

SISTEMA DE MONITOREO REMOTO DE RESPIRACIÓN Y NIVELES DE GASES, PARA PACIENTES RECUPERADOS DE COVID-19

REMOTE MONITORING SYSTEM OF BREATHING AND GAS LEVELS, FOR PATIENTS RECOVERED FROM COVID-19

Arsenio Manuel Minaya Urquidi, Juan Diego García, Valentina Rita Villarroel-Beltrán, Luis Marcel Barrero Mendizábal, Silvia Cecilia Tapia Siles

Laboratorio de Innovación Tecnológica Industrial y Robótica (LITIR)

Universidad Privada Boliviana

amupbse@gmail.com

(Recibido el 14 de mayo 2022, aceptado para publicación el 15 de julio 2022)

RESUMEN

En este proyecto se presenta el desarrollo de una máscara capaz de medir la frecuencia respiratoria (FR) y datos relacionados a la calidad de aire en conjunto con una aplicación móvil que recopila la información, para luego ser almacenada en una base de datos. La información recolectada es procesada y entregada a médicos para el control y monitoreo de sus pacientes. Esto debido a que los pacientes recuperados de COVID-19 no suelen ser lo suficientemente sistemáticos para registrar la información solicitada por los médicos locales que los atienden. También se tomó en cuenta la baja disponibilidad de equipos especializados en el ámbito del monitoreo respiratorio. La FR se midió con un sensor de temperatura y un micrófono. Se utilizaron algoritmos de Transformada Rápida de Fourier y Machine Learning que juntos conformaron una Fusión de Sensores de nivel básico para tener una respuesta más confiable. Los resultados de las mediciones de FR obtenidas a partir de la fusión de sensores tienen una desviación estándar de 5.97 y una estimación exacta en el 67% de las pruebas. Debido a que los materiales son populares a nivel mundial, este proyecto es fácilmente replicable en países de bajos recursos.

Palabras Clave: Frecuencia Respiratoria, Smart-Mask, Calidad de Aire, COVID-19, FFT, Machine Learning, Fusión de Sensores.

ABSTRACT

This project presents the development of a mask to measure the respiratory rate (RR) and data related to air quality, in conjunction with a mobile application that collects information and then stores it in a database. The information collected is processed and delivered to doctors for the control and monitoring of their patients. This is because recovered COVID-19 patients are usually, not systematic enough, to record the information requested by the local doctors who treat them. We also take into account the low availability of specialized equipment in the field of respiratory monitoring. RR was measured with a temperature sensor and a microphone. Fast Fourier Transform and Machine Learning algorithms were used which together formed an entry-level Sensor Fusion to have a more reliable response. The results of the RR measurements obtained from sensor fusion have a standard deviation of 5.97 and an exact estimate in 67% of the tests. Because the materials are popular globally, this project is easily replicable in low-resource countries.

Keywords: Respiratory Rate, Smart-Mask, Air Quality, COVID-19, FFT, Machine Learning, Sensor Fusion.

1. INTRODUCCIÓN

El 2020 fue el año en el que el nuevo coronavirus “COVID-19” se fue expandiendo alrededor del mundo [1]. Al momento de la redacción, en Bolivia ya son aproximadamente 761 000 personas que se recuperaron de esta enfermedad según el Ministerio de Gobierno del país [2] y en el mundo 255 000 000 aproximadamente según worldometer [3].

De las personas recuperadas, aproximadamente el 30%, según WHO [4], permanece con síntomas “Post-COVID”. Entre estos síntomas se encuentran problemas dermatológicos, psiquiátricos, neurológicos, cardiovasculares y además, entre los que conciernen a este trabajo, problemas respiratorios como: falta de aire, dificultad para inhalar, fatiga y tos [5].

En la experiencia local de los médicos consultados, cuando un paciente recuperado de COVID -19 no puede acudir a un consultorio médico, generalmente no colabora con el registro de la información respecto a su salud. Los que colaboran, no suelen ser lo suficientemente sistemáticos para reportar sus signos vitales, relacionados a la respiración, en los tiempos especificados por el médico. Además, la baja disponibilidad y alto costo de equipos especializados de buena

calidad son una desventaja. Esto puede ocasionar el desarrollo de problemas serios, que podrían ser detectados con un seguimiento sistemático al paciente.

Para solucionar aquello se presentará el diseño y construcción de un prototipo de máscara que contará con un micrófono, sensor de temperatura y sensor de calidad de aire. La información relacionada a la respiración será procesada por un microcontrolador y este a su vez estará conectado inalámbricamente a un celular Android quien, mediante una aplicación móvil desarrollada; podrá controlar, almacenar y monitorear los datos. Al tener los registros de las mediciones, los médicos pueden tener una mejor perspectiva del estado real del paciente durante sus actividades cotidianas, evaluar los efectos de la medicación indicada y corroborar si las terapias tienen resultados positivos.

Para entender por qué el proyecto siguió un determinado curso, primero se debe analizar el contexto. El aparato respiratorio es un conjunto de tejidos y órganos que permiten a los seres vivos respirar. Durante su funcionamiento se llevan a cabo procesos de absorción de oxígeno y limpieza de gases en la sangre. Entre las funciones más importantes de este aparato está el inhalar el aire para llevar el oxígeno a la sangre, exhalar el aire con gases no útiles para el cuerpo, calentar el aire y humedecerlo a niveles necesarios para la sangre.

Existen muchas condiciones que pueden afectar el aparato respiratorio como ser los virus, que causan infecciones como neumonías o bronquitis entre otros. Uno de estos virus es el SARS-CoV-2 o comúnmente conocido como COVID-19 [6].



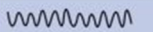


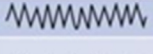



Pattern	Condition	Pattern	Condition
	Eupnoea		Cheyne-Stokes
	Tachypnoea		Biot's
	Bradypnoea		Kussmaul's
	Apnoea		Apneustic
	Hyperpnoea		

Figura 1: Tipos de respiraciones [23], [24].

En la Figura 1, se pueden ver diferentes tipos de respiración, entre ellos están:

- Eupnea: Respiración normal.
- Taquipnea: Frecuencia respiratoria elevada.
- Bradipnea: Frecuencia respiratoria debajo de lo normal.
- Apnea: Sin respiración.

