

Trabajo Fin de Máster

Diseño y validación de un sensor de respiración
frente a un dispositivo "gold standard"
*Design and validation of a respiration sensor
against a "gold standard" device*

Autor

Sergio Domínguez Gimeno

Director

Raúl Igual Catalán

Escuela Universitaria Politécnica de Teruel
2021



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD TRABAJO FIN DE GRADO Y FIN DE MASTER

A-PRCPT-002-07 V2

D./Da Sergio Domínguez Gimeno.....

con DNI/NIE: 18463031B..... en aplicación de lo dispuesto en el artículo 14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declara que el Trabajo Fin de Máster..... en Innovación y Emprendimiento.....
en Tecnologías para la Salud y el Bienestar.....

Con Título: Diseño y validación de un sensor de respiración frente a un dispositivo "gold standard".....
Design and validation of a respiration sensor against a "gold standard" device.....

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Teruel, a 21 de junio de 2021.

DOMINGUEZ
GIMENO SERGIO
- 18463031B

Firmado digitalmente por
DOMINGUEZ GIMENO
SERGIO - 18463031B
Fecha: 2021.06.21
22:31:23 +02'00'

Fdo.: Sergio Domínguez Gimeno.....





RESUMEN

Este Trabajo de Fin de Máster consiste, en primer lugar, en el estudio actualizado del Estado del Arte en sensores de respiración y, seguidamente, el prototipado de dos sensores, comparándolos entre sí y con un dispositivo tecnológico de referencia (*Gold Standard*). Finalmente, se extraen una serie de conclusiones sobre los sensores desarrollados y sobre el proceso investigador llevado a cabo durante el trabajo. Se trata de ejecutar una rutina investigadora completa, con todos los pasos necesarios para hacer una pequeña aproximación a lo que se espera hacer en un futuro.

En primer lugar, se realiza un estudio estandarizado, basado en el *Método Prisma*, de los artículos científicos más importantes publicados en este ámbito durante el año de la pandemia de la Covid-19, analizando detalladamente los más relevantes a día de hoy, con el objetivo de orientar una futura publicación en este campo. En este capítulo, se exponen estadísticas sobre las técnicas, sensores, algoritmos de procesado, etc. más importantes hasta la fecha.

A continuación, con inspiración en lo aprendido durante el metaanálisis anterior, se desarrollan dos sensores de respiración sencillos y se estudia su viabilidad de cara a una aplicación clínica. Asimismo, se compara su desempeño contra un sistema *Gold Standard*, equipamiento médico de precisión que nos da resultados que se han tomado como correctos, con la ayuda de voluntarios de diferentes edades y características fisiológicas.

Por último, se extraen varias conclusiones sobre la adecuación de los sensores desarrollados y sobre todo el proceso investigador que ha conllevado este trabajo.

ABSTRACT

This Final Master Work consists of the study into the State of Art on breathing sensors, and the prototype of two new sensors. A comparison is made between them and with a reference device (Gold Standard). Finally, several conclusions are extracted about the two developed sensors and about the research process. The different steps of a research work have been performed.

Firstly, a standardized study is done based on the Prisma Method. The most important scientific articles during the year of Covid-19 pandemic are analyzed in detail. Several aspects on sensor design are studied: sensing technique, type of sensor, processing algorithm, etc.

Next, considering the results the previous metaanalysis, two simple respiratory sensors are designed and implemented. Their technical viability for clinical applications is studied. Furthermore, their performance is compared against a Gold Standard system precise equipment. For that, an experimental setup was designed, which involved various volunteers' different ages and physiological characteristics.

Finally, several conclusions are extracted about the performance of the developed sensors and about the research steps undertaken in this work.



ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN - ABSTRACT (i)

ÍNDICE DE CONTENIDOS (ii)

ÍNDICE DE ANEXOS (iii)

ÍNDICE DE TABLAS, FIGURAS E ILUSTRACIONES (iv)

1. INTRODUCCIÓN (p.1)

- a. Objetivos del trabajo. (p.1)*
- b. Estructura del trabajo. (p.1)*

2. APROXIMACIÓN A LOS SENSORES DE RESPIRACIÓN. TENDENCIAS INVESTIGADORAS (p.2)

- a. Contextualización. Pandemia de la Covid-19. (p.2)*
- b. Importancia de la monitorización de la respiración. (p.2)*
- c. Tendencias investigadoras. Método Prisma. (p.2)*

3. ESTADO DEL ARTE EN SISTEMAS DE DETECCIÓN DE LA RESPIRACIÓN (p.4)

- a. Método Prisma. (p.4)*
- b. Resultados obtenidos del metaanálisis. (p.6)*
 - 1. Sensor y parámetro respiratorio. (p.7)*
 - 2. Transmisión de datos y consumo energético. (p.13)*
 - 3. Algoritmo de procesado. (p.16)*
 - 4. Validación del sensor. (p.18)*

4. DESARROLLO DE LOS SENSORES DE RESPIRACIÓN (p.24)

- a. Prototipado de sensores de respiración. (p.24)*
 - i. Aproximaciones previas. (p.24)*
 - ii. Sensor de respiración basado en una IMU. (p.25)*
 - iii. Sensor de respiración basado en Visión por Computador (CV). (p.30)*
- b. Aplicaciones clínicas viables. (p.32)*

5. VALIDACIÓN Y COMPARACIÓN DE LOS SENSORES DESARROLLADOS (p.33)

- a. Presentación del Gold Standard: Biopac MP36. (p.33)*
- b. Items del protocolo de validación. (p.33)*
- c. Diseño del experimento de validación. (p.35)*
- d. Resultados de la validación. Método de evaluación. (p.37)*
- e. Análisis de los resultados obtenidos. Redefinición de las aplicaciones clínicas ante los resultados obtenidos. (p.41)*
- f. Fusión de sensores. (p.45)*

6. CONCLUSIONES GENERALES Y TRABAJOS FUTUROS (p.49)

BIBLIOGRAFÍA



ANEXOS

ANEXO I: Tablas completas de los resultados del metaanálisis mediante el Método Prisma.

ANEXO II: Programas de obtención y procesado de señales (anexo digital).

ANEXO III: Señales obtenidas durante el experimento de validación (anexo digital).

ANEXO IV: Vídeo del experimento de validación (anexo digital).

ANEXO V: Modelo del consentimiento informado.

ANEXO VI: Vídeo-resumen explicativo del Trabajo Fin de Máster (enlace a Google Drive).



ÍNDICE DE FIGURAS, ILUSTRACIONES Y TABLAS.

