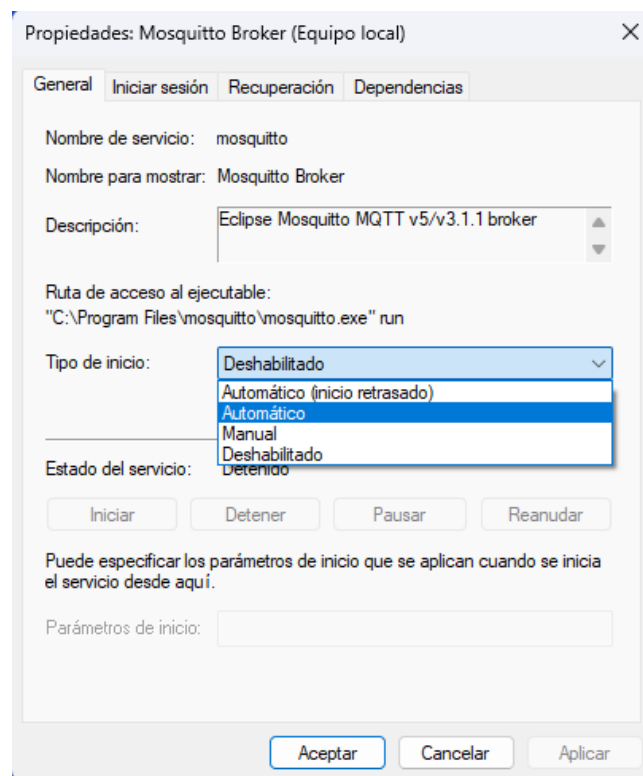
allow_anonymous true

listener 1883 0.0.0.0 (o la IP de la máquina donde corre el broker)

Esto se hace para poder acceder al servidor desde otros equipos.

3) Desde el menú Inicio buscar la herramienta “**services.msc**”. Abrir la herramienta y buscar el servicio “**Mosquitto Broker**”. Hacer click derecho sobre el servicio e ir a propiedades. En la pestaña General buscar la opción “**Tipo de inicio**” y seleccionar “**Automático**”. Luego, en la opción Estado del servicio verificar que se encuentre en estado “**En ejecución**”, de no ser así hacer click en la opción “**Iniciar**”. Reiniciar equipo luego de aplicar esta configuración.

 Módulos de creación de claves de IPsec para IK...	El servicio IKEEXT hospeda los módulos de creación de claves de Intercambio de clave...
 Monitor del servidor de marco de la Cámara de...	Supervisa el estado y el estado del servicio de servidor de trama de cámara de Windows.
 Mosquitto Broker	Eclipse Mosquitto MQTT v5/v3.1.1 broker
 Mostrar el servicio de directivas	Administra la conexión y la configuración de las pantallas locales y remotas
 Motor de filtrado de base	El Motor de filtrado de base (BFE) es un servicio que administra las directivas de firewa...



4) Ejecutar desde la consola de comandos (CMD) el comando “**netstat**”. La conexión TCP [::]:1883 es la IPv6 que corresponde al broker, mientras que la TCP 0.0.0.0:1883 es la IPv4.

5) Para verificar que el broker esté funcionando, abrir dos ventanas de CMD:

En la primer ventana, ejecutar el comando:

_ruta_instalacion_\mosquitto\mosquitto_sub.exe -d -t /test (se subscribe al tópico /test)

*Verificar la ruta de instalación de mosquitto previamente, por defecto se instalará en Archivos de programa o Program Files (por ej.: C:\Program Files\mosquitto).

En la segunda ventana, ejecutar el comando:

_ruta_instalacion_\mosquitto\mosquitto_pub.exe -d -t /test -m prueba (enviará el mensaje prueba al tópico /test)

Se podrá ver en la primera ventana que efectivamente llegó el mensaje “**prueba**”.

También es posible ver el tráfico de mensajes hacia el broker utilizando un *sniffer*. La aplicación **MQTT Explorer** permite hacerlo de forma muy sencilla, solo bastará con conectarse al servidor con IP 0.0.0.0:1883 (maquina local).

6) Si se desea cambiar el puerto de la conexión, puede hacerlo con la línea mosquito -p num_puerto.

1.2. Uso de password en mosquito

Crear una nueva contraseña:

1) Crear un archivo .txt de nombre password en la carpeta donde se ubica “**mosquito.exe**” y escribir usuario y contraseña con el siguiente formato: **Usuario:Contraseña**, por ej.: Fulano:1234.

2) Ejecutar desde CMD el comando “**C:\Program Files\mosquito\mosquito_passwd -U password.txt**”. El archivo tendrá ahora la contraseña encriptada y completamente ilegible, sin embargo puede utilizarse el token generado o la contraseña original de forma indistinta a la hora de conectarse al broker.

4) Modificar el archivo **mosquito.conf** de la siguiente manera:

listener 1883 0.0.0.0

allow_anonymous false

password_file C:\Program Files\mosquito\password.txt

5) Colocar Usuario y Contraseña en Node-RED para poder conectarse al broker, debe ir a configuración, luego clicar en la IP del mqtt_broker e ir a pestaña Security (consulte la sección 2.3 para más información).

Se le solicitará Usuario y Contraseña a todos los dispositivos que quieran conectarse al broker.

Usar contraseña por defecto:

1) Utilizar las credenciales Usuario:Contraseña por defecto:

Espirometro:Bioingenieria

1.3. Instalación y configuración de NodeRED

NodeRED deberá instalarse en el mismo equipo en donde se ejecuta el broker Mosquitto.

1) Descargar instalador de NodeJS para Windows versión v18.12.0 o superior desde el sitio [nodejs.org \(https://nodejs.org/es/download\)](https://nodejs.org/es/download).

2) Instalar con configuración por defecto.

3) Ir al sitio de NodeRED (<https://nodered.org/docs/getting-started/local>) y seleccione la opción “Running locally”, seguir los pasos de instalación o, en caso de no estar disponible, seguir los pasos a continuación:

Verificar primero que Node.js se haya instalado correctamente, desde CMD ejecutar el comando:

node --version

Luego ejecutar el comando:

npm --version

Si devuelve v16.18.0 (o la versión que corresponda) y 8.19.2 respectivamente significa que se instaló exitosamente.

Para instalar NodeRED, ejecutar desde CMD el siguiente comando:

npm install -g --unsafe-perm node-red

Si la instalación fue exitosa debería devolver los siguientes comandos:

```
+ node-red@1.1.0
```

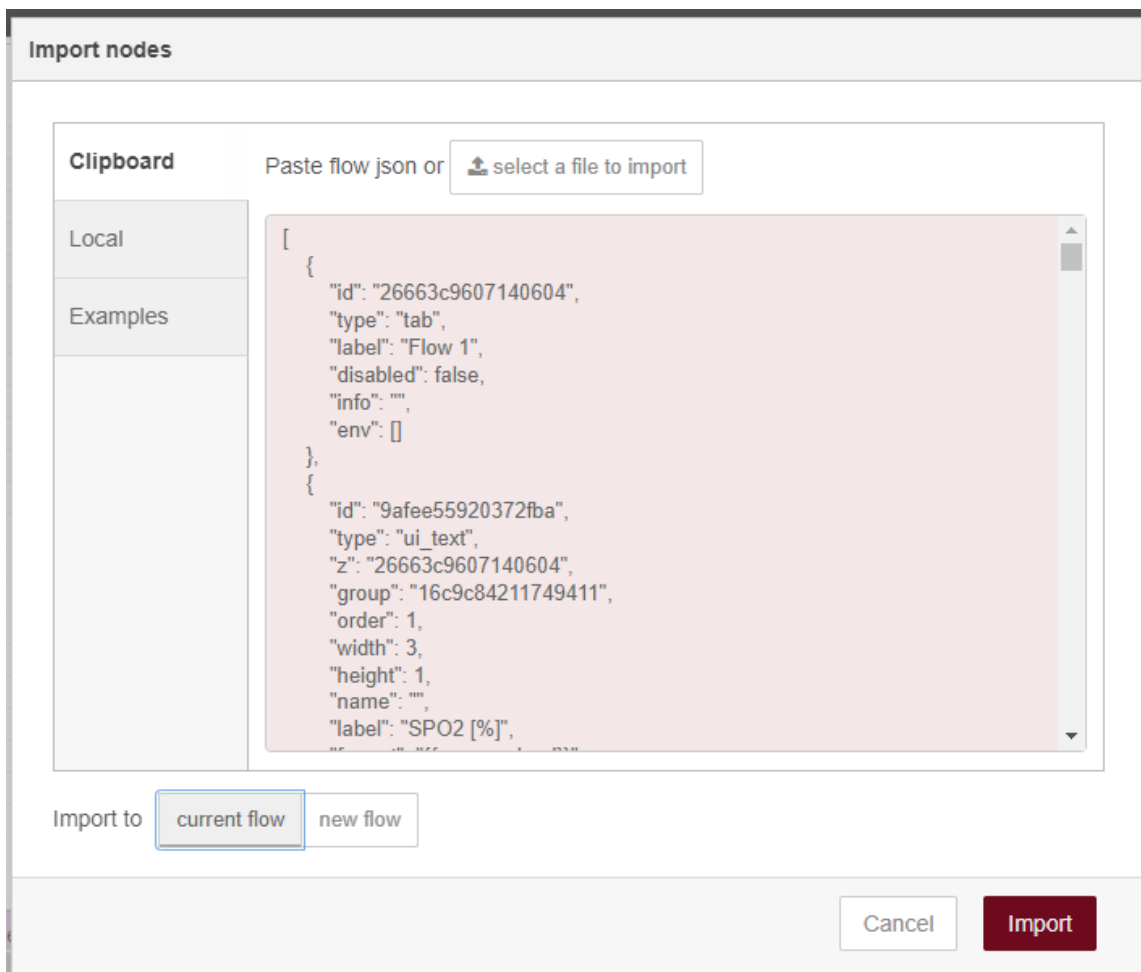
```
added 332 packages from 341 contributors in 18.494s
```

```
found 0 vulnerabilities
```