Las técnicas que se pueden usar para monitorear la respiración incluyen la medición de una o más de las siguientes variables:

- El sonido: Éste es creado por algún objeto en vibración que genera una onda a través de un medio, generalmente el aire [7]. Relacionando el sonido con la respiración, al inhalar se mueve el medio al interior de los pulmones y al exhalar se mueve el medio al exterior del cuerpo. Este desplazamiento al exterior genera ondas que viajan por el aire circundante y generan sonido.
- La temperatura: Ésta representa el grado de calor o frialdad de algún objeto. Esta se suele medir en grados Fahrenheit o grados Celsius [8]. Relacionado con la respiración, el aparato respiratorio se encarga de calentar el aire que se inhala para que esté a los niveles requeridos por el cuerpo. Al exhalar, el aire (calentado a la temperatura corporal) es disipado hacia el medio circundante.
- La calidad de aire: Uno de los parámetros principales para el análisis de la calidad del aire es el CO₂. Este es el resultado de los procesos metabólicos en organismos vivos. Este puede medirse en [ppm] (partículas por millón) o [mg/L] (miligramos por litro). Existen varios rangos para determinar cuán aceptable es la concentración y qué efectos tiene sobre las personas. Entre los efectos fuera de rango se encuentran dolor de cabeza, sueño, desconcentración, pudiendo llegar a la pérdida de conciencia e incluso la muerte [9].

Algunos consideran que la frecuencia respiratoria es un signo vital olvidado ya que no se suele medir con frecuencia y las mediciones que se realizan son bastante inexactas. El pasar por desapercibidos los signos relacionados a la

respiración puede traer consecuencias severas a corto y largo plazo. La frecuencia respiratoria es vital en muchos aspectos [10] como ser el:

- Detectar la presencia de respiración o la falta de esta (Apnea).
- Predecir eventos cardíacos mucho antes que otros signos. Estudios encontraron que la frecuencia respiratoria puede determinar problemas cardíacos 72 horas antes que la presión alta o el pulso elevado [11].
- Detectar la gravedad de neumonía en países subdesarrollados.
- Prevenir el deterioro clínico del cuerpo. Al no tener una buena oxigenación, se pueden dañar muchas partes del cuerpo.
- Detectar el impacto que tiene el estrés emocional sobre la respiración.
- Detectar anomalías en la respiración durante el esfuerzo físico (deporte).

Existen diversos tipos de sistemas de monitoreo, por ejemplo:

- Manuales, medición directamente con la vista:
 - Manuales: Solo con cronómetro
 - Asistidos: Con cronómetro y contador
- Automáticos, derivado de las fluctuaciones de los sensores:
 - Aliento Exhalado: Humedad, Temperatura, Presión de Aire, EtCO₂ (Cantidad de CO₂ en aire exhalado)
 - Esfuerzo Torácico: Tamaño de la circunferencia del tórax, Movimiento del tórax, Volumen de los pulmones medido con electrodos
 - Sonidos Respiratorios: Oronasal (Boca y nariz), Torácico, Traqueal (Tráquea o cuello) [12]

Muchos de estos sistemas no son portátiles, sino son equipos que pertenecen a hospitales y no son de fácil acceso para los pacientes. Una desventaja de estos es que la respiración puede variar dependiendo de las actividades que realice el paciente. Los aparatos portátiles tienen la ventaja de que pueden ser cargados personalmente en todo momento [13].

Diferentes enfermedades pueden causar mal funcionamiento o anomalías en los componentes del aparato respiratorio. Esto genera diferentes movimientos o ruidos producidos por los pulmones, el tórax, la tráquea, la nariz o inclusive la boca. Algunos sensores [13] que podrían detectar estas anomalías son los siguientes:

- Sensor de presión o resistencia: Gracias a la contracción y expansión del tórax se puede medir este cambio de tamaño con un sistema basado en un sensor de presión o estiramiento. La empresa Vernier diseñó cinturones en el pecho que detectan estos cambios.
- Sensores acústicos o micrófonos. Pueden localizarse en diferentes zonas como la nariz, el cuello o el pecho. Cada uno puede medir diferentes parámetros. El que está cerca de la nariz puede estudiar la entrada y salida de aire mientras que el que está en el pecho puede funcionar como un estetoscopio para los pulmones.
- Sensores de oxigenación: Estos se concentran en medir la saturación de oxígeno en la sangre. Pueden usarse en dedos, cabeza, muslo y tobillo.
- Sensores de aceleración: Estos sensores pueden medir los movimientos que se generan en el pecho durante la inhalación y exhalación. Estos trabajan mejor junto a giroscopios y magnetómetros.

Para procesar esta información existen varios algoritmos [13] como ser la Amplificación, Filtrado, DAC, FFT, Machine Learning, Plataformas Multimodales, etc.

Existen las máscaras denominadas “inteligentes” que tienen diferentes funcionalidades y varían desde mejorar la apariencia, desinfección ultravioleta y hasta de investigación médica [14], [15], [16], [17], las más populares son:

- Máscaras de moda: Estas máscaras tienen luces y accesorios como bluetooth conectado a micrófonos y auriculares [14], [15].
- Máscaras con cualidades médicas: Estos sistemas utilizan sensores que pueden ser más accesibles y pueden funcionar como monitoreo de datos vitales. La desinfección que ofrecen y su eficacia aún no están completamente probados [17].

Existen también adaptaciones de máscaras utilizadas en hospitales [16]. La máscara Linshom es un dispositivo que utiliza termómetros de respuesta rápida para luego realizar una regresión y comparar la frecuencia respiratoria con otros métodos como la capnografía (mide el dióxido de carbono exhalado). En otro caso, LabOnMask [17] permite el monitoreo de datos como la oxigenación, temperatura, presión sanguínea y pulso cardíaco. Estos datos se toman con sensores montados en una máscara con un PCB flexible. Luego estos se envían mediante bluetooth a una aplicación. Toda esta data se utiliza para monitorear enfermedades como el COVID-19.

Con toda esta información se obtuvo un mejor panorama del monitoreo de la respiración actualmente. Se definió que el objetivo principal de este proyecto sería construir un sistema, que pueda medir los datos relacionados a la respiración y calidad de aire dentro de la máscara de una persona que superó la enfermedad COVID-19. Esta información deberá ser fácilmente visible por el usuario y almacenada en una base de datos para el monitoreo de un médico especialista. De manera más específica, se diseñará y construirá la máscara que sea apropiada para contener la electrónica apropiada y medir los datos especificados. También se armará un sistema de calibración para los sensores y algoritmos. Por último, se desarrollará una aplicación móvil que pueda recibir, mostrar y almacenar la información. Tomar en cuenta que los signos de oxigenación y ritmo cardíaco no se tomarán con la máscara sino con dispositivos externos tales como un oxímetro.

2. MÉTODOS

2.1 Componentes

2.1.1 Microcontroladores

Los microcontroladores son circuitos integrados que se utilizan para dirigir un sistema electrónico. Están compuestos por una unidad de procesamiento, memoria y circuitos adicionales. Estos pueden controlar componentes eléctricos mediante salidas lógicas y recibir información mediante entradas (I/O pins) [22]. El microcontrolador a utilizar será el ESP32 que tiene conexión a WiFi y Bluetooth incorporadas. Este microcontrolador se puede programar en la plataforma de Arduino IDE.