FIGURAS:

- Figura 1.** Diagrama de flujo de selección de artículos. (p.6)
- Figura 2.** Estructura del análisis. (p.7)
- Figura 3.** Histograma de las técnicas de obtención de señales para sensores vestibles. (p.12)
- Figura 4.** Histograma de los tipos de sensores empleados en sensores vestibles. (p.12)
- Figura 5.** Histograma de las técnicas de obtención de señales para sensores ambientales. (p.13)
- Figura 6.** Histograma de los tipos de sensores empleados en sensores ambientales. (p.13)
- Figura 7.** Histograma de los algoritmos de procesado para sensores vestibles. (p.22)
- Figura 8.** Histograma de los métodos de evaluación en sensores vestibles. (p.22)
- Figura 9.** Histograma de las técnicas de procesado para sensores ambientales. (p.23)
- Figura 10.** Histograma de los métodos de evaluación para sensores ambientales. (p.23)
- Figura 11.** Filtro paso-banda empleado en el sensor Arduino. (p.28)
- Figura 12.** Señal respiratoria extraída del dispositivo con su señal filtrada en color azul. (p.29)
- Figura 13.** Diagrama de obtención de la RR a partir de la aceleración. (p.29)
- Figura 14.** Ejemplo de señal con el movimiento de sincronización. (p.35)
- Figura 15.** Señales de cada uno de los sensores sincronizadas para su validación conjunta. (p.36)
- Figura 16.** Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en Arduino, comparativamente con el Gold Standard, sin bamboleo. (p.36)
- Figura 17.** Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en Arduino, comparativamente con el Gold Standard, con bamboleo. (p.39)
- Figura 18.** Gráfico Bland-Altman para el sensor basado en CV, comparativamente con el Gold Standard, sin bamboleo. (p.40)
- Figura 19.** Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en CV, comparativamente con el Gold Standard, con bamboleo. (p.41)
- Figura 20.** Composición del movimiento de bamboleo y de respiración. (p.42)
- Figura 21.** Densidad Espectral de Potencia de la una señal compuesta por un bamboleo de baja frecuencia y una respiración de alta frecuencia. (p.43)
- Figura 22.** Ruido blanco muestreado en Arduino. (p.44)



Figura 23. *Densidad Espectral de Potencia del ruido blanco. (p.44)*

Figura 24. *Señales de la prueba de fusión de sensores. (p.46)*

Figura 25. *PSD de la señal original de la cámara. (p.47)*

Figura 26. *PSD de la señal dada por el acelerómetro. (p.47)*

Figura 27. *Señal de respiración tras eliminar el bamboleo, dado por el acelerómetro. (p.48)*

TABLAS:

Tabla 1. *Número de resultados tras descartar repetidos y alejados de la temática. (p.5)*

Tabla 2. *Extracto de la Tabla A1. Sensor y parámetro respiratorio para sensores vestibles: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor. (p.10)*

Tabla 3. *Extracto de la Tabla A2. Sensor y parámetro respiratorio para sensores ambientales: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor. (p.11)*

Tabla 4. *Extracto de la Tabla A3. Transmisión de datos y consumo energético para sensores vestibles: tipo de transmisión, estación de procesado, capacidad de la batería y vida de la batería. (p.15)*

Tabla 5. *Extracto de la Tabla A4. Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibles: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo. (p.21)*

Tabla 6. *Extracto de la Tabla A5. Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibles: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo. (p.21)*

Tabla 7. *Resultados de la validación. (p.38)*

Tabla 8. *Valores de los Errores Medios Absoluto y Relativo para cada sensor y para cada una de las actividades. (p.38)*

Tabla A1. *Sensor y parámetro respiratorio para sensores vestibles: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor. (Anexo I)*

Tabla A2. *Sensor y parámetro respiratorio para sensores ambientales: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor. (Anexo I)*

Tabla A3. *Transmisión de datos y consumo energético para sensores vestibles: tipo de transmisión, estación de procesado, capacidad de la batería y vida de la batería. (Anexo I)*

Tabla A4. *Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibles: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo. (Anexo I)*



Tabla A5. *Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibulares: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo. (Anexo I)*

ILUSTRACIONES:

Ilustración 1. *Captura de pantalla de la aplicación de lectura del acelerómetro del smartphone. (p.24)*

Ilustración 2. *Captura de pantalla de la aplicación de grabación del móvil registrando una señal respiratoria. (p.25)*

Ilustración 3. *Arduino Nano 33 BLE Sense y el eje X local de su acelerómetro en color naranja. (p.28)*

Ilustración 4. *Fotograma del vídeo grabado por la cámara correspondiente al sensor ambiental durante las pruebas donde se pueden ver los tres puntos de interés en verde. (p.31)*

Ilustración 5. *Sistema Biopac MP36, Gold Standard del trabajo. (p.33)*

Ilustración 6. *pantalla de la Transformada de Fourier calculada con el programa Biopac. (p.36)*



1. INTRODUCCIÓN

a. Objetivos del trabajo.

El objetivo general de este trabajo es adentrarse en la línea investigadora de los sensores biomédicos, dando todos los pasos necesarios para una buena aportación al Estado del Arte en este campo. De esta forma, se prepara el camino para los trabajos que se pretende realizar en el futuro como investigador predoctoral.

Además, se pretende:

1. Realizar un Estado del Arte actualizado sobre diseño de sensores de respiración, comparando críticamente diversos elementos relacionados con el diseño de sensores.
2. Diseñar un prototipo de sensor de respiración, utilizando alguna de las técnicas y los conocimientos adquiridos en el estudio del Estado del Arte previo.
3. Validar este sensor con usuarios voluntarios, utilizando un dispositivo de referencia ("*Gold Standard*").
4. Analizar críticamente los resultados de esta validación.

b. Estructura del trabajo.

El trabajo se estructura de la misma forma que cualquier trabajo investigador arrancado desde cero:

- i) Análisis del Estado del Arte en sistemas de detección de la respiración. Extracción de las técnicas, tipologías de sensores, algoritmos de procesado, etc. más empleados durante el año de la pandemia.
- ii) En base al análisis anterior, desarrollo de dos sensores de respiración distintos, barajando las diferentes alternativas para proporcionar un buen resultado en la medida de la respiración.
- iii) Comparación de los trabajos realizados en prototipado de sensores con referencias tecnológicas reconocidas (*Gold Standards*) para proporcionar resultados contrastados.
- iv) Conclusiones generales y trabajos futuros.

2. APROXIMACIÓN A LOS SENSORES DE RESPIRACIÓN. TENDENCIAS INVESTIGADORAS.

a. Contextualización. Pandemia de la Covid-19.

La pandemia del SARS-CoV-2 (Covid-19) ha hecho especialmente necesaria la monitorización de forma continuada de las constantes vitales de los pacientes de la enfermedad, y más especialmente, la frecuencia respiratoria [1]. Además, debido a la incapacidad de poder acudir presencialmente al centro de salud correspondiente por la saturación del Sistema Sanitario y por la cuarentena, se han requerido métodos portátiles o a distancia para diagnosticar a estas personas [2]. El envejecimiento de la población a nivel mundial ha llevado a un incremento en el gasto sanitario en gran parte de los países [3], pero la preocupación por el estado de salud de los pacientes no ha dejado de crecer, por lo que la necesidad de sistemas de detección de la respiración de bajo coste es acuciante.