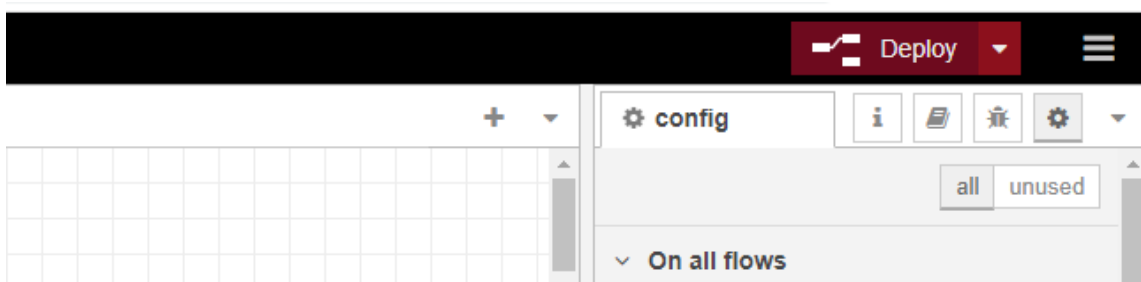
4) Para iniciar NodeRED, puede hacerlo desde el CMD ejecutando el comando **node-red** directamente o crear un acceso directo.

5) Luego de iniciar NodeRED desde el CMD y sin cerrar la ventana correspondiente, ir a la IP 127.0.0.1:1880 desde nuestro navegador de preferencia para acceder a la interfaz de NodeRED e instalar el *plugin* “**NodeRED Dashboard**”. Para hacerlo acceda desde opciones/Manage palette/Install, allí deberá buscar “**node-red-dashboard**”. una vez encontrado clickeee en Install. Finalizada la instalación del *plugin* verá un listado de opciones a la izquierda de la pantalla.

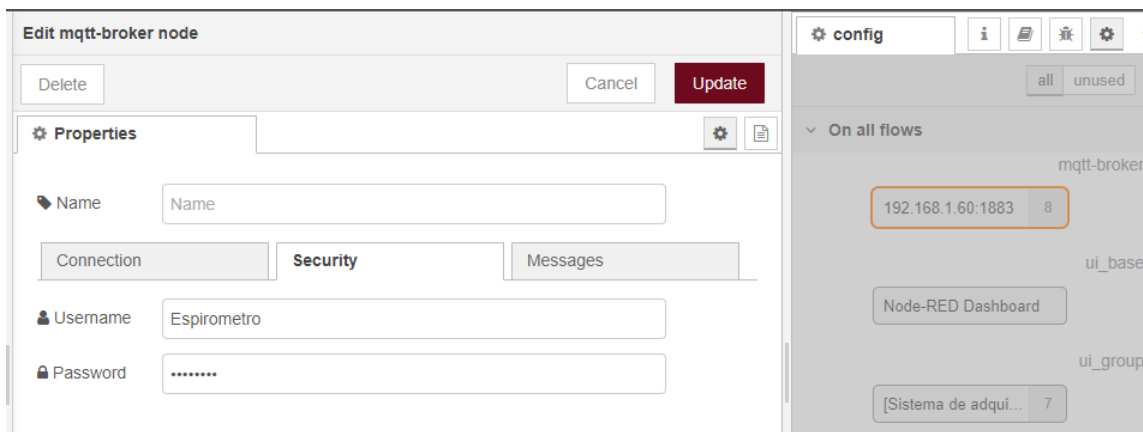
6) Por último, deberá cargar el flujo de código de los gráficos y funciones del panel de mando. Para hacerlo acceda desde opciones/Import/Clipboard, allí seleccione “**Select a file to import**” y elija el archivo .JSON incluido con el dispositivo. Luego seleccione “**Import to: current flow**” y para finalizar el botón rojo “**Import**”.



Una vez importado el flujo de código, clickee en el botón rojo **“Deploy”** en la esquina superior derecha de la pantalla para guardar los cambios.



Recuerde actualizar las credenciales de autenticación y la IP en las opciones de NodeRED para que pueda conectarse al broker correctamente y actualizar los cambios con el botón **“Deploy”**.



Por defecto, la dirección para acceder a la configuración de la interfaz es:
127.0.0.1:1880

Mientras que se accede al *dashboard* desde la dirección:
127.0.0.1:1880/ui

Importante: a diferencia de mosquitto, que corre como un servicio en segundo plano, para usar el *dashboard* de NodeRED se debe dejar abierta la ventana del CMD luego de ejecutar el comando de inicio: node-red.

1.4. Configuración de IP

Se debe configurar una IP fija en el equipo que actúa como servidor MQTT para que el Sistema de adquisición de Señales Respiratorias pueda conectarse correctamente.

A continuación se presentarán varias maneras de configurar la IP a gusto del usuario, solo debe utilizar una de ellas. El nombre de las opciones y su ubicación puede variar entre las diferentes versiones de sistema operativo que utilice.

Opcion 1: Windows 7.

1) Abrir panel de control e ir a la opción **“Redes e Internet”**, luego a **“Centro de Redes y Recursos Compartidos”**.

2) Ir a la opción **“Cambiar configuración del adaptador”**.

3) Hacer click derecho en el adaptador (Ethernet si es por cable o Wi-Fi si es inalámbrico). Ir a la opción **“protocolo IPv4”**, luego ir a **“Propiedades”**.

4) Click en **“Usar la siguiente dirección IP”**, completar los campos con los siguientes datos:

IP: (IP que deseamos asignar, por defecto utiliza la 192.168.1.60 si se conecta desde una red clase C o la 10.2.16.67 si lo hace desde una red clase A).

Mascara de subred: 255.255.255.0 (o 255.0.0.0 en clase A).

Puerta de enlace predeterminada (PEP): 192.168.1.1 (o 10.1.1.1 en clase A).

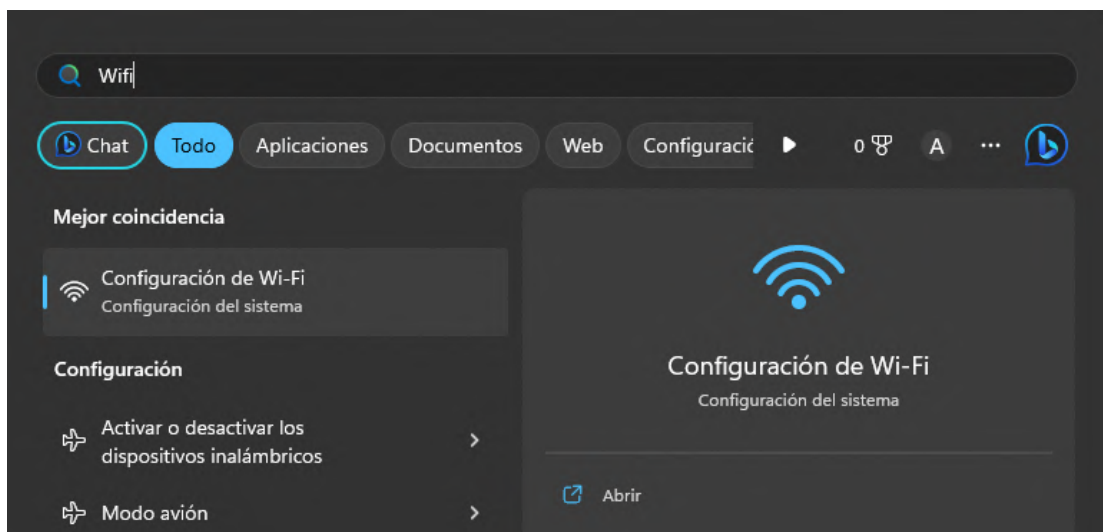
Servidor DNS preferido 8.8.8.8

Servidor DNS secundario 8.8.4.4

Opción 2: si el servidor se conecta por WiFi y utiliza Windows 10 y 11.

1) Escribir Wifi en el menú inicio.