2.1.2 Micrófonos

Los micrófonos son dispositivos electrónicos que transforman vibraciones del aire en señales eléctricas. La mayoría trabaja como un capacitor que varía su capacitancia dependiendo de las vibraciones. Los micrófonos pueden ser analógicos o digitales. En este caso, se utilizará uno de tipo MEMS, el INMP441 que trabaja con el protocolo i2s. I2s significa *interconnected sound* (sonido interconectado) y es un bus para mandar señales de audio digitalmente. Trabaja con frecuencias de muestreo elevadas, 44 [kHz].

2.1.3 Sensores de Temperatura

Los sensores de temperatura pueden medir las fluctuaciones de temperatura en el ambiente y convertirlas en señales para que un microcontrolador las procese. Existen varios tipos de sensores que pueden ser analógicos o digitales. En este caso se usará un sensor de gran precisión, DS18B20. Este sensor trabaja con diferentes rangos de resolución para la medición de temperatura, desde 9 hasta 12 bits. Tiene un error de ± 0.5 °C dentro de los -10 y 85 °C.

2.1.4 Medidores de Calidad de Aire

Estos sensores miden ciertos compuestos y gases que se encuentran en el aire que los rodea. Pueden ser específicos a un tipo de gas o en otros casos pueden medir varios. El que se utilizará para este proyecto es el módulo CCS811. Este sensor trabaja con el protocolo i2c y puede medir CO₂ y TVOC.

2.2 Algoritmos

2.2.1 Machine Learning

Machine Learning es la ciencia y arte de programar computadoras para que éstas puedan aprender de la información [20]. Las redes neuronales artificiales se denominan de esa forma ya que trabajan de manera similar a las reales. Cada neurona recibe y envía información que puede transformarla cuando pasa a través de ella. En el proyecto se utilizan redes neuronales clasificadoras. Éstas permiten distinguir la información de entrada y asignarle una clase. Por ejemplo, reconocer si el animal de una foto es un perro o un gato.

Este algoritmo se escogió para el micrófono ya que actualmente se utiliza este método para clasificar audios de respiración [13] y era cautivador probar el enfoque de realizar este procesamiento dentro de un microcontrolador. Para crear una red neuronal clasificadora, se deben seguir los pasos descritos en la Figura 2.

Primero se debe comenzar con un dispositivo de captura de datos. Estos datos serán audios que contengan los sonidos que se desee clasificar. Estas grabaciones serán preparadas, aplicando un algoritmo derivado de la Transformada de Fourier, para tener la señal en el dominio de la frecuencia, ya que si se queda en dominio de tiempo es difícil encontrar patrones de clasificación. Luego se debe entrenar el modelo y para finalizar realizar pruebas con muestras separadas.

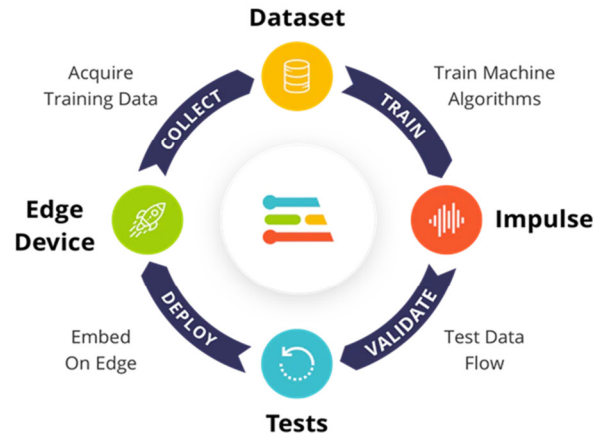


Figura 2: Workflow de EdgeImpulse [26].

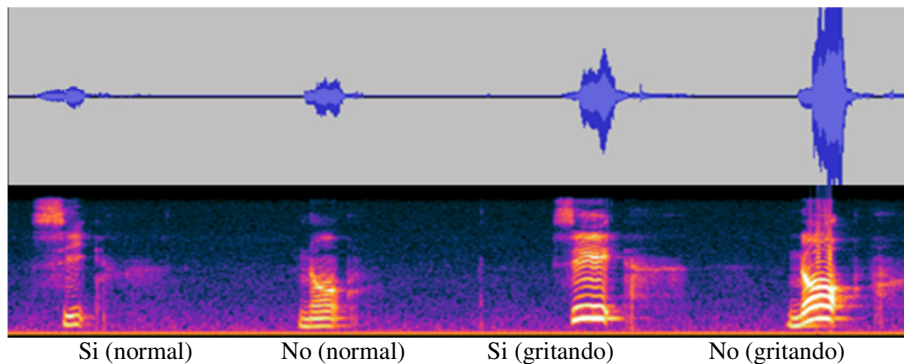


Figura 3: Audio en dominio de tiempo y frecuencia.

Como se puede observar en la Figura 3, se podría intentar distinguir entre “si” y “no” hablados normalmente. Pero si se los grita ya no se sabe si es “si” o “no”, entonces en el dominio del tiempo es más complicado distinguir patrones. Con la máscara lista, primero se grabaron varios archivos de 30 [s] de audio. Luego se subieron todos los audios en formato .wav a la plataforma *Edge Impulse* donde fueron clasificados y se los separó correctamente en las categorías exhalación y silencio.

Como se indicó anteriormente, se necesita un espectrograma para diferenciar los sonidos. Se extrajeron los espectrogramas utilizando el método *Mel-Filterbank Energy* (MFE). Se trata de una variación de la Transformada de Fourier clásica y según *Edge Impulse*, es el método más adecuado para reconocer sonidos que no provienen de la voz.

En la Figura 4 se puede observar la arquitectura de la red neuronal utilizada; en la entrada del modelo se tienen los píxeles del espectrograma (ya que son representados como imagen), luego se tiene una capa de reorganización de la información para que esta pueda atravesar la primera capa de neuronas, luego se tiene una capa de *dropout* que trata de minimizar el *overfitting*, luego se encuentran otra capa de neuronas y para terminar se realiza un nuevo *dropout* y una reducción de información para presentar la salida clasificadora de clases.

La red neuronal se entrenó con 100 ciclos de repeticiones, un ratio de aprendizaje de 0.005 y un set del 80% de la base de datos para el entrenamiento. Estos valores eran los sugeridos por defecto y no se los cambiaron debido a que el entrenamiento fue exitoso como se verá más adelante.

Tener solo estas dos clases (exhalación y silencio) ayudó mucho al modelo y su desempeño. Al finalizar el entrenamiento, se observó que existe un *sobreentrenamiento* (*overfitting*) debido a las características de las muestras.



Figura 4: Arquitectura de la red neuronal utilizada.