Al tratarse de una afección de tipo respiratoria, la obtención de la frecuencia respiratoria se convierte en una tarea clave para el diagnóstico y tratamiento de enfermos de Covid-19, pues permite observar ya anticipar la evolución del paciente ante la enfermedad de una manera rápida y no invasiva [4].

b) Importancia de la monitorización de la respiración.

La medida de la frecuencia respiratoria alberga una gran cantidad de información sobre la condición general del paciente, puesto que el cuerpo tiende a elevar los niveles de oxígeno y, por lo tanto, la frecuencia respiratoria, en aquellos tejidos que se encuentran en fases deterioradas. Como ya se ha dicho anteriormente, las variaciones de la frecuencia respiratoria, tanto a niveles altos como bajos, se puede asociar directamente con enfermedades severas, como es el caso de la neumonía que, según la *Organización Mundial de la Salud*, valores de más de 30 respiraciones por minuto es un signo crítico de esta enfermedad [2]. También se ha comprobado que puede ayudar a predecir con bastante fiabilidad ataques al corazón que podrían darse dentro de unos días [5]. Tradicionalmente, este parámetro fisiológico se ha medido mediante un termopar o termistor en la zona buco-nasal [5], pero investigaciones posteriores han dado lugar a un abanico mucho más amplio de tecnologías, algoritmos y materiales que facilitan la obtención de este dato y que permiten la comodidad del paciente. El auge de las tecnologías de comunicación y de los protocolos inalámbricos para sistemas empujados ha dado un gran impulso al desarrollo de los sistemas portátiles de obtención y transmisión de datos, destacando el Bluetooth en su versión de bajo consumo, *Bluetooth Low Energy* (BLE, [6]). Hoy en día es más sencillo enviar datos a los sistemas de procesado o a los expertos que puedan interpretarlos.

c. Tendencias investigadoras. Método Prisma.

Uno de los objetivos de este trabajo es analizar la bibliografía investigadora generada durante los años 2020 y 2021, de tal manera que se pueda tomar una perspectiva general de las

tendencias actuales y las proyecciones futuras. Este material es especialmente importante debido, en gran medida, a la necesidad de nuevas ideas de cara al tratamiento y diagnóstico de pacientes de Covid-19. A este procedimiento se le denomina *Estudio del Estado del Arte* y consiste en tomar las más nuevas y más importantes referencias en el ámbito de la monitorización de la respiración, con el objetivo de dar los primeros pasos en un campo que se desconoce o que ha cambiado mucho en poco tiempo, como es este. Para hacerlo de una manera estandarizada y trazable, se ha seguido el *Método Prisma* [7], que da las pautas a seguir por cualquier investigador que haga una revisión de las referencias bibliográficas en un determinado campo y periodo de tiempo.

Una vez analizados los artículos más importantes, seleccionados según el *Método Prisma*, se lleva a cabo una revisión en profundidad de cada uno, con el objetivo de extraer las características más relevantes de las técnicas empleadas en cada uno de ellos. En relación con dichas características, se han diseñado dos sensores vestibles diferentes, que emplean dos tecnologías distintas, pero con una arquitectura de sistema vestible igual. Esto permite la comparación mutua entre los valores obtenidos de frecuencia respiratoria, así como su contraste con un sistema *Gold Standard*, siendo esta última la comparación más habitual y completa en la bibliografía cuando se trata de validar un nuevo sensor de respiración. También es necesario someter a varios sujetos a las pruebas correspondientes a los sensores de respiración.

Este trabajo es una continuación del manuscrito de Vanegas et al. [8], publicado en la revista *Sensors* en septiembre del 2020, ya que se continúan analizando los hitos investigadores siguientes a la publicación de este artículo, y en el cual se fundamenta parte de este trabajo. Así, se ha recopilado la información correspondiente a cada uno de los 7 artículos más relevantes en función de cinco búsquedas, iguales a las realizadas en [8, p. 5]: “*breathing monitoring*”, “*respiratory monitoring*”, “*breathing sensor*”, “*respiratory sensor*” y “*respiration sensor*”.

3. ESTADO DEL ARTE EN SISTEMAS DE DETECCIÓN DE LA RESPIRACIÓN.

a. Método prisma.

Cuando se va a afrontar un reto investigador del que no se tiene conocimiento, el primer paso es averiguar cuáles son los hitos más importantes hasta el momento y en qué dirección está avanzando la ciencia. En este sentido, el Estado del Arte¹ representa lo puntero, lo último o lo más avanzado. El análisis consiste en buscar los artículos de investigación más relevantes en los últimos tiempos, en este caso, durante los años 2020 y 2021, y extraer de ellos los datos característicos del campo que nos ocupa: los sensores de respiración.

Este análisis ha de hacerse de una manera sistematizada, de modo que exista una trazabilidad y repetibilidad de los resultados alcanzados con la búsqueda, como requiere el método científico. El *Método Prisma* [7] es un protocolo estandarizado que expone la metodología a seguir cuando se realiza un análisis sistemático o metaanálisis. A modo de resumen, exige que se indiquen de manera clara las fuentes de las que se obtiene la información, así como las palabras clave empleadas en las búsquedas. En el caso concreto de este trabajo, al tratarse de una continuación de [8], es necesario repetir la búsqueda realizada entonces, actualizándola al año presente, transcurrido el año más crítico de la pandemia de la Covid-19. Las palabras clave buscadas en dicho trabajo y que se han empleado también en este son: *breathing+monitoring*, *respiratory+monitoring*, *breathing+sensor*, *respiratory+sensor*, *respiration+sensor*. La búsqueda se ha repetido en dos bases de datos importantes en el ámbito, al igual que en [8]:

- *IEEEXplore*: base de datos del Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, donde se encuentran las revistas más influyentes en este campo. Los resultados mostrados se dan, de acuerdo con la web oficial de esta base, “ordenados según el grado de similitud entre las palabras buscadas que determina IEEE Xplore” [8].
- *Google Scholar*: base de datos de Google, donde se encuentran resultados de todas las revistas científicas. Los resultados mostrados en este caso se ordenan según “el peso completo del documento, dónde se publicó, quién lo escribió y cuán frecuente y recientemente se han citado en el resto de la literatura” [8].