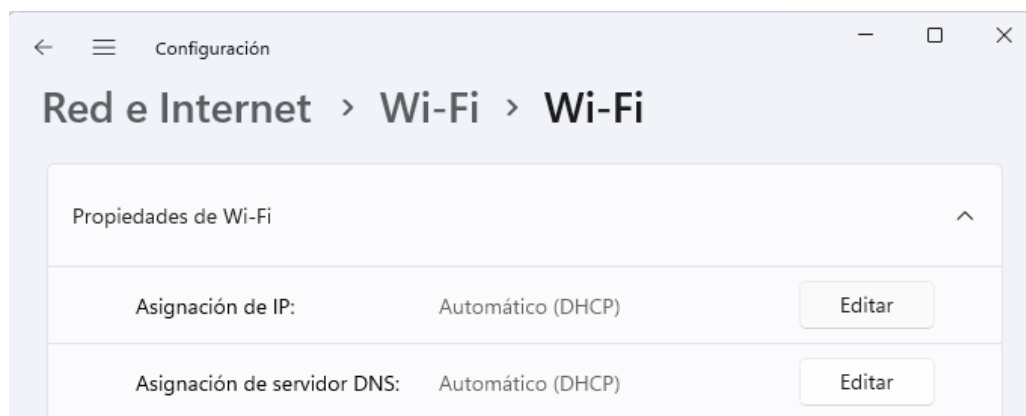
2) Ir a **“Configuración de Wifi”**.



3) Ir a **“Propiedades de hardware”**.



4) Click en editar en el campo “Asignación de IP”.



5) Cambiar a modo manual y activar casilla IPv4 y completar campos con los siguientes datos:

IP deseada

Mascara: 255.255.255.0

PEP: 192.168.1.1

DNS pref.: 8.8.8.8



Editar configuración de IP

Manual

IPv4

Activado

Dirección IP

Máscara de subred

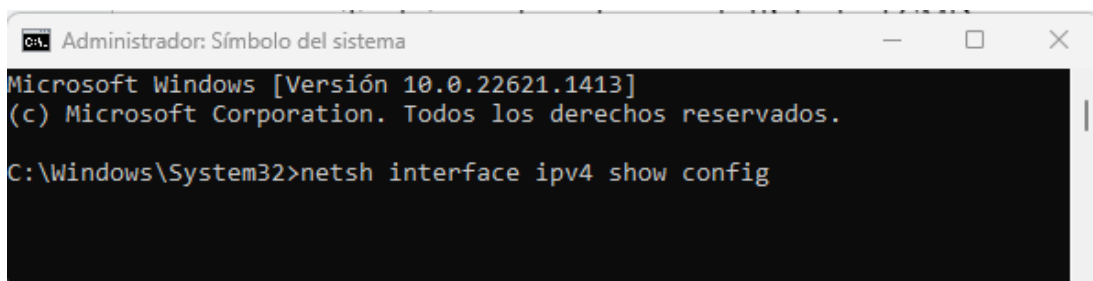
Puerta de enlace

DNS preferido

Opción 3: desde el CMD.

1) Ejecutar los siguientes comandos de forma secuencial:

netsh interface ipv4 show config

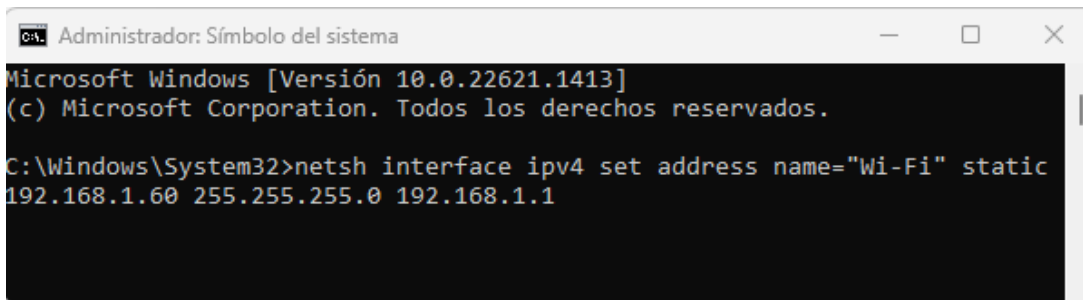


```
Administrador: Símbolo del sistema
Microsoft Windows [Versión 10.0.22621.1413]
(c) Microsoft Corporation. Todos los derechos reservados.
C:\Windows\System32>netsh interface ipv4 show config
```

Muestra el nombre de interfaz, IP, máscara y PEP.

netsh interface ipv4 set address name="interfaz" static IP Mascara PEP

Solo interfaz va con comillas. Completar los campos IP, Mascara y PEP según corresponda. "interfaz" suele ser "Wi-Fi" o "Ethernet" o "Ethernet0".



```
Administrador: Símbolo del sistema
Microsoft Windows [Versión 10.0.22621.1413]
(c) Microsoft Corporation. Todos los derechos reservados.

C:\Windows\System32>netsh interface ipv4 set address name="Wi-Fi" static
192.168.1.60 255.255.255.0 192.168.1.1
```

Si luego de seguir los pasos anteriores no es posible conectar el dispositivo al servidor MQTT local, se recomienda **desactivar el Firewall** de Windows.

2. Indicaciones de uso

2.1. Encendido

Para encender el sistema presione una vez el botón de encendido (4), al hacerlo el LED indicador de encendido (1) se prenderá automáticamente. Luego de unos segundos el Display (2) mostrará el siguiente mensaje.

Si luego de presionar el botón no enciende, posiblemente la batería esté agotada o exista un mal funcionamiento, diríjase a la sección 1.7 para más información.

En caso de que el sistema requiera calibración, diríjase a la sección 1.2, de lo contrario continúe a la sección 1.3.

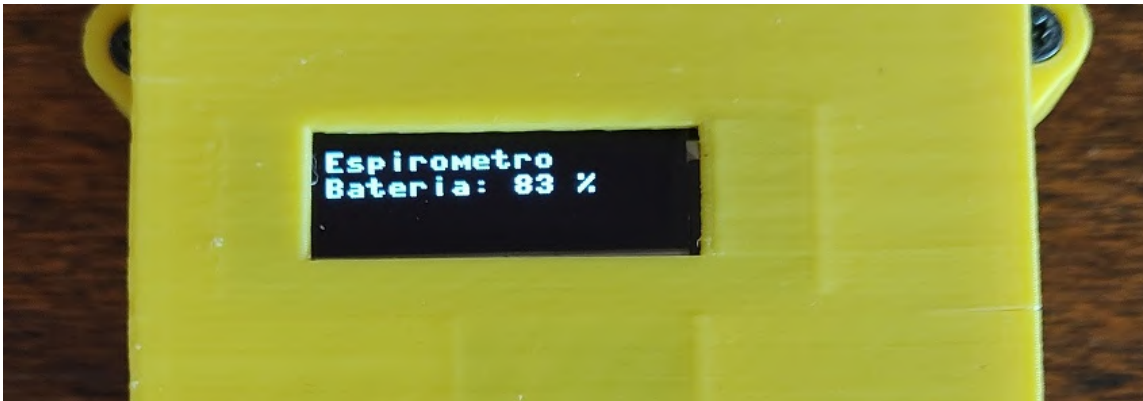


Figura 2: mensaje indicador de carga de batería.

2.2. Calibración

Si al encender el sistema se muestra un cartel que indica que debe calibrarse, deberá ajustar el potenciómetro de calibración ubicado en la esquina superior derecha del lado inferior de la carcasa (ver figura 18). Utilice la herramienta incluida para ajustarlo.

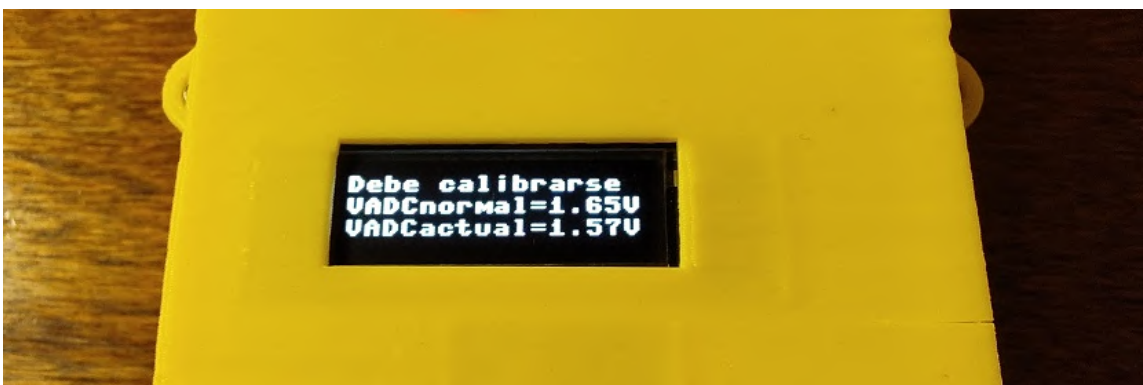


Figura 3: aviso de calibración.

Notará que la punta se asemeja a un destornillador de pala, introdúzcalo en la ranura del potenciómetro (similar a un tornillo) y girarlo hasta que la tensión sea de 1.65V. Luego de adquirir varias lecturas dentro del rango deseado el sistema procederá a conectarse a la red WiFi.