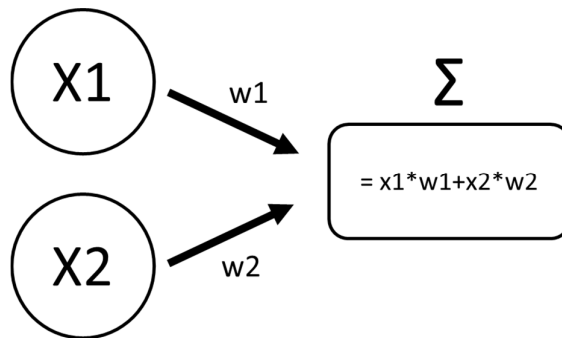


Figura 5: Funcionamiento de una red neuronal simple.

Al validar el modelo, se obtuvo que tiene un 100% de certeza. Como hay mucha diferencia entre la exhalación normal y el silencio, se hace muy fácil para el modelo diferenciar entre ambos. En este punto aún no se tomaba en cuenta las exhalaciones suaves que no perturban el aire alrededor del micrófono y no pueden ser detectadas por este sensor.

La red neuronal trabaja como en la Figura 5. Esta sencilla explicación tiene entradas (x_1 y x_2) que en este caso serían píxeles del espectrograma. Se tienen pesos (w_1 y w_2) que multiplican a las entradas y luego una sumatoria. La sumatoria es la función que permite tener una interacción entre todos los datos de entrada y manipularlos para lograr hallar un patrón que entregue información útil. En este caso la salida sería si es que el audio contiene un silencio o una exhalación.

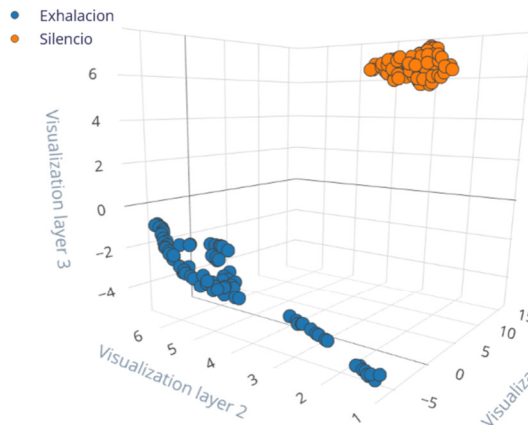


Figura 6 - Características de la exhalación y silencio.

Luego, se pasó a realizar la instalación del sistema desarrollado (instalar el programa y correrlo) en el ESP32. Este proceso requiere una adaptación del *sketch* para que funcione con un micrófono MEMS i2s.

2.2.2 Transformada Rápida de Fourier

La Transformada Rápida de Fourier (FFT) es un algoritmo que simplifica y agiliza el proceso de cálculo de la Transformada de Fourier. En pocas palabras, recibe una señal discreta en el tiempo y la convierte al dominio de la frecuencia en un tiempo muy corto [18]. Este algoritmo es muy utilizado para procesar señales y filtrarlas [19]. El intervalo de tiempo que ocurre entre las tomas de muestras representa la frecuencia de muestreo, la cual definirá el rango de frecuencias que puede ser analizado con la FFT. Este rango es determinado por el teorema de Nyquist que expresa: “La frecuencia máxima que puede medirse de una señal es la mitad de la frecuencia de muestreo”.

Este algoritmo se escogió para el sensor de temperatura ya que los datos obtenidos, cuando se expuso el sensor ante la respiración nasal, presentaban un patrón sinusoidal y por ende calcular su frecuencia era un objetivo primordial en el proyecto.

Al realizar algunas pruebas, se determinó que el tiempo de muestreo del sensor de temperatura DS18B20 es de 0.652 [s]. Entonces la frecuencia de muestreo es de 1.53 [Hz]. Esto significa que se puede medir frecuencias de hasta 0.766 [Hz], por el teorema de Nyquist. Si se convierte a minutos es 46 [muestras /min]. Este valor muestra el límite de medición de respiración. Este valor prospecta un futuro viable ya que las respiraciones normales varían entre 13 y 25 [resp. /min].

Con la frecuencia definida, se prosiguió a tomar muestras y se determinó que el valor a ser analizado no sería la temperatura en sí, ya que esta varía mucho en diferentes condiciones, sino el cambio de temperatura. Al exhalar el cambio es positivo y al inhalar es negativo.

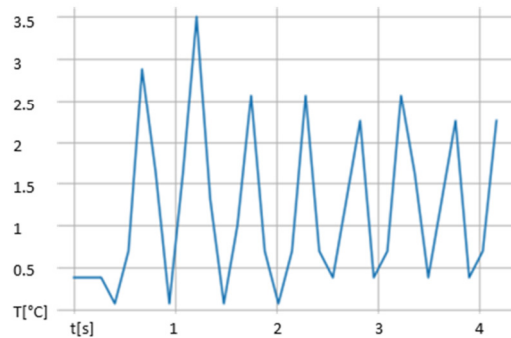


Figura 7: Gráfica de datos de cambio de temperatura.

El cálculo de la frecuencia respiratoria se logró gracias a la biblioteca ArduinoFFT. Se probó con diferentes cantidades de muestras y se vio que muestras mayores a 16 unidades dan resultados coherentes.

Para comprobar que el análisis de ArduinoFFT era correcto, se decidió realizar un análisis offline de las muestras. Se utilizó el módulo SciPy en un notebook online llamado Collaboratory (Google) para realizar los cálculos de FFT. Para obtener las muestras, se adaptó el programa de ESP32 en Arduino para que éste las imprima separadas por una coma y luego imprima el resultado de la frecuencia principal del análisis de ArduinoFFT. Luego de eso se copiaron las muestras en el programa de Collaboratory y se realizó el análisis y el error de este fue de ± 1 [resp./min.].

2.2.3 Calidad de Aire

Luego de eso se creó el programa para el análisis de Calidad de Aire con el sensor CCS811. Este programa es muy sencillo y consiste en inicializar el sensor y luego proceder a leer los datos de CO₂ y TVOC. Luego, el sensor los envía al controlador y el programa los almacena en una variable.

2.2.4 Fusión de Sensores

La fusión de sensores, como su nombre lo indica, es la utilización de 2 o más sensores para adquirir información más confiable y robusta. Existen diferentes tipos de fusiones de sensores con diferentes niveles de complejidad (1, 2, 3, 4, 5), diferentes lugares de procesamiento de datos (centralizada, descentralizada), diferentes configuraciones de sensores (complementario, redundante, competitivo) y diferentes organizaciones de la información (directa, indirecta) [21].

Se hizo una fusión de sensores nivel 1 [25], eso significa que se utilizó la información preprocesada (temperatura: cambio de temperatura respecto a medición anterior) y (sonido: porcentaje de certeza de la predicción de ML) para eliminar falsos positivos como ser ruidos externos o aumento de la temperatura al alinear ambas señales. Para determinar que es una verdadera exhalación, tiene que haber aumento de la temperatura y predicción elevada de exhalación.