Así, se realizan 10 búsquedas en total, cinco búsquedas en cada una de las dos bases de datos, cada una con una de las palabras clave anteriormente mencionadas. En ambos casos, los resultados han sido ordenados por relevancia y filtrados durante los años 2020 y 2021 exclusivamente. Las búsquedas se realizaron los días 15 y 16 de abril del presente año, obteniendo un total aproximado de 232.000 resultados, sin descartar conferencias, revistas o *journals*. Como es una cantidad inabarcable para cualquier trabajo, se ha de llevar a cabo un proceso de selección sistemática, un cribado, en función de una serie de criterios. En primer lugar, se realiza un filtrado tomando los 100 artículos más importantes de cada búsqueda en cada base de datos, dando un total de 1000 artículos seleccionados. De estos 1000 artículos, 520 fueron eliminados por no relacionarse de forma estrecha con la temática de este trabajo,

¹ Viene del inglés *State of the Art*, que significa “de última generación, vanguardista”.

dejando 480 artículos con los que trabajar. La relación con la temática se considera estrecha si habla del análisis o desarrollo de un sistema de detección de la respiración, y no exclusivamente de los materiales que emplea, el desarrollo de un nuevo algoritmo, etc. Los resultados duplicados únicamente han sido considerados en la búsqueda que más relevancia tuvieran. También se han eliminado duplicados. Por ejemplo, si un artículo se encontraba en la posición 16 para una la búsqueda *breathing+monitoring* en Google Scholar, pero para la búsqueda *respiratory+sensor* en IEEEXplore se encuentra en la posición 5, entonces se ha descartado en la consideración de Google Scholar. Tras este descarte, el desglose por palabra clave y resultado se muestra en la Tabla 1.

	<i>breathing monitoring</i>	<i>respiratory monitoring</i>	<i>breathing sensor</i>	<i>respiratory sensor</i>	<i>respiration sensor</i>
<i>IEEEXplore</i>	45	63	34	36	58
<i>Google Scholar</i>	52	50	42	47	48

Tabla 1. Número de resultados tras descartar repetidos y alejados de la temática.

Tras haber realizado este descarte de duplicados y alejados de la temática, de los 480 artículos restantes, se selecciona el top 7 de los artículos más relevantes de cada búsqueda, dando un total de 70 artículos a revisar en profundidad. Esta decisión se ha tomado por limitaciones de extensión de este trabajo. Así, el diagrama completo de selección se muestra en la Figura 1.

De los 70 artículos seleccionados, se han extraído varias características de interés, siguiendo el análisis realizado en [8]. En primer lugar, se lleva a cabo una separación entre sensores vestibles y sensores ambientales. Los sensores vestibles son aquellos que son llevados por el paciente, mientras que los ambientales están a su alrededor y no en contacto con él [8]. Esta es una clasificación típica llevada a cabo en varios *papers* [9]. La clasificación de sensores vestibles incluye 50 de los 70 artículos analizados, lo cual representa el 71,4% del total, la categoría de ambientales tiene 15 artículos, el 21,4% del total, y los 5 artículos restantes son *reviews* [2], [9]–[12], que serán analizadas separadamente.

De esta subdivisión, se han extraído los siguientes datos:

- 1) *Sensor y parámetro respiratorio* (Tablas 2 y 3): técnica de sensado, tipo de sensor, localización y tamaño. En cualquier tabla de las que aparezcan a continuación, una casilla con un guion implica que no se ha especificado el ítem en el trabajo.
- 2) *Transmisión de datos y consumo energético* (Tabla 4): protocolo de comunicación (ya sea cableado o inalámbrico), estación de procesado, tiempo de autonomía energética y consumo energético. Esta tabla es especialmente relevante para sensores vestibles, y no lo es tanto para los ambientales.
- 3) *Algoritmo de procesado* (Tablas 5 y 6): qué técnica se ha empleado para tratar la señal biomédica y extraer información de ella y qué software se ha utilizado para ello.
- 4) *Validación del sensor* (Tablas 5 y 6): método de evaluación del desempeño del sensor y resultados obtenidos ante esos métodos.

Las tablas mencionadas anteriormente se encuentran completas para todo el metaanálisis realizado en el Anexo I. El esquema completo de análisis de los artículos seleccionados se muestra en la Figura 2. En el siguiente apartado se exponen detalladamente los resultados

encontrados, en las tablas correspondientes, así como una breve explicación de los diferentes tipos de sistemas de detección de la respiración estudiados.

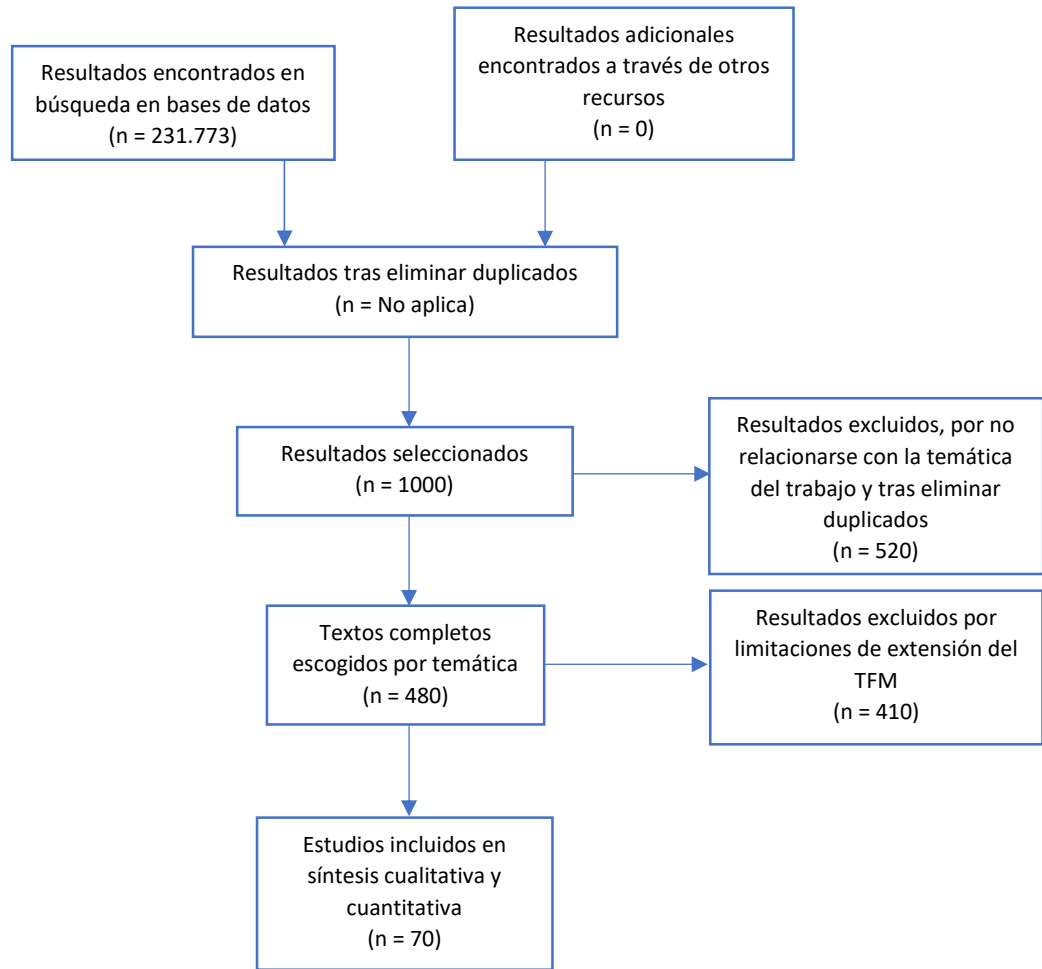


Figura 1. Diagrama de flujo de selección de artículos.

b. Resultados obtenidos del metaanálisis.