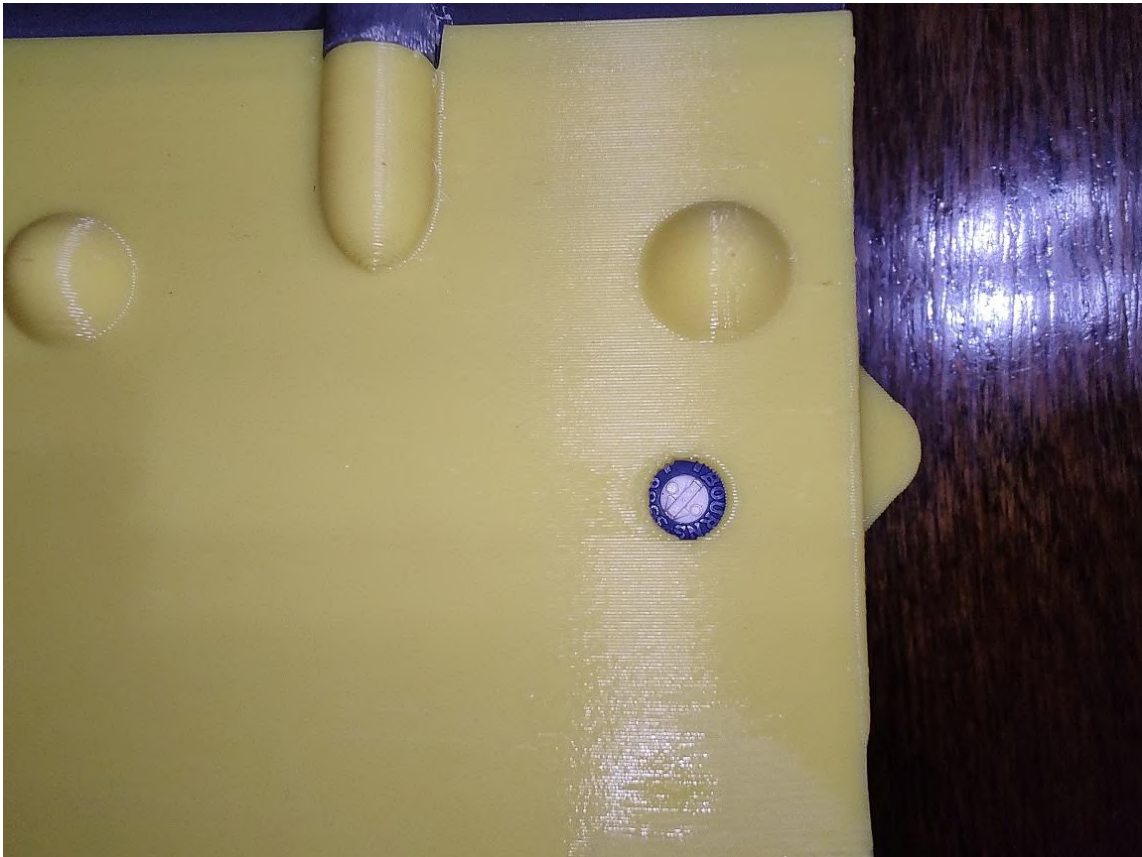


Figura 4: potenciómetro de calibración.

Puede darse el caso en que el aviso de calibración se muestre brevemente e indique que la tensión del ADC actual es, efectivamente, la esperada. Esta situación es completamente normal y se debe a que el umbral de calibración es relativamente pequeño y cualquier breve perturbación debida al ruido afecta a la tensión medida por el ADC, provocando que se muestre el aviso de calibración. En caso de ocurrir ignore el aviso, el sistema continuará automáticamente con la ejecución del programa.

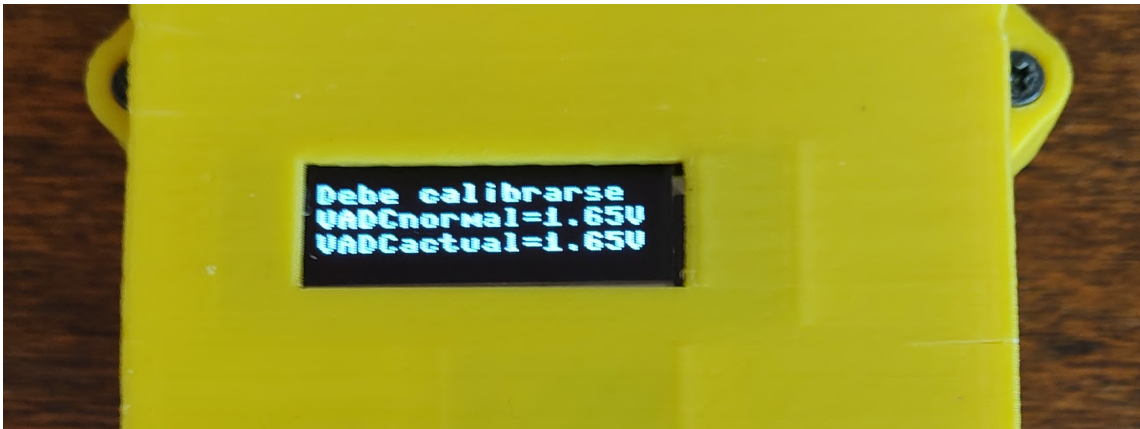


Figura 5: aviso de calibración.

2.3. Conectividad

Luego de indicar el nivel de carga de batería, intentará conectarse a las redes WiFi ya configuradas internamente.



Figura 6: indicador de intento de conexión.

En caso de no poder conectarse en el primer intento, volverá a intentar nuevamente. Si logra conectarse exitosamente, lo indicará con un aviso en pantalla y además mostrará la IP que el router le ha asignado.



Figura 7: aviso de conexión exitosa.

Una vez conectado a la red WiFi, intentará conectarse al servidor MQTT de IP fija como se muestra a continuación.



Figura 8: aviso de conexión MQTT en curso.

Establecida la conexión con el servidor se le indicará su estado con el siguiente mensaje:



Figura 9: conexión a servidor MQTT exitosa.

2.4. Oximetría de pulso

Luego de completada la etapa de conexión del dispositivo, comenzará la medición de oximetría de pulso. El sistema se lo indicará con el siguiente aviso en pantalla:



Figura 10: inicio de medición de oximetría.

Antes de comenzar, limpie su dedo índice con alcohol étílico al 70% o alcohol isopropílico. Si nota que el sensor está sucio, puede limpiarlo con un hisopo con las mismas sustancias.

Apoye su dedo **índice** en el sensor, si su dedo es pequeño utilice su dedo **pulgar** para obtener una medición más fiable. Procure cubrir con la yema del dedo toda la ventana alrededor del sensor MAX30102 para obtener una lectura correcta **sin presionar demasiado**.

El sensor consta de dos LEDs emisores (rojo e infrarrojo) y fotorreceptores que deben cubrirse por completo con el dedo. En la figura 11 puede observarse cómo está constituido físicamente.



Figura 11: sensor de oximetría de pulso MAX30102.

El sistema posee un umbral de medición, por lo que **comenzará a medir solamente cuando apoye su dedo**, indicando el inicio de medición con un mensaje en pantalla.

La primera lectura dura 8 segundos, luego cada 2 segundos vuelve a calcular el porcentaje de SPO2 y envía los resultados de forma remota a modo de obtener una lectura casi en tiempo real.



Figura 12: inicio de medición de oximetría.

En caso de que la primera lectura resulte errónea, el sistema lo indicará con un mensaje como el que se muestra a continuación. Las muestras adquiridas se descartan y se reinicia la medición, este proceso se repite hasta lograr una primera medición en un rango aceptable de porcentaje de SPO2 (90-99%).

De forma local, solo se muestra el **valor final** de SPO2 en el display, esto se debe a que se le dio prioridad al mensaje de estado de la medición, “Midiendo...”, para indicar al usuario que aún se siguen adquiriendo datos.

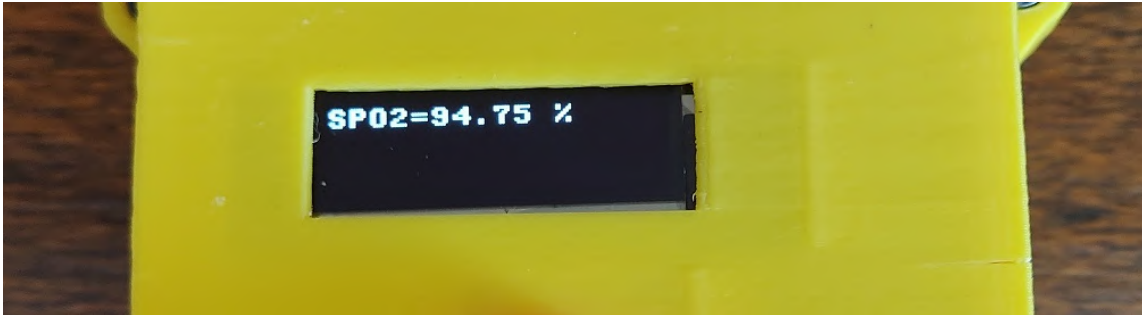


Figura 13: resultado de la medición.