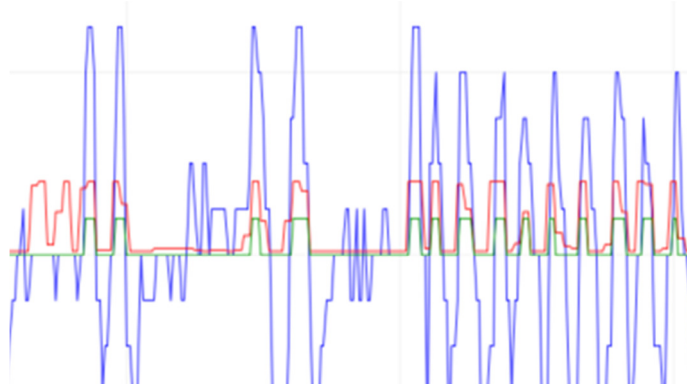


Figura 8: Fusión de sensors.

Esto se logra exitosamente con un simple condicional (*if*) y los resultados se pueden ver en la Figura 8. La señal azul son los cambios de temperatura, la roja es el % de certeza de la predicción y la verde es la fusión de sensores. Es evidente en la gráfica como se eliminan falsos positivos del sensor de temperatura como del micrófono.

2.3 Electrónica

Para tener un diseño más práctico se construyó un prototipo de PCB en un perfboard. Este tiene cables de conexión tipo JST. Estos son bastante flexibles y el poder conectarse/desconectarse permite un fácil ensamble hacia la máscara.

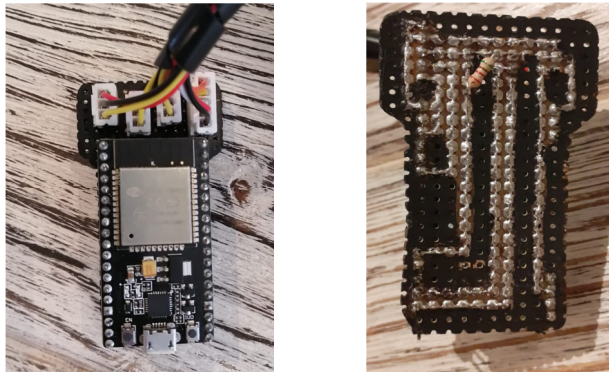


Figura 9: Uso de cables JST y circuito en perfboard.

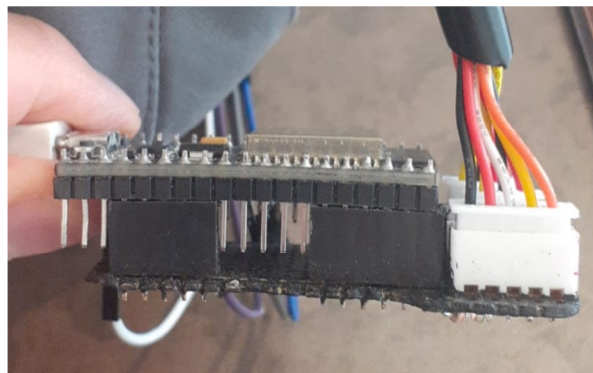


Figura 10: Vista lateral del PCB.

El ESP32 no se soldó directamente al perfbboard. Se utilizaron headers, sólo donde hay conexiones. Esto facilita el armado y desarmado del equipo.

Se utilizó un módulo Bluetooth externo (HC-05) que envía datos a través de un puerto serial. Los datos que se envían están en formato JSON. Este consiste en una matriz de variables que contienen información de fácil acceso.

2.4 Diseño de Máscara

Se comenzó realizando un planteamiento de los requerimientos iniciales que debería tener la máscara según lo acordado y a la información recolectada:

- Usuario identificado: Pacientes recuperados de COVID-19
- La máscara debe seguir protocolos de bioseguridad para proporcionar protección ante diversos virus
- La máscara debe tener partes rígidas para sostener los sensores.
- La máscara debe cubrir parte de la boca y la nariz.
- La ubicación de los sensores (de temperatura, calidad de aire, sonido) debe ser por debajo de la nariz, sin incomodar, pero lo suficientemente cerca para poder obtener datos precisos.

Con las especificaciones a cumplir se realizaron diversos prototipos considerando que la pieza que alberga los sensores será impresa en 3D. En las primeras iteraciones se planteó un modelo que cubra el sector de la boca y la nariz por completo tipo armazón, en la cual se pueda colocar por encima un barbijo quirúrgico o de tela. El modelo fue descartado por un análisis de seguridad al determinar que un golpe en dirección de la pieza, por la dureza del material, impactara contra la cara con posibilidad de daño.

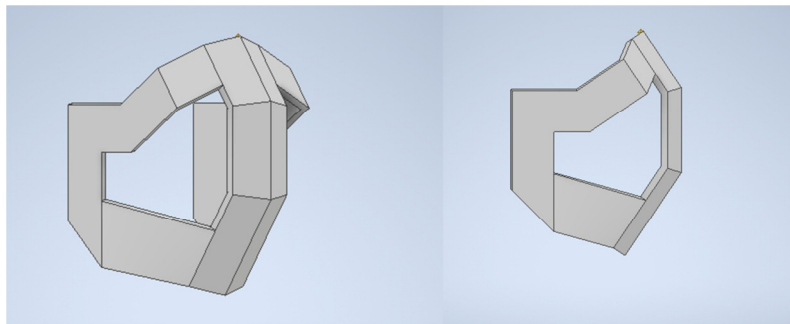


Figura 11: Soporte de sensores.

Posteriormente, se trabajó sobre un modelo más pequeño y compacto, tomando en cuenta la pieza a diseñar como un complemento a agregar sobre un barbijo quirúrgico o de tela. A partir de esta consideración se obtuvo el diseño final que consta en una máscara de tela especial que sujeta a los sensores mediante una pieza realizada en impresión 3D con ranuras para el posicionamiento de los sensores utilizados.

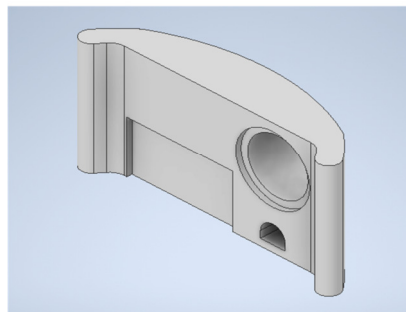


Figura 12: Soporte de sensores.

Se utilizó una máscara fabricada por una empresa local: “ALMANZA CORPORACIÓN S.R.L.”, que fue diseñada por la empresa, especialmente para el proyecto. Esta empresa está avalada por centros médicos locales, para la fabricación de máscaras para el COVID-19. Se utilizaron ligas para sujetar el soporte de sensores frente a la nariz y boca. Los cables pasan por dentro de la máscara y salen por un costado.