En las Tablas 2 a 6 se muestran los diferentes resultados obtenidos en el metaanálisis, con su referencia asociada, es decir, el artículo del que proceden los datos de cada fila. Las tablas completas se encuentran en el Anexo I. A continuación, se explican los resultados obtenidos de manera detallada, explicando, en el mismo párrafo, lo encontrado para sensores vestibulares y ambientales.

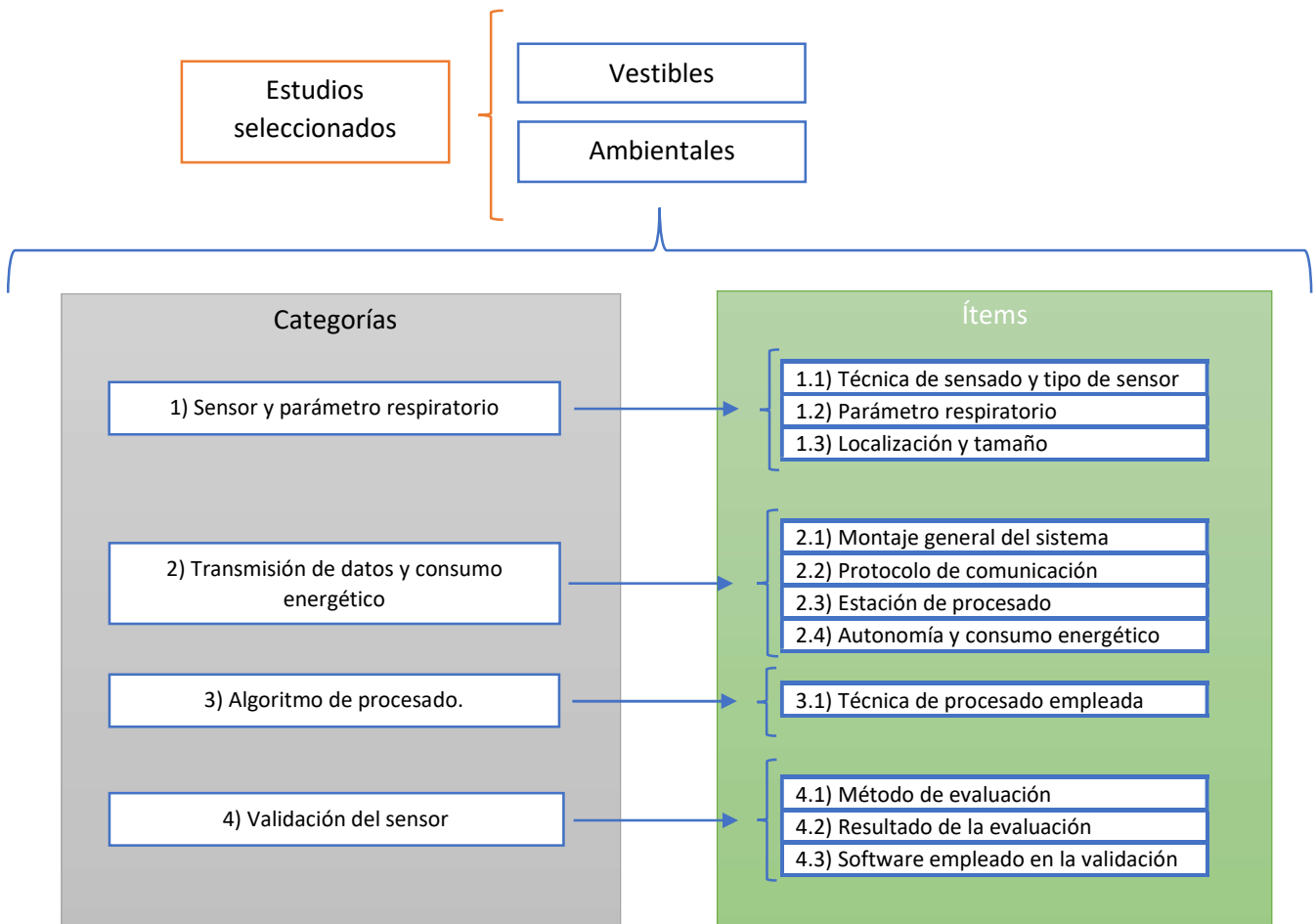


Figura 2. Estructura del análisis.

1. Sensor y parámetro respiratorio.

En este apartado, se estudia la manera en la que se ha obtenido la señal fisiológica, es decir, la tecnología empleada, la característica biológica que permite obtener dicha señal, etc. En el estudio se han encontrado varias formas de obtención de dicha señal, explicados a continuación. Los histogramas con la frecuencia de aparición de cada ítem se encontrarán debajo de sus tablas asociadas.

1.1. Técnica de sensado y tipo de sensor.

La señal que se desee obtener para extraer la información respiratoria determina el tipo de sensor empleado, así como el comportamiento biológico asociado a dicha señal. Las técnicas y tipos de sensores encontrados durante el estudio se enumeran en los siguientes subapartados. A este respecto, en [12] se puede encontrar, junto al *abstract*, un esquema que clasifica las técnicas de sensado y los tipos de sensores para cada una.

1.1.1. Flujo de aire en la nariz y/o en la boca.

Esta es una técnica ampliamente utilizada para obtener la señal respiratoria. Trata de aprovechar la velocidad del aire de entrada o de salida para extraer la frecuencia respiratoria. Para esta técnica, en cuanto a sensores vestibles, se emplean sensores de diversa índole:

sensores resistivos para medir la presión que el aire ejerce sobre ellos [13], [14], y sensores de fibra óptica [15], que, mediante la variación de la longitud de onda de la luz que recorre el cable de fibra óptica, permite averiguar la frecuencia respiratoria. En [16] se aplica una película no rígida que varía su resistencia al flectar, con lo que se puede deducir la respiración de dicha curva. El caso más interesante es [17], donde se aplica un micro resonador piezoeléctrico cuya frecuencia varía con el flujo del aire de la boca. Esta frecuencia se transmite mediante una antena a un dispositivo receptor, quien puede registrar dichas oscilaciones. También se han aplicado sensores ambientales, en concreto, un sensor de infrarrojos incluido en el teléfono móvil para detectar la entrada y salida de aire, incluso a través de la mascarilla [18].