El tiempo total de medición puede variar entre **30 segundos y 1 minuto y medio** según el usuario y las condiciones de medición. Para obtener lecturas correctas y en el menor tiempo posible, se recomienda encarecidamente no mover el dedo durante la medición ni utilizar el dispositivo cerca de una fuente de luz de gran intensidad que pueda introducir ruido en la medición.

Un ejemplo de contaminación lumínica puede ser utilizar el dispositivo en exteriores un día soleado o debajo de una lámpara.

2.5. Espirometría

Una vez finalizada la medición de oximetría, el sistema continuará con la adquisición de caudal y volumen en vía aérea, indicándolo con el mensaje “Por favor sople”.



Figura 14: inicio de la adquisición de caudal y volumen.

Coloque el filtro antibacteriano junto con la boquilla de tamaño adecuado a la entrada del tubo tal y como se indica en la figura 14. La diferencia de diámetros en ambos extremos del tubo evitará que se equivoque de lado al colocarlo.



Figura 15: sistema listo para realizar la espirometría.

Inspire tanto como pueda y exhale con fuerza a través de la boquilla hasta quedarse sin aire, inmediatamente después inspire tanto como pueda. Luego de realizar una exhalación e inhalación completas, los datos obtenidos se concatenan y se mostrarán en los gráficos correspondientes a través de la interfaz NodeRED.

Debido a limitaciones de la pantalla, de forma local solo se muestran los resultados referidos a la **exhalación**.



Figura 16: resultado de la medición.

Referencias

CaudalM: caudal máximo exhalado en L/s.

Caudalm: caudal mínimo exhalado en L/s.

Volumen: volumen total exhalado en L.

2.6. Conexión a USB

Para ver los mensajes de ejecución internos del sistema o los valores en crudo que adquiere, puede hacerlo conectándolo por USB a un PC. A través de un monitor serie como por ej. Arduino IDE o Thonny, verá la información que el dispositivo envía por USB. Se recomienda reiniciar el dispositivo luego de conectarlo por USB.

2.7. Carga de batería

Para cargar el SaSR, utilice un cable Micro USB y conéctelo a un cargador USB de celular de **1A** o a una PC.

En caso de cargarlo desde una PC, se recomienda utilizar un puerto **USB 3.0**, ya que si está completamente descargado puede consumir una corriente de hasta 1A. Si bien la mayoría de los equipos modernos pueden entregar 1A en sus puertos USB 2.0, el límite estándar es de 0.5A.

Una vez conectado, el LED indicador de carga en curso se encenderá como se ve a continuación:



Figura 17: LED indicador de carga en curso.

Cuando se complete la carga, el LED rojo se apagará y se encenderá el LED verde, el cual indica que está completamente cargado.

El tiempo de carga puede variar según la carga restante en la batería, pudiendo llegar a las **3hs** en caso de estar completamente descargada. El sistema le indicará cuándo debe recargar la batería mediante el mensaje en pantalla: **“Batería baja”**.

Si al conectar el cargador no enciende el LED rojo, puede haber un mal funcionamiento del circuito de carga de batería, desconectelo y consulte con un especialista.

Se recomienda cargarlo apagado para no exceder la máxima capacidad de corriente de la etapa de carga y protección de batería.

2.8. Uso de la interfaz NodeRED

Inicie la aplicación NodeRED mediante el comando “node-red” a través de la consola de comandos (CMD). Luego ingrese a su navegador de preferencia e ingrese en barra de direcciones la siguiente dirección IP: **127.0.0.0/ui**

Allí podrá acceder al tablero de mando o *dashboard* de la interfaz y podrá visualizar los resultados de las mediciones de forma remota tal y como se muestra en la figura 21.

En los gráficos de espirometría, el eje X se expresa en milisegundos y/o mililitros, esto se debe a limitaciones propias de la interfaz.

El gráfico “Señales LED IR/Rojo” representa valores adimensionales, que son el resultado de procesar los datos en crudo que entrega el sensor. El eje X representa el número de muestras adquiridas.

Para conocer en detalle el valor de alguna de las muestras coloque el puntero sobre dicha muestra y se mostrará una viñeta con su valor exacto sobre ambos ejes.



Figura 18: dashboard de NodeRED.

2.9. Fallas posibles

Si luego de 20 segundos no logra establecer una conexión exitosa a la red WiFi, el sistema entrará en modo offline, perdiendo la capacidad de mostrar resultados de forma remota.



Figura 19: mensaje de conexión fallida.

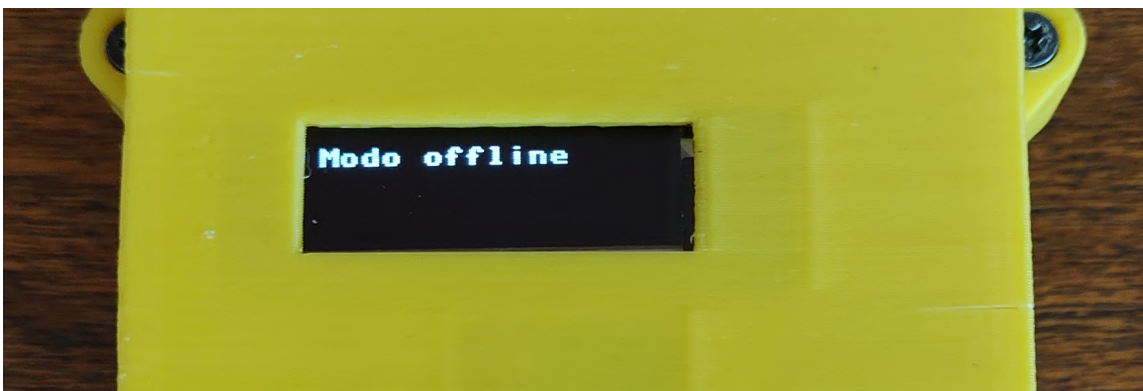


Figura 20: aviso de modo offline.

En caso de que el servidor MQTT no esté disponible o la red sea inestable, mostrará un aviso indicando que ha fallado la conexión y el sistema también entrará en modo offline.

El modo offline se activará si se da alguna de las siguiente dos condiciones:

“No puede conectarse a la red WiFi” o “No puede conectarse al servidor MQTT”.

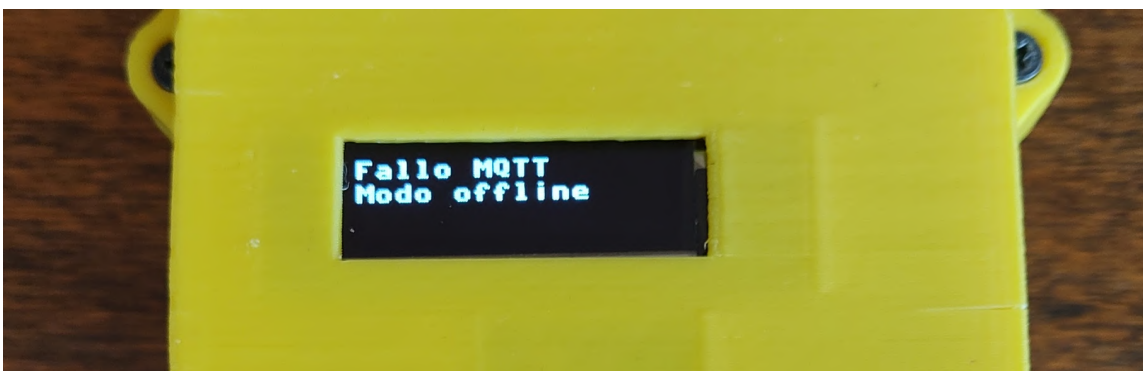


Figura 21: aviso de error de conexión MQTT.

3.6. Plan de Pruebas

Plan de pruebas

Proyecto: “Sistema de Adquisición de Señales Respiratorias”

Carrera: Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería - UNMDP

Fecha	Versión	Descripción	Autor/a
16/12/2022	1.0	Versión inicial	Agustín Borgato
15/02/2023	1.1	Se agregaron nuevas pruebas y un nuevo campo denominado “Éxito”	Agustín Borgato
05/04/2023	1.2	Se agregaron nuevas pruebas	Agustín Borgato

Índice

1. Introducción	3
1.1 Alcance	3
1.2 Ambientes de prueba	3
1.3 Recursos, herramientas e instrumentos	4
1.4 Políticas de trabajo	4
1.5 Estrategia de comunicación	4
2. Listado de pruebas	5

1. Introducción

Este documento corresponde al Plan de Pruebas del proyecto “Sistema de adquisición de señales respiratorias”, y se basa en los documentos: Especificación Funcional y Especificación Técnica, en los que se han detallado las soluciones implementadas en el desarrollo del proyecto y sus detalles técnicos.

1.1 Alcance

Se desea definir los pasos a seguir, estrategias de ejecución y objetivos de las pruebas a realizar, con el fin de corroborar el correcto funcionamiento de las soluciones planteadas y la detección de posibles fallos que las comprometan.