2.5 Diseño de la aplicación móvil

El microcontrolador se encarga de enviar la información a un teléfono inteligente Android para que este almacene la información en una base de datos. Se tomó esta alternativa debido a que el microcontrolador cuenta con capacidades de Bluetooth (las cuales no requieren hacer cambios por cada usuario) y el teléfono se encargará del traspaso de datos de los sensores al servidor mediante una conexión a internet.

Se plantea tener 2 tipos de mensajes distintos: el primero es enviado cada vez que se lo requiera y cuenta con toda la información relevante para el médico. El segundo es enviado cada 15 minutos (o un tiempo definido previamente), para hacer un control periódico.

La información que se envía es la siguiente:

- Datos enviados cuando son requeridos
 - Frecuencia de Temperatura, Frecuencia de Micrófono, Frecuencia Respiratoria de Fusión de Sensores, Validez de Muestras, Tipo de Respiración, Relación de Inhalación/Exhalación, Niveles de CO₂, Niveles de TVOC
- Datos enviados cada 15 minutos
 - Niveles de CO₂, Niveles de TVOC, Temperatura

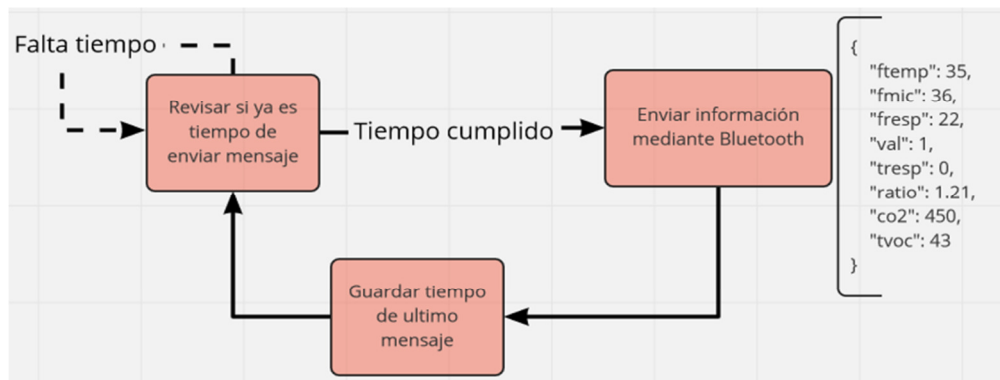


Figura 13: Diagrama de ejecución para comunicación (ESP32).

En la pantalla principal se tienen 3 campos para desplegar la información relevante al usuario siendo la temperatura, niveles de CO₂ y TVOC. Por debajo se encuentra un gráfico en el que se muestran los datos a medida que van llegando. A medida que los datos van llegando, se los almacena de forma interna en el teléfono utilizando SQLite, creando 2 tablas “t_smsensor” y “t_smoxi” donde la primera sirve para almacenar los datos recibidos del microcontrolador y la segunda almacenará todos los datos del oxímetro ingresados por el usuario manualmente. Para ingresar los datos del oxímetro, se tiene un botón flotante en la esquina inferior derecha de la pantalla.

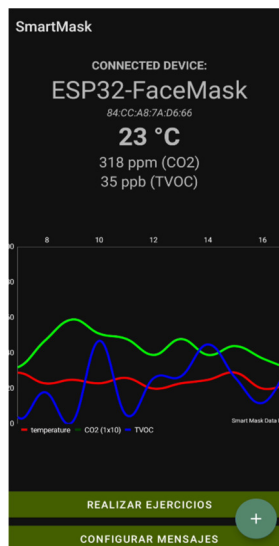


Figura 14: Capturas de pantalla de la aplicación.

La aplicación puede analizar si los datos recibidos relacionados a la calidad de aire se encuentran en niveles que podrían poner en riesgo la salud del usuario. Si los datos que recibe se encuentran fuera de rango, una notificación de advertencia aparecerá en el celular indicando al usuario que debe retirar la máscara durante un momento. Además, junto a la notificación, el teléfono se pondrá a vibrar en un breve patrón para llamar la atención del usuario.



Figura 15: Pantalla de Actividades.

Al presionar en alguna notificación para realizar actividades (tomar datos para calcular la frecuencia respiratoria), se abrirá la aplicación en la pantalla para empezar la grabación de datos durante el ejercicio. En caso de que por algún motivo se haya ocultado la notificación o simplemente se quisiese realizar estas medidas fuera de horario, se puede presionar en el botón de realizar ejercicios de la pantalla principal para activarla.

Para realizar la sincronización de datos al servidor se tiene que realizar una breve configuración. En una ventana flotante se debe ingresar la dirección IP del servidor API (Este tiene que seguir el formato de páginas web, siendo el formato "http://[dirección-ip].com" o https://[dirección-ip].com" en caso de que la página cuente con certificado de seguridad).

Para tener un identificador único en cada dispositivo, se utiliza el identificador alfanumérico único del teléfono siendo este generado por el sistema operativo. Esto puede estar sujeto a cambios en un futuro, como por ejemplo cambiarlo por un dato ingresado como el número de teléfono o del carnet de identidad.

Toda la información que ha sido presentada no es representativa del producto final, siendo esta propensa a cambios a medida que evolucione el proyecto en un futuro, algunas funcionalidades pueden llegar a cambiar entre versiones e incluso ser eliminadas mientras otras son creadas. Por lo tanto, el trabajo presentado forma parte de las etapas iniciales del proyecto y cumple como una base para el futuro.

3. RESULTADOS

3.1 Máscara

En las Figuras 16 y 17, se pueden apreciar dos vistas de la máscara diseñada. Este diseño es bastante eficiente ya que al tener los sensores directamente frente a la nariz y boca se puede capturar el sonido, temperatura y gases producidos por la respiración instantáneamente. El ensamble y desensamble son bastante sencillos ya que las máscaras de tela deben pasar por procesos de lavado. El peso es muy reducido y eso reduce el cansancio producido en las orejas y nariz.



Figura 16: Vista de perfil de máscara modificada.



Figura 17: Vista interior de la máscara.

Las funciones capaces de resolver son las siguientes:

- Sujetar los sensores de manera adecuada para las mediciones gracias al soporte impreso en 3D.
- Calcular la frecuencia respiratoria a través de 3 métodos:
 - Realizando la Transformada Rápida de Fourier (FFT) con la señal del sensor de temperatura.
 - Realizando una clasificación con una red neuronal a través del reconocimiento de sonidos con el micrófono.
 - Realizando una fusión de sensores (nivel 1) entre el micrófono y el sensor de temperatura.
- Determinar la temperatura dentro de la máscara.
- Determinar parámetros sobre la calidad de aire dentro de la máscara (CO₂ y TVOC).
- Transmitir toda esta información a través de Bluetooth Classic.