1.1.2 Humedad y temperatura del aire.

Estas dos características del aire varían cuando el aire entra y sale del cuerpo: al entrar, presenta una temperatura y humedad más bajas que al salir de él. Dado que este tipo de sensores son muy comunes en todos los ámbitos de la electrónica, es habitual emplearlos para medir la respiración. Algunas aproximaciones basadas en la humedad son [19]–[23]. Si el sensor es de temperatura, es común encontrar equipos de medida con termopares [14] y con RTD²s. En [24] se ha usado un sensor de tipo infrarrojo para detectar la variación de la temperatura del aire y, en [25], se ha diseñado un circuito electrónico completo compatible con la piel humana, que se coloca alrededor de la nariz (ver [25, Fig. 2]) y que es capaz de enviar la señal recibida por BLE.

1.1.3 Movimiento del pecho y/o abdomen.

Otra técnica casi tan frecuentemente empleada como la anterior es la del movimiento del pecho, siendo la más empleada, con un gran margen, en los sensores ambientales, como se observa en las Figuras 3 y 5. En cuanto a sensores vestibles, en este método se usan muy frecuentemente los sensores de resistivos que, al ser ajustados al diafragma o al esternón del paciente, registran la variación de su resistencia, debida a la variación de la presión ejercida sobre él. Es el caso del *Gold Standard* empleado en el trabajo. Empieza a hacerse muy habitual la utilización de las *IMU*³s [26] (presentes además en los *smartphones*⁴ [27]), que aprovechan el movimiento del pecho o abdomen para registrar actividad física, o, concretamente, respiratoria. En este caso, también se emplea la fibra óptica [28], pues la longitud de onda también varía al cambiar la disposición de la fibra en el espacio. En el caso de [29], se emplea una antena que varía sus parámetros durante la respiración, cambiando su inductancia y, así, la frecuencia a la que emite una señal. La variación de dicha frecuencia equivale a la señal respiratoria. En cuanto a los ambientales, se usan técnicas principalmente basadas en radares de tipo Wi-Fi [30], mediante RFID⁵ [31], es decir, aprovechando la variación de amplitud y fase de las ondas de Telecomunicaciones para detectar movimiento del pecho, de una forma similar al Efecto Doppler. Algo similar se hace en [32], pero mediante ultrasonidos. En [5], [33], se emplea una malla resistiva colocada bajo las sábanas del paciente para registrar su respiración. En este tipo de aplicaciones se espera desarrollar un proyecto investigador en los próximos años. En [34] se lleva a cabo un seguimiento de ciertos puntos de interés sobre el pecho o el costado del paciente mientras este duerme mediante algoritmos de visión por computador, registrando así el movimiento del pecho.

² RTD: *Resistive Temperature Detector* (Detector Resistivo de Temperatura).

³ IMU: *Inertial Measurement Unit* (Unidad de Medida Inercial).

⁴ No incluido en el metaanálisis.

⁵ RFID: *Radio Frequency Identification* (Identificación por Radiofrecuencia).

1.1.4. Ondas de sonido.

La propagación de las ondas de sonido por el pecho y abdomen del paciente permiten extraer la frecuencia respiratoria. En el caso de [3], se colocan, simultáneamente, un micrófono y un altavoz sobre el pecho del paciente, de tal forma que el eco de la onda sonora se perciba con más intensidad cuando los pulmones están llenos, y con menos cuando expulsan el aire. En [35] y en [36], se usan micrófonos que registran sonidos internos del cuerpo. En sensores ambientales, [37] emplea el micrófono del teléfono móvil para poder caracterizar la respiración de un sujeto de manera remota en la etapa de confinamiento por el COVID-19.

1.1.5 Fotopletismografía.

En [38], [39], se emplea la fotopletismografía. Esta técnica óptica hace uso de la luz reflejada o transmitida a través de un tejido, cuya intensidad depende de la cantidad de sangre que pasa por él, siendo mayor la luz reflejada cuanto más sangre pasa y menor si la luz fuera transmitida a través del tejido. Si la luz fuera transmitida, la luz pasaría con mayor intensidad si hubiera menos sangre. En ambos trabajos, se trata de fotopletismografía reflectiva y, en el segundo de ellos, se emplea la cámara de un *smartphone* y su *flash* para detectarla. Si la luz reflejada es mayor, se considera que ha habido un latido del corazón. Según [40], se puede extraer la señal respiratoria si se conoce la señal de variabilidad del ritmo cardíaco (conocida habitualmente por sus siglas en inglés: *HRV*), de la cual se dispone gracias a la fotopletismografía. La densidad de potencia espectral máxima entre los 0,15 y los 0,4 Hz representa la frecuencia respiratoria. Se trata de un fenómeno conocido como arritmia sinuso-respiratoria, e intuitivamente se trata de que cuando inspiramos, el corazón late más rápido que cuando espiramos, pues recoge oxígeno de los pulmones.

Otro caso de pletismografía es la pletismografía inductiva [41], que se basa en la variación de la resistencia transtorácica para deducir en qué medida se llenan los pulmones de aire, dándose mayor resistencia cuando están llenos, y menos cuando están vacíos.

1.1.6 Otros

En otros trabajos, se registra el movimiento de las piernas para asociar la respiración a la actividad física [42], registrado con una *IMU*, o la variación de la temperatura en la piel [43], registrado con una resistencia variable con la temperatura de diseño específico. En [44], se consigue detectar la respiración en neonatos mediante una cámara térmica y un mapa bidimensional de calor que, de acuerdo con [9], está convirtiéndose en una técnica habitual y necesaria.

1.2 Parámetro respiratorio medido.

El parámetro respiratorio es la magnitud fisiológica que se desea medir. Dado que el trabajo se centra en sensores de respiración, el parámetro más habitual, dado que aporta una gran cantidad de información sobre el estado de salud del paciente, como se ha visto anteriormente, es la frecuencia respiratoria o, en inglés, *respiration rate* (RR) o *breathing rate* (BR). Este es en el que se va a centrar el trabajo. En algunos casos como [13], [35], [39], se miden varios parámetros respiratorios o no se especifican claramente, por lo que se considera que el trabajo proporciona una herramienta para extraer información de carácter general acerca de la respiración, no únicamente su RR, por lo que se han etiquetado como “Monitorización de la respiración”. En otros trabajos, como [45], se miden varios parámetros respiratorios. Acompañados por sus siglas en inglés, se destacan los siguientes:



- *Volumen tidal o volumen corriente (V_T):* volumen de aire desplazado entre inhalación y exhalación. Diferencia entre el flujo de inhalación (V_{EI}) y el flujo de exhalación (V_{EE}).
- *Tiempo de inspiración (T_1) y tiempo de espiración (T_2):* tiempo en el que se realizan los dos ciclos anteriores.
- *Tiempo total (T_{TOT}):* suma de los dos anteriores.
- *Volumen respiratorio por minuto (MV):* es la frecuencia de respiración en respiraciones por minuto multiplicada por el volumen corriente.
- *Flujo inspirado medio (MIF) y flujo espirado medio (MEF):* volumen inspirado o espirado durante el tiempo de dicho ciclo: T_1 o T_2 , respectivamente.
- *Ciclo eficaz:* expresado como un porcentaje, representa qué parte del ciclo respiratorio es una toma de aire efectiva, es decir: T_1/T_{TOT} .