Componentes a ser probados	Etapas de adquisición de señales; Software del dispositivo; Etapas de filtrado; Respuesta del dispositivo antes fallos.
Objetivos de las pruebas	Verificar la correcta construcción de las soluciones. Validar resultados obtenidos. Identificar fallas.
Ejecución de las pruebas	Identificar los pasos a seguir. Ejecutar. Analizar. Repetir pruebas.
Responsable de las pruebas	Agustin Alejo Borgato, responsable de la construcción del proyecto “Sistema de Adquisición de Señales Respiratorias”

1.2 Ambientes de prueba

Las pruebas de validación de las soluciones propuestas se realizarán en el Laboratorio de Bioingeniería (LABI) de la Facultad de Ingeniería de la UNMDP. Mientras que las pruebas de verificación relacionadas a aspectos constructivos de las soluciones se harán en el laboratorio del autor de este documento.

En ambos casos, las pruebas serán llevadas a cabo en un entorno completamente controlado y monitoreado a fin de poder registrar y comunicar cualquier anomalía.

1.3 Recursos, herramientas e instrumentos

Los instrumentos a utilizar para las pruebas de verificación serán principalmente multímetro (tester), osciloscopio y estación de soldado.

En las pruebas de validación se utilizarán:

Para caudal de aire: jeringa de calibración para espirometría de 0.6L y sistema de adquisición de señales biomédicas BIOPACK.

Para oxígeno en sangre: prototipo de oxímetro del LABI.

1.4 Políticas de trabajo

Las pruebas se realizaron siguiendo el siguiente procedimiento.

1. **Planificación de las pruebas:** identificar los recursos necesarios y la importancia de las pruebas.
2. **Diseño de las pruebas:** identificar los pasos a seguir.
3. **Implementación de las pruebas:** establecer el entorno y los componentes a ser probados.
4. **Ejecución de las pruebas:** ejecución de los pasos a seguir, verificación y registro de resultados.
5. **Evaluación de las pruebas:** análisis de resultados inesperados y correcto abordaje de los casos de prueba realizados.

1.5 Estrategia de comunicación

Todos los resultados obtenidos se registraron en la bitácora del proyecto para su posterior análisis. Luego de realizadas las pruebas verificadoras y validadoras, los resultados fueron informados a los directores del proyecto para su análisis y discusión.

2. Listado de pruebas

Listado de pruebas

Nombre de la Prueba	ID	Tipo de Prueba	Fecha o periodo de Prueba	Instrumental	Responsable	Iteraciones	Procedimiento	Resultado Esperado	Resultado Obtenido	Observaciones	Éxito
Modelado de restricción mecánica y verificación de lecturas con sensor presión diferencial	#PD01	Integral	26/8/22 - 7/9/22	-	Agustin Borgato	5	1) Adquirir lecturas de caudal usando la ecuación para el cálculo de volumen correspondiente al tubo de Venturi. 2) Volver a adquirir lecturas pero con ecuación alternativa. 3) Adquirir lecturas usando ecuación de volumen para tubo con restricción. 4) Repetir 1) con el agregado una restricción. 5) Comparar resultados para determinar cuál ecuación es la más factible para ser utilizada.	Se busca comparar resultados provenientes de diferentes modelos matemáticos, destinados a calcular volumen en base a mediciones de caudal. Se espera que alguno de los modelos provea un resultado coherente, dentro del rango de volumen de aire de una exhalación completa (entre 3 y 6L aprox.).	El tubo de venturi no logra generar la presión suficiente en el sensor y poder obtener una lectura coherente, el volumen calculado resultó en el rango de 0,1L a 0,5L. El mismo tubo, ahora con una restricción y manteniendo el mismo modelo matemático, aumentó la presión en el tubo lo que mejoró los resultados pero el modelo matemático dejó de ser válido. La ecuación alternativa tampoco arrojó resultados coherentes. La ecuación para tubería con restricción brindó un excelente resultado, dentro del rango de una exhalación completa. Ambos tubos (venturi con restricción) y el tubo brindado por el Lab. de Bioingeniería otorgaron resultados muy similares, se prefirió utilizar el tubo del laboratorio debido a su diámetro estándar compatible con el uso de filtro antibacteriano.		SI
Filtrado ADC	#AD01	Unitaria	20/9/22	Tester; osciloscopio	Agustin Borgato	1	1) Adquirir lecturas de caudal de aire en reposo (sin soplar). 2) Obtener valor medio y valor maximo y minimo de las lecturas. 3) Agregar capacitores de diferentes valores a la entrada del ADC. 4) Comparar valor medio y valor maximo y minimo sin capacitor.	Reducir dispersion en las lecturas al medir caudal nulo. Filtrar ruido.	Se redujo considerablemente el ruido en las lecturas pero solo funcionó si el dispositivo se alimentaba por USB. Lecturas inestables al usar batería.		NO
Filtrado ADC - Alimentacion por LDO	#AD02	Unitaria	21/9/22	Tester; osciloscopio	Agustin Borgato	1	1) Adquirir lecturas con caudal igual a cero. 2) Reemplazar el divisor resistivo de 5v a 3.3 v en el ADC por un cable directo a la salida del sensor. 3) Alimentar el sensor con 3.3v en vez de 5v.	Comparar el efecto de alimentar el sensor directamente con un LDO integrado en el kit de desarrollo vs 5v directos de USB (el cual es mucho ruidoso e inestable).	Se redujeron aun más la dispersion en las lecturas. No resolvió el problema de inestabilidad en las lecturas al usar batería.		NO
Mediciones con sensor de filamento incandescente	#FI01	Unitaria	11/10/22 - 25/10/22	Jeringa de calibración; BIOPACK;	Agustin Borgato	10	1) Adquirir lecturas de caudal y calcular el volumen obtenido en una exhalación completa y usando la jeringa de calibración. 2) Comparar resultados con la medición obtenida con BIOPACK y con jeringa de calibración. 3) Ajustar la conversión de SLM (standard liter per minute) a LPM (liter per minute) mediante ajustes en los valores de presión a la entrada del sensor (usando el sensor de presión diferencial para medir con que presión absoluta ingresa el aire)	Obtener resultados similares a los obtenidos con el sensor de presión diferencial y comparar su rango de medición, repetitibilidad y confiabilidad.	Mejor sensibilidad para caudales bajos. Saturación a partir de los 4L/s aprox. La humedad del aliento no es filtrada por el filtro antibacteriano y humedece al sensor, lo que provoca que las lecturas se vuelvan inestables luego de varias pruebas.	Se abandona el uso de este sensor por dos motivos: no se puede modificar su rango de medición y al humedecerse pierde repetitibilidad. Se podría utilizar un tubo con restricción para limitar el caudal a su entrada pero no soluciona el problema de humedad.	NO
Validación sensor de presión diferencial (con jeringa de calibración)	#PD02	Unitaria	19/10/22	Jeringa de calibración para espirometría; Taladro (para aumentar el diametro de la restricción);	Agustin Borgato	15-20	1) Inyectar aire a travez del tubo del sensor con la jeringa de calibración de 0,6L. 2) Medir volumen y comparar con los 0,6L teóricos. 3) Ajustar diámetro de la restricción del tubo y coeficiente de descarga (Cd) en las ecuaciones de modelado. 4) Repetir lo anterior hasta lograr el resultado esperado (siempre y cuando sea coherente con las bases teoricas del modelo matemático usado).	Se espera que el valor calculado sea proximo a 0,6L	Luego de ajustar el coeficiente de descarga se obtuvieron valores entre 0,55 y 0,58L.		SI