Además, es una máscara creada con sensores conocidos a nivel mundial. Todos los insumos para desarrollar la máscara fueron encontrados en el mercado local Boliviano y por lo tanto puede ser replicado fácilmente en países de bajos recursos.

3.2 Aplicación Móvil

La aplicación móvil fue desarrollada en Android Studio, lo que significa que solo es compatible con los dispositivos que cuenten con este sistema operativo. Las funciones que implementa la aplicación son las siguientes:

- Conectarse inalámbricamente con la máscara mediante el protocolo de Bluetooth Classic.
- Enviar y recibir datos de la máscara.
- Graficar en tiempo real datos de temperatura y calidad de aire para que el usuario tenga un vistazo de la información tomada.

- Entrar en modo “Toma de Medidas” para recibir los signos vitales vinculados a la respiración que la máscara es capaz de capturar durante 5 minutos.
- Almacenar datos introducidos manualmente por el usuario como ser el pulso y oxigenación.
- Almacenar toda esta información en una base de datos.
- Advertir al usuario si es que la calidad de aire está fuera de rango mediante alarmas con vibraciones, solicitando que este se quite la máscara por un instante.
- Enviar notificaciones cada cierto tiempo, para que el usuario recuerde que debe tomarse los signos vitales utilizando la máscara.

3.3 Sistema de calibración

El sistema de calibración es un compendio de varios programas y procesos que ayudan en diferentes partes del proyecto. Los diferentes programas sirven para:

- Medir el tiempo de muestreo del sensor de temperatura.
- Grabar audios para posterior entrenamiento de la red neuronal utilizada.
- Configuración de Módulo Bluetooth HC-05 para conexión con la aplicación móvil.
- Seguimiento para entrenar, prueba y despliegue de modelo de Red Neuronal en el ESP32.
- Recopilar datos del cambio de temperatura con cálculo de transformada rápida de Fourier (FFT) realizado dentro del ESP32 para posterior análisis.
- Analizar los resultados generados por la biblioteca encargada de calcular la FFT dentro del microcontrolador. Esto con el módulo SciPy en Python.

Con estos programas se pueden comprobar y calibrar los algoritmos que se utilizan en la máscara.

3.4. Validación empírica

Debido a la situación de la pandemia, se realizaron una menor cantidad de pruebas a lo esperado. Estas pruebas tenían como objetivo analizar la efectividad de los algoritmos para medir la FR. Los 5 participantes eran ciudadanos bolivianos de entre 23 y 83 años. Se tomaron diferentes frecuencias usando un metrónomo para guía de los participantes. Tomar en cuenta que no había perturbaciones y ruidos externos al momento de tomar las pruebas.

Las condiciones en las que se deben usar la máscara y tener mediciones confiables consisten en que el usuario no debe hablar, simplemente respirar y estar sentado.

4. CONCLUSIONES

En este artículo se presentó el diseño, creación y validación de una máscara que permite tomar datos con varios sensores del mecanismo de respiración del paciente y enviarlos inalámbricamente a una aplicación que puede almacenar en una base de datos y mostrarlos de modo que le pueda ser de utilidad al médico. La aplicación puede recordar al paciente (a través de alarmas) que se debe tomar los signos vitales cada cierto tiempo. En el caso de que la máscara determine que la calidad de aire es muy mala, la aplicación móvil puede avisar al usuario que de un descanso de esta y se la retire. Para una óptima puesta en marcha de la máscara, se desarrollaron varios programas y pasos a seguir dentro de un sistema de calibración.

En las gráficas que se muestran en la Figura 18, se pueden ver los resultados de las pruebas con cronómetro. Las barras verdes son las referencias y las barras azules son los valores que se estimaron con los diferentes métodos.

Se puede observar que el método que presenta menos errores y las predicciones más aproximadas es el de FFT. El que muestra más errores es el de ML, por lo que el modelo de ML no se implementará para trabajar de manera aislada.

El método de fusión de sensores es el que presenta resultados con menos errores, pero aún así hubieron 4-3 muestras alejadas de las mediciones y es por eso que el cálculo de la desviación estándar es de 5.97. Este es también el caso de ML. Analizando los datos, se encontró que la cantidad de silencios encontrados en las muestras desviadas eran muy elevadas (de 30 muestras, 25 eran silencio). Esto significa que las respiraciones fueron muy suaves y no llegaron a impactar en el micrófono. Si no se tomaran en cuenta esas muestra, la desviación estándar sería igual a 0.13.