Para facilitar su comprensión, se recomienda consultar [45, Fig. 5]. En cualquier aplicación en la que se disponga de una correcta señal respiratoria se pueden calcular todos estos parámetros si se conoce la relación entre la magnitud de los valores devueltos por el sensor y la magnitud fisiológica (por ejemplo, la capacidad pulmonar máxima). Por limitaciones de extensión, en este documento no se van a estimar, pero no se descarta hacerlo en futuros trabajos.

Por otro lado, en [33], se muestra, además de la actividad respiratoria, la posición del sujeto, es decir, si se encuentra en posición prona (mirando hacia abajo), posición supina (mirando hacia arriba), o acostada de lado.

1.3 Localización y tamaño.

Este parámetro indica dónde se coloca el sensor de respiración y qué tamaño tiene. El segundo es variado, y en general no se dan dimensiones del mismo, pero se han escrito los datos encontrados en las Tablas 2 y 3. En cuanto a la localización, los sensores vestibles se colocan allí donde se encuentre la señal para la que se han diseñado, es decir, los que detectan flujos de aire en la nariz o en la boca, se colocan en su proximidad [46], si detectan movimiento del pecho o abdomen se colocarán allí [28], etc. Si el sensor se incluye dentro de una prenda de vestir o en una máscara, se asume que ese es su tamaño total. En cuanto a los sensores ambientales, la disposición es variada. Todos ellos se localizan a distancia más o menos variable del sujeto, lo cual afecta a su rendimiento en ciertas ocasiones [34]. En el caso de [30], se instala un sistema de Wi-Fi para medir la respiración en el interior de un vehículo, de tal manera que se puede deducir la correcta situación del conductor en función de su frecuencia respiratoria. Como ya se ha dicho, en [5], [33], los sensores están integrados en las sábanas de la cama.

<i>Estudio</i>	<i>Técnica</i>	<i>Sensor</i>	<i>Parámetro medido</i>	<i>Localización</i>	<i>Tamaño</i>
<i>Furuyama 2020 [3]</i>	Ondas de sonido	Altavoz Micrófono	RR	Pecho	-
<i>Qi 2020 [45]</i>	Movimiento del pecho	IMU Resistivo	RR Otros parámetros	Pecho	-
<i>Telfer 2020 [47]</i>	Movimiento del pecho	IMU	RR	Pecho	-
<i>Das 2020 [1]</i>	Flujo de aire en la nariz	Fibra óptica	RR	Boca y nariz	Máscara



Estudio	Técnica	Sensor	Parámetro medido	Localización	Tamaño
Lukyanov 2020 [14]	Flujo de aire en la nariz	Resistivo Temperatura	RR	Nariz	-
Hurtado 2020 [41]	Movimiento del pecho Flujo del aire en la nariz	Resistivo Temperatura	RR Otros parámetros	Nariz y pecho	-
Cinel 2020 [24]	Movimiento del pecho Flujo del aire en la nariz	IMU Temperatura	RR	Nariz y pecho	-
Di Tocco 2020 [48]	Movimiento del pecho	Resistivo IMU	RR	Pecho y abdomen	-
Massaroni 2020 [28]	Movimiento del pecho	Fibra óptica	RR	Pecho y abdomen	-
Roudjane 2020 [29]	Movimiento del pecho y del abdomen	Inductivo	RR	Pecho y abdomen	1,9 x 1,9 cm (5 sensores en camisetas)

Tabla 2. Extracto de la Tabla A1. Sensor y parámetro respiratorio para sensores vestibles: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor.

Estudio	Técnica	Sensor	Parámetro medido	Localización	Tamaño
Hussain 2020 [30]	Movimiento del pecho	Radar	RR	Interior del vehículo	-
Queiroz 2020 [34]	Movimiento del pecho	Cámara	RR	A distancia del sujeto (2.87 - 3)	-
Wang 2020 [31]	Movimiento del pecho	Radar	RR	A distancia del sujeto, tags en el pecho del sujeto	-
Shahshahani 2020 [32]	Movimiento del abdomen	Ultrasonidos	RR	A distancia del sujeto, tags en el abdomen del sujeto	-
Matar 2020 [5]	Movimiento del pecho	Resistivo	RR	Otros (integrado en la cama)	-
Cardillo 2020 [49]	Movimiento del pecho	Radar	RR	A distancia del sujeto (2, 3, 5 m)	-
Jiang 2020 [18]	Flujo de aire a través de la mascarilla	Infrarrojo	RR	A distancia del sujeto (50 cm)	-
Zhang 2021 [50]	Movimiento del pecho	Radar	RR	Integrado en la cama	-
Faezipour 2020 [51]	Ondas de sonido	Micrófono	-	-	-
Carbonaro 2020 [33]	Movimiento del pecho	Resistivo	RR Posición del sujeto	Otros (integrado en la cama)	190 x 90 cm
Rossol 2020 [52]	Mapa de calor	Cámara	RR	A distancia del sujeto	-

Tabla 3. Extracto de la Tabla A2. Sensor y parámetro respiratorio para sensores ambientales: técnica, tipo de sensor, parámetro medido, localización y tamaño del sensor.