Listado de pruebas

Validación sensor de presión diferencial (con BIOPACK)	#PD03	Unitaria	25/10/22	BIOPACK	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Realizar una espirometría con el sistema BIOPACK. 2) Analizar los resultados obtenidos. 3) Realizar una espirometría con el prototipo. 4) Analizar y comparar resultados. 	Se espera obtener resultados similares, que sean coherentes con las pruebas realizadas con la jeringa de calibración.	Se obtuvieron resultados similares: BIOPACK: Volumen: 4.64L Caudal mínimo: 0.6L/s Caudal máximo: 3.9L/s Prototipo: Volumen: 4.5L Caudal mínimo: 0.7L/s Caudal máximo: 3.8L/s		SI
Ajuste de la restricción usada con el sensor de presión diferencial	#PD04	Unitaria	26/10/22	Jeringa de calibración	Agustin Borgato	10-15	<ol style="list-style-type: none"> 1) Realizar una espirometría con el prototipo. 2) Comparar con resultados obtenidos con BIOPACK. 3) Ajustar diámetro de la restricción del tubo y coeficiente de descarga. 4) Repetir lo anterior hasta lograr evitar que el sensor se sature y la medición sea la esperada. 	Se espera lograr que el sensor ya no sature y al mismo tiempo que las lecturas sean coherentes respecto de la medición con BIOPACK.	Se modificó el diámetro de la restricción de 7.2 mm a 8.3mm logrando así evitar que el sensor sature (o al menos que solo lo haga si la persona que hace la espirometría tiene una capacidad pulmonar muy superior a la media). Valores obtenidos con restricción de 8.3mm: Volumen: 4.6L/s Caudal mínimo: 0.7L/s Caudal máximo: 4.3L/s	Esta prueba debió realizarse ya que se observó que el sensor se saturaba al soplar con gran fuerza, limitando el valor de caudal máximo y restando volumen.	SI
Verificación de funcionamiento del sensor de oximetría	#OX01	Unitaria	12/11/22	-	Agustin Borgato	10	<ol style="list-style-type: none"> 1) Encender dispositivo y esperar al aviso "Apoye el dedo". 2) Apoyar el dedo en el sensor de oximetría de pulso. 3) Mantener quieto el dedo sin aplicar presión excesiva y esperar a que el programa realice tres mediciones correctas (entre 95 y 99%) de valor de SPO2. 4) Reiniciar/apagar y prender el dispositivo varias veces y verificar que funcione correctamente. 	Se desea verificar que el sensor mida correctamente y el programa no se cuelgue en ningún momento.	Funcionó bastante bien a excepción de una sola lectura en la cual uno de los denominadores en las ecuaciones del programa tomó valor cero y colgó el flujo de código. Se resolvió modificando el código para evitar ese caso posible.		SI
Validación de mediciones con oxímetro Lab. Bioingeniería	#OX02	Unitaria	30/11/22	Prototipo de oxímetro Lab. Bioingeniería	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Encender dispositivo y configurar sus parámetros. 2) Apoyar el dedo en el sensor. 3) Mantener quieto el dedo y esperar a que el programa realice una medición (14s). 4) Copiar valores en crudo y procesarlos usando las mismas fórmulas del prototipo propio. 5) Comparar resultados. 	Contrastar ambas mediciones de SPO2.	Se obtuvieron valores muy cercanos. Prototipo oxímetro LABI: 97.69% Prototipo oxímetro propio: 99.69% (constantes MAX30102)	El valor obtenido por el prototipo propio es demasiado alto, debería ser inferior al 99%.	NO
Conexión/Desconexión de WiFi	#WF01	Recuperación	1/12/22	Router	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Encender dispositivo. 2) Verificar que se conecte correctamente a internet a través de WiFi. 3) Desconectar internet (apagar router). 4) Resetear dispositivo. 5) Verificar la continuidad del flujo del programa en modo offline. 6) Cortar alimentación del dispositivo y encenderlo con router apagado. 7) Verificar que se comporte igual que en 5). 	Se desea verificar que el software del sistema adquisidor no se cuelgue al no poder conectarse a internet.	Se verifica que al no poder conectarse, el programa genera una excepción mostrando en el display OLED que la conexión falló, lo que permite que el programa continúe en modo offline sin comprometer su funcionamiento.		SI
Conexión/Desconexión MQTT	#MQ01	Recuperación	1/12/22	Router; PC (corriendo broker MQTT)	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Encender dispositivo y esperar a que se conecte a WiFi. 2) Verificar que se conecte al servidor MQTT. 3) Apagar PC servidor (para imposibilitar la conexión a la misma). 4) Reiniciar dispositivo y verificar que no se interrumpa el flujo del programa. 	Se desea verificar que el software del sistema adquisidor no se cuelgue al no poder conectarse al servidor MQTT que hace de broker entre el dispositivo y el panel de control Node-RED.	Se verifica que al no poder conectarse, el programa genera una excepción mostrando en el display OLED que la conexión falló, lo que permite que el programa continúe en modo offline sin comprometer su funcionamiento.	El tiempo de espera hasta que se genera el aviso de fallo de conexión es muy superior que en el caso del WiFi (debido a como funciona internamente la librería umqttsimple.py).	SI

Listado de pruebas

Filtrado ADC - Filtro analogico	#AD03	Unitaria	1/12/22	Tester; osciloscopio; estación de soldado	Agustin Borgato	1	1) Adquirir lecturas provenientes de una espirometria con el dispositivo. 2) Implementar un filtro pasa bajos RC de $f_c=20\text{hz}$ a la entrada del ADC. 3) Realizar otra espirometria. 4) Graficar ambas y comparar resultados.	Filtrar componentes de alta frecuencia de modo de obtener una curva de caudal suavizada, sin fluctuaciones.	Se observo una curva bastante limpia logrando filtrar ruido y variaciones erraticas en las lecturas.	Solo funcionó mientras se conecta por USB.	SI
Pruebas con sensor de oximetria (ajuste)	#OX03	Unitaria	7/12/22	-	Agustin Borgato	1	1) Tomar lecturas de SPO2 y formas de onda de luz reflejada por ambos LEDs. 2) Ajustar potencia de los LEDs y base de tiempo. 3) Comparar resultados de SPO2 y formas de onda. 4) Repetir 2) y 3) hasta obtener formas de onda y valores de SPO2 coherentes y repetibles.	Se desea mejorar las mediciones obtenidas en #OX01 y determinar que constantes de cálculo se ajustan mejor al sensor MAX30102.	Se mejoraron las lecturas considerablemente al aumentar la potencia de los LEDs y duplicar el tiempo de adquisición. También se ajusto la base de tiempo según la frecuencia de muestreo real del sensor en vez de imponerla por codigo. Se determinó que el conjunto de constantes que mejor se ajusta es el correspondiente a la familia genérica de sensores Maxim (MAX3010x).	Valores obtenidos: entre 95 y 98%	SI
Filtrado ADC - Filtro digital	#AD04	Unitaria	11/12/22	Tester; osciloscopio	Agustin Borgato	1	1) Implementar filtro digital en el procesamiento en vez de uno analogico en la adquisicion. 2) Comparar resultados con y sin filtro.	Filtrar componentes de alta frecuencia de modo de obtener una curva de caudal suavizada, sin fluctuaciones y sin agregar capacidad a la entrada del ADC.	No hizo diferencia alguna. Se debe a que la frecuencia de muestreo es muy baja (50hz) comparada con la frecuencia de corte elegida (20hz) por lo tanto el rechazo obtenido en dB es minimo en la banda de rechazo.	Se abandono el uso del filtro digital, otra alternativa hubiera sido un diseño mucho mas complejo y de mayor orden de tipo Chebyshev o Butterworth pero agrega demasiado retardo a la medición y complejidad de procesamiento.	NO
Filtrado ADC - Filtro analogico #2	#AD05	Integral	12/12/22	Tester; osciloscopio; estación de soldado	Agustin Borgato	5	1) Realizar una espirometria para adquirir muestras 2) Enviar las lecturas al servidor MQTT de modo de utilizar un modo unicamente inalambrico. 3) Implementar de nuevo el filtro analogico esta vez con el agregado de un buffer entre el filtro y la entrada al ADC. 4) Repetir 1) y 2) y comparar.	Resolver el problema de inestabilidad en las lecturas a la entrada del ADC mientras que se alimenta el dispositivo desde la bateria de litio.	Se resolvió finalmente el problema y las adquisicion de muestras ya no se dispara aleatoriamente superando el umbral de deteccion al no haber caudal.	Se adopta el filtro analogico con buffer a la entrada del ADC.	SI
Desempeño del prototipo (en uso normal)	#XX01	Homologación	14/12/22	PC; Router; Prototipo funcional del sistema adquisidor de señales respiratorias.	Agustin Borgato	3-5	1) Encender el dispositivo y seguir las instrucciones que muestra en pantalla. 2) Realizar las mediciones de espirometria y oximetria. 3) Verificar los resultados visualizandolos de manera local y también remota. 4) Repetir varias veces para verificar el correcto funcionamiento del estado actual del prototipo.	Se espera el correcto funcionamiento de los sensores y del flujo del programa.	El dispositivo funcionó correctamente en todas las iteraciones de pruebas.		SI
Duracion de batería	#BA01	Unitaria	1/12/22 - 14/12/22	Tester	Agustin Borgato	1	1) Medir tensión de batería a plena carga. 2) Tomar ese valor como referencia para el 100% 3) Usar el dispositivo normalmente hasta descargar completamente la batería. 4) Medir la tensión de batería ocasionalmente. 5) Cuando la tensión se encuentre en el rango de 3.0-2.5v verificar en que punto el dispositivo ya no puede encender. 5) Tomar como referencia ese valor y sumar un adicional para dar aviso al usuario de que debe cargar la batería.	Se espera que a los 3v de tensión de batería aprox. el módulo de protección se accione y corte la salida. También se espera una descarga lineal de la batería y el IC protector de sobredescarga, se active y corte el suministro de corriente hacia el dispositivo.	El dispositivo continuó funcionando hasta 2.7V de batería, la tasa de descarga aumentó considerablemente los últimos días a medida que iba disminuyendo la carga y la tensión en la batería. Se logró determinar experimentalmente el umbral minimo de tensión de batería y cuando dar aviso al usuario: $2.7V+0.2V=2.9V$. Duración de batería: 18-20hs Tiempo de carga (0-100%): 2hs y media	La duracion del test fue de dos semanas y se monitoreó a medida que se utilizó el prototipo para pruebas y ajustes.	SI