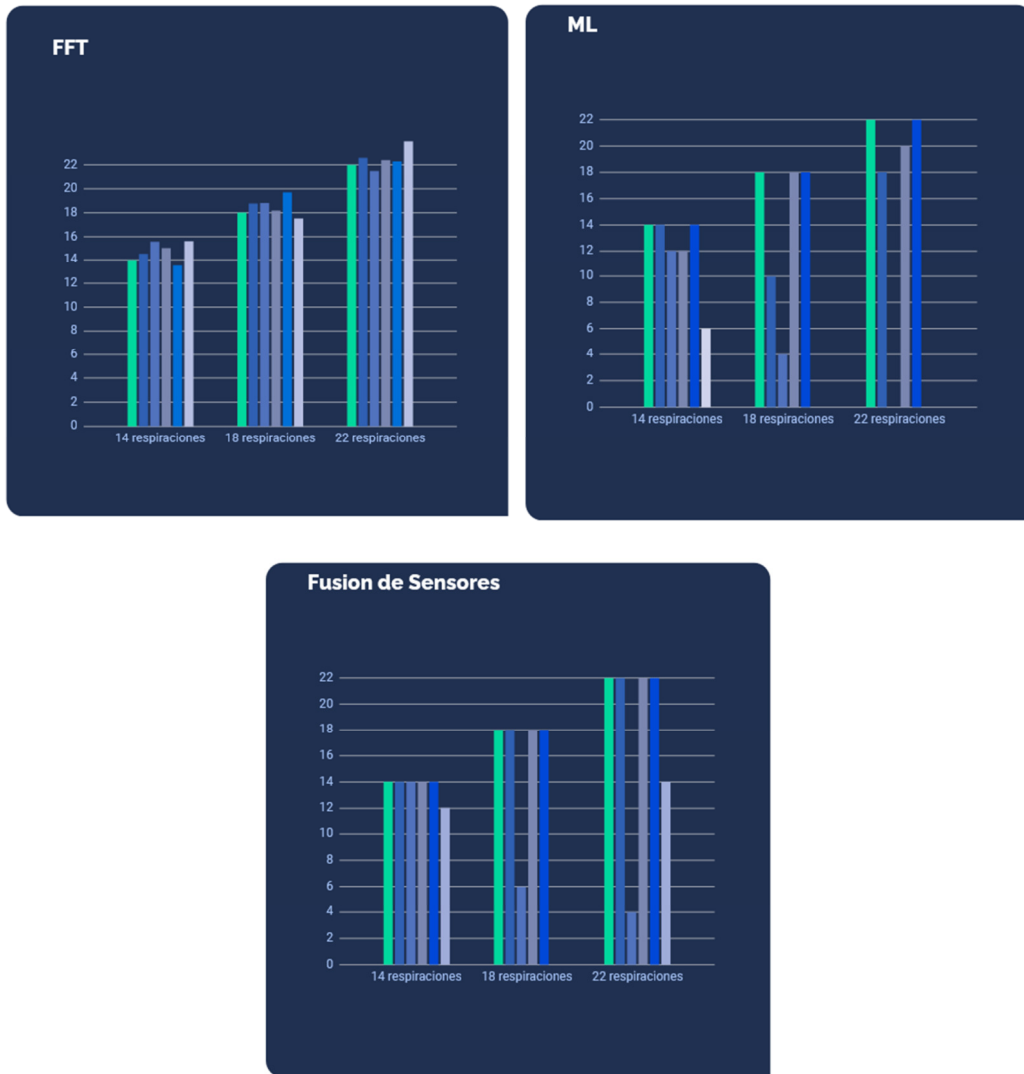


Figura 18: Resultados de las pruebas.

Por lo tanto, se ve conveniente usar un sistema de validación que, en el caso de contar con muchos silencios en el sistema de ML, se descarte la Fusión de sensores como principal dato de frecuencia respiratoria y se tome el dato brindado por la FFT o sugerir una nueva toma de muestras.

Cabe recalcar que este proyecto tiene una perspectiva innovadora al utilizar de manera complementaria los sensores de temperatura y micrófonos para determinar la frecuencia respiratoria. La visión de utilizar fusión de sensores con los algoritmos de ML y FFT brinda una nueva dirección para explorar las grandes capacidades que tiene los microcontroladores actualmente.

En conclusión, el sensor de temperatura capta bien las respiraciones suaves y fuertes. El micrófono capta respiraciones que sean medianas a fuertes (cuando se exhala aire directamente al micrófono). El sensor más confiable es el de temperatura ya que si la respiración es suave o fuerte, la temperatura suele cambiar en un patrón sinusoidal.

AGRADECIMIENTOS

El equipo de trabajo de este proyecto desea agradecer a la Dra. María Inés Cornejo Gutierrez (COSSMIL) por la información, orientación y todo su aporte al proyecto. Apoyo sin el cual este trabajo no hubiera sido posible.

REFERENCIAS

- [1] "Covid-19: Cronología de la Actuación de la Oms", World Health Organization. 2020. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news/item/27-04-2020-who-timeline---covid-19>. [Accessed: 03-Mar-2022].
- [2] "Ministerio de Salud y Deportes de Bolivia - COVID-19: SALUD REPORTA QUE HOY SE APLICARON 26.028 DOSIS EN TODO EL PAÍS Y LOS CASOS POSITIVOS ALCANZAN A 263", Ministerio de Salud, 2022. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gob.bo/6522-covid-19-salud-reporta-que-hoy-se-aplicaron-26-028-dosis-en-todo-el-pais-y-los-casos-positivos-alcanzan-a-263>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [3] "COVID Live - Coronavirus Statistics - Worldometer", Worldometers, 2022. [Online]. Available: <https://www.worldometers.info/coronavirus>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [4] Post COVID-19 condition (Long COVID)", World Health Organization, 2021. [Online]. Available: <https://www.who.int/srilanka/news/detail/16-10-2021-post-covid-19-condition>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [5] "COVID-19 and Your Health", Centers for Disease Control and Prevention, 2021. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/long-term-effects/index.html>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [6] "Respiratory System: Functions, Facts, Organs & Anatomy", Cleveland Clinic, 2020. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/21205-respiratory-system>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [7] "What is sound?", Discovery of Sound in the Sea, 2022. [Online]. Available: <https://dosits.org/science/sound/what-is-sound/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [8] "Temperature", National Geographic Society, 2022. [Online]. Available: <https://www.nationalgeographic.org/encyclopedia/temperature/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [9] "Carbon Dioxide Detection and Indoor Air Quality Control", Occupational Health & Safety, 2016. [Online]. Available: <https://ohsonline.com/Articles/2016/04/01/Carbon-Dioxide-Detection-and-Indoor-Air-Quality-Control.aspx?Page=1>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [10] A. Nicolo, "The importance of respiratory rate monitoring from healthcare to sport and exercise", Sensors, 2020.
- [11] L. Patrick, "Respiratory Rate: The Forgotten Vital Sign—Make It Count!", The Joint Commission Journal on Quality and Patient Safety, 2018.
- [12] A. Ginsburg, "A systematic review of tools to measure respiratory rate in order to identify childhood pneumonia", American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine Vol. 197, 2018.
- [13] T. da Costa, "Breathing Monitoring and Pattern recognition with wearable sensors", IntechOpen, 2019.
- [14] "The World's Smartest Mask - Project Hazel", Razer, 2022. [Online]. Available: <https://www.razer.com/concepts/razer-project-hazel>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [15] C. Nast, "Smart face masks? Don't waste your breath", WIRED UK, 2021. [Online]. Available: <https://www.wired.co.uk/article/smart-face-masks-tested>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [16] J. Lerman, "Linshom respiratory monitoring device: a novel temperature-based respiratory monitor", Springer, 2016.
- [17] L. Pan, "Lab-on-Mask for Remote Respiratory Monitoring", ACS Materials Letters, 2020.
- [18] "Fast Fourier Transform", Medium, 2022. [Online]. Available: <https://towardsdatascience.com/fast-fourier-transform-937926e591cb>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [19] "FFT", Nti-Audio, 2022. [Online]. Available: <https://www.nti-audio.com/es/servicio/conocimientos/transformacion-rapida-de-fourier-fft>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [20] A. Géron, Hands On machine Learning with Scikit-Learn keras and Tensorflow: O'Reilly Media, Inc, 2019.
- [21] "What is sensor fusion?", Fierce Electronics, 2021. [Online]. Available: <https://www.fierceelectronics.com/sensors/what-sensor-fusion>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [22] "What Is a Microcontroller? The Defining Characteristics and Architecture of a Common Component", ALL ABOUT CIRCUITS, 2019. [Online]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/what-is-a-microcontroller-introduction-component-characteristics-component/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [23] L. Whited and D. Graham, "Abnormal Respirations", Ncbi, 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470309/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [24] S. Braun, "Respiratory Rate and Pattern", Ncbi, 1990. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK365/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [25] J. Shepard, "Sensor fusion levels and architectures", Sensor Tips, 2021. [Online]. Available: <https://www.sensortips.com/featured/sensor-fusion-levels-and-architectures-faq/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].
- [26] "Getting Started", Edge Impulse, 2022. [Online]. Available: <https://www.edgeimpulse.com/>. [Accessed: 03- Mar- 2022].