Listado de pruebas

Medición de caudal con tubo hecho con impresora 3D	#PD05	Unitaria	26/12/22 - 11/01/23	Prototipo funcional del sistema adquisidor. Impresora 3D.	Agustin Borgato	3	<ol style="list-style-type: none"> 1) Realizar varias espirometrias con el prototipo. 2) Comparar con resultados obtenidos previamente usando el tubo brindado por el laboratorio. 3) Ajustar diametro de la restriccion del tubo y coeficiente de descarga en caso de ser necesario. 4) Repetir lo anterior hasta lograr evitar que el sensor se sature y la medicion se encuentre dentro del rango esperado. 	Se esperan resultados similares aunque no identicos al haber modificado la distancia entre las tomas de aire que van conectadas al sensor (tappings).	Se debió agrandar la restriccion de 8mm a 8.3 mm para evitar saturacion (resultado identico al tubo anterior). Se diseño apropiado de 8mm para verificar comparar con resultados previos. Cd requerido para 8mm = 0.609 (igual que el teorico pero satura igual que el otro tubo) Cd para 8.3mm = 0.64 (mejoro respecto de los 0.72 anteriores, ya no satura con ese diametro).	Aun hay una pequeña discrepancia respecto del Cd teórico. *Cd: coeficiente de descarga.	SI
Nuevas pruebas luego de mejorar el código de adquisición	#PD06	Unitaria	16/01/23	Prototipo funcional del sistema adquisidor. Tubo impreso en 3D.	Agustin Borgato	3-5	<ol style="list-style-type: none"> 1) Realizar varias espirometrias con el prototipo. 2) Comparar con resultados obtenidos previamente. 	Se espera que al reducir el umbral mínimo de detección de caudal, el Cd coincida finalmente con el valor teórico. Esto se debe al hecho de que no se contabiliza el caudal que esté por debajo del umbral.	Finalmente se pudo obtener el volumen esperado utilizando el Cd teórico, sin necesidad de ajustes experimentales.		SI
Pruebas con el graficador de NodeRED	#MQ02	Integral	16/01/23	Entorno NodeRED. PC. Prototipo funcional.	Agustin Borgato	10	<ol style="list-style-type: none"> 1) Encender PC 2) Inicializar broker MQTT 3) Inicializar entorno NodeRED 4) Realizar espirometria y oximetria con el prototipo (no se requiere de una espirometria completa, solo exhalar e inhalar levemente) 5) Verificar que los datos se visualizen correctamente en NodeRED. 	Visualización exitosa de los datos adquiridos.	Luego de varios ajustes y pruebas se verificó la correcta visualización de los datos. También se agregó el código necesario (en el software del prototipo) para enviar a NodeRED inhalaciones y formas de onda de LEDs del sensor de oximetria.		SI
Calibración del ADC	#AD06	Unitaria	17/01/23	Prototipo funcional del sistema adquisidor.	Agustin Borgato	5	<ol style="list-style-type: none"> 1) Girar el potenciómetro de ajuste de forma aleatoria. 2) Encender el dispositivo y esperar el aviso "Calibración requerida" 4) Ajustar el potenciómetro 5) Repetir los items anteriores y verificar si el programa detecta correctamente el ajuste sin demorar demasiado y continúa con el flujo del programa. 	Se espera que el programa detecte varias coincidencias entre el valor esperado y el real y continúe normalmente su flujo.	Funciona según lo esperado.		SI
Pruebas con sensor de oximetría utilizando método de ventana deslizante.	#OX04	Unitaria	18/01/23	Prototipo funcional del sistema adquisidor.	Agustin Borgato	3	<ol style="list-style-type: none"> 1) Tomar lecturas de SPO2 y formas de onda de luz reflejada por ambos LEDs. 2) Ajustar umbrales de detección y comparación del algoritmo. 3) Comparar resultados de SPO2 y formas de onda. 4) Repetir 2) y 3) y comparar resultados. 	Se busca aumentar la fiabilidad y repetitibilidad de los resultados ante descuidos por parte del usuario y factores externos al sensor (suciedad, movimiento del dedo, posición errónea, etc).	Se mejoro en gran medida la medición de SPO2.	El precio de esta mejora fue aumentar el tiempo de adquisición, el cuál aumenta según la cantidad de "descuidos" por parte del usuario durante la medición.	SI
Mejora en el algoritmo para que no se cuelgue en caso de reiteradas mediciones erroneas	#OX05	Unitaria	3/2/23	Prototipo funcional del sistema adquisidor.	Agustin Borgato	5-10	<ol style="list-style-type: none"> 1) Tomar lecturas de SPO2 y formas de onda de luz reflejada por ambos LEDs. 2) Mover el dedo de forma intencional para perturbar la medición. 3) Evaluar ejecución del algoritmo y ver resultados. 4) Repetir los pasos anteriores y comparar resultados. 	Se busca aumentar la fiabilidad y repetitibilidad de los resultados ante sucesivas mediciones erroneas y que el algoritmo continúe ejecutandose hasta tender a un resultado mas fiable.	Se logró mejorar el desempeño del algoritmo al descartar completamente la primer medición en caso de resultar errónea. El sistema vuelve a adquirir datos hasta obtener una primera medición coherente en la cuál tener una referencia.	Se incrementa aún más el tiempo de adquisición en el caso de no poder obtener una primera lectura confiable.	SI
Pruebas con la interfaz UART-USB CH340G	#US01	Unitaria	26/3/23	PCB del sistema adquisidor	Agustin Borgato	3-5	<ol style="list-style-type: none"> 1) Probar diferentes implementaciones circuitales del CH340G en la placa. 2) Conectar la placa por USB y verificar si la comunicación es exitosa. 3) En caso de no tener exito, probar una implementación diferente. 	Hacer funcionar la etapa de comunicación USB entre la placa y una PC.	Se tuvo que agregar una resistencia de 470 ohms en la línea RXD (al igual que en la línea TXD), con este cambio se logró la comunicación con la PC. Se agregó un capacitor de 100nF en la línea DTS, no hubo ningún cambio. Se reemplazó el capacitor de desacople en 3V3 por uno de 100nF, no dió resultado.	Si bien se logró hacer funcionar la comunicación con la PC no se encontró forma de reprogramar la placa. El IDE Thonny sigue reportando que no es posible interrumpir el dispositivo y muestra el cartel "Device is busy or does not respond". Tampoco responde a la interrupción manual con Ctrl + C.	Relativo

Listado de pruebas

Pruebas para reducir ruido en el convertidor Boost	#PC01	Unitaria	29/3/23	PCB del sistema adquisidor	Agustin Borgato	10	<ol style="list-style-type: none"> 1) Colocar capacitores de diferentes valores a la entrada y a la salida del convertidor. 2) Medir la amplitud del ruido a la salida. 3) Probar el dispositivo y evaluar su funcionamiento. 4) Repetir los pasos anteriores y comparar resultados. 	El objetivo es reducir el ruido mediante la combinación de capacitores de diferentes tecnologías y valores. También se busca solucionar la inestabilidad en las lecturas del ADC ocasionadas por el ruido de alimentación excesivo.	<p>Se probaron diferentes capacitores, entre ellos:</p> <p>A la salida: Cerámicos: 270nF, 100nF (sin mejoras) Cerámicos SMD (combinaciones): 22uF (fijo) + (10nF, 100nF, 12pF) (sin mejoras) Electrolíticos: 10uF, 270uF, 470uF (gran mejora)</p> <p>A la entrada: Electrolíticos: 1500uF (solución definitiva)</p>		SI
Pruebas para reducir ruido en el convertidor Boost	#PC02	Unitaria	4/4/23	PCB del sistema adquisidor	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Mejorar ruteo de pistas mediante puentes. 2) Evaluar resultados. 	El objetivo de esta prueba es mejorar la referencia de masa del convertidor para ver si hay una mejora en la reducción del ruido al reducir la impedancia entre la entrada y la salida.	Se quitó el capacitor de 1500uF a la entrada y se realizaron dos puentes en el circuito del convertidor. Los puentes no permitieron prescindir del capacitor, sin embargo, hubo una leve mejora en la reducción de ruido al volver a agregar el capacitor dejando los puentes hechos.	Se desconoce la causa por la cuál resulta necesario utilizar un capacitor sobredimensionado a la entrada.	Relativo
Pruebas con la interfaz UART-USB CH340G	#US02	Unitaria	15/4/23	PCB del sistema adquisidor	Agustin Borgato	1	<ol style="list-style-type: none"> 1) Medir con el osciloscopio las líneas D+, D-, TX y RX. 2) Soldar cables directamente a las líneas TX y RX. 3) Intentar reprogramar el microcontrolador con un programador USB aparte. 	Lograr reprogramar el dispositivo para posibilitar ajustes futuros por parte de los beneficiarios del proyecto.	Se pudo reprogramar el microcontrolador exitosamente utilizando un reprogramador CH341A (prácticamente idéntico al CH340G).	Se concluye que el problema estaba en la línea RX ya que muestra una tensión fija de 3.3v en el osciloscopio. Mientras que en la línea TX se observan los datos correctamente.	SI