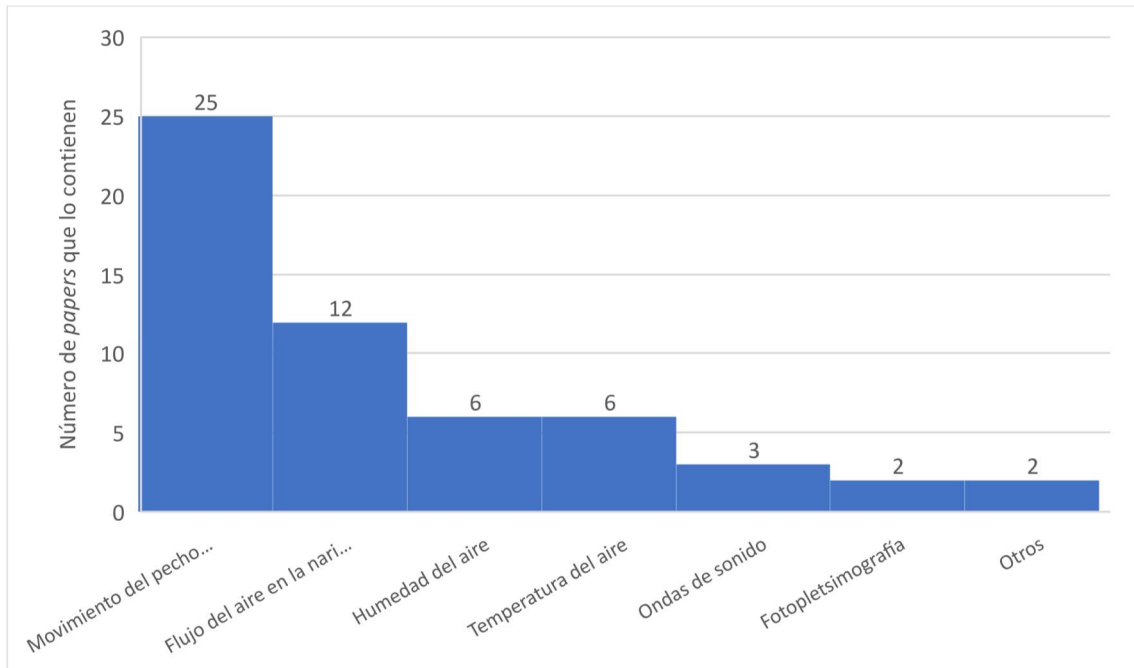


Figura 3. Histograma de las técnicas de obtención de señales para sensores vestibulares. En el eje horizontal, se disponen, por orden: movimiento del pecho y/o abdomen, flujo de aire en la nariz y/o boca, humedad del aire, temperatura del aire, ondas de sonido, fotopleletismografía y otros.

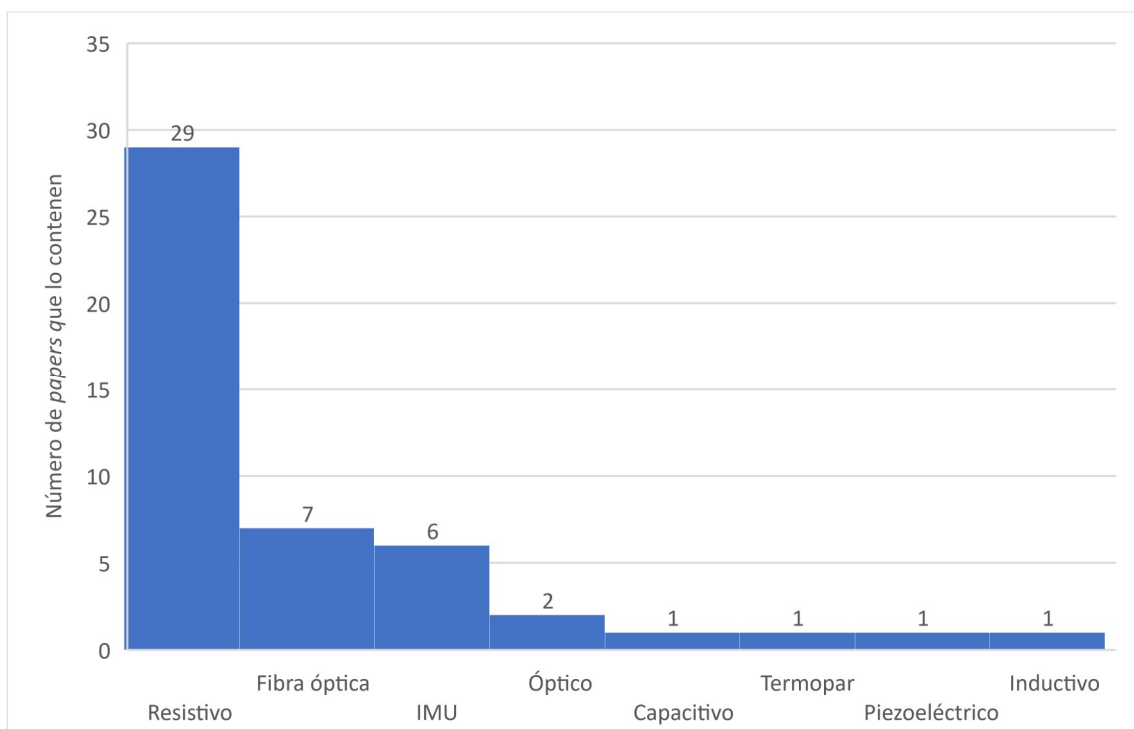


Figura 4. Histograma de los tipos de sensores empleados en sensores vestibulares.

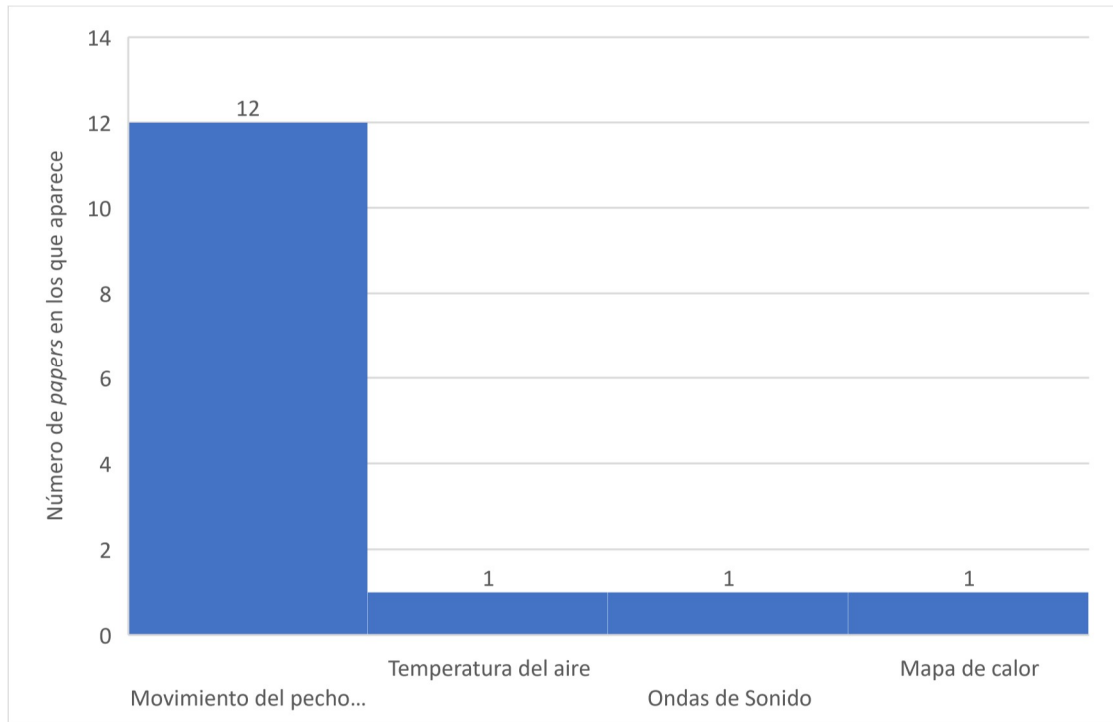


Figura 5. Histograma de las técnicas de obtención de señales para sensores ambientales. En el eje horizontal, se disponen, por orden: movimiento del pecho y/o abdomen, temperatura del aire, ondas de sonido y mapa de calor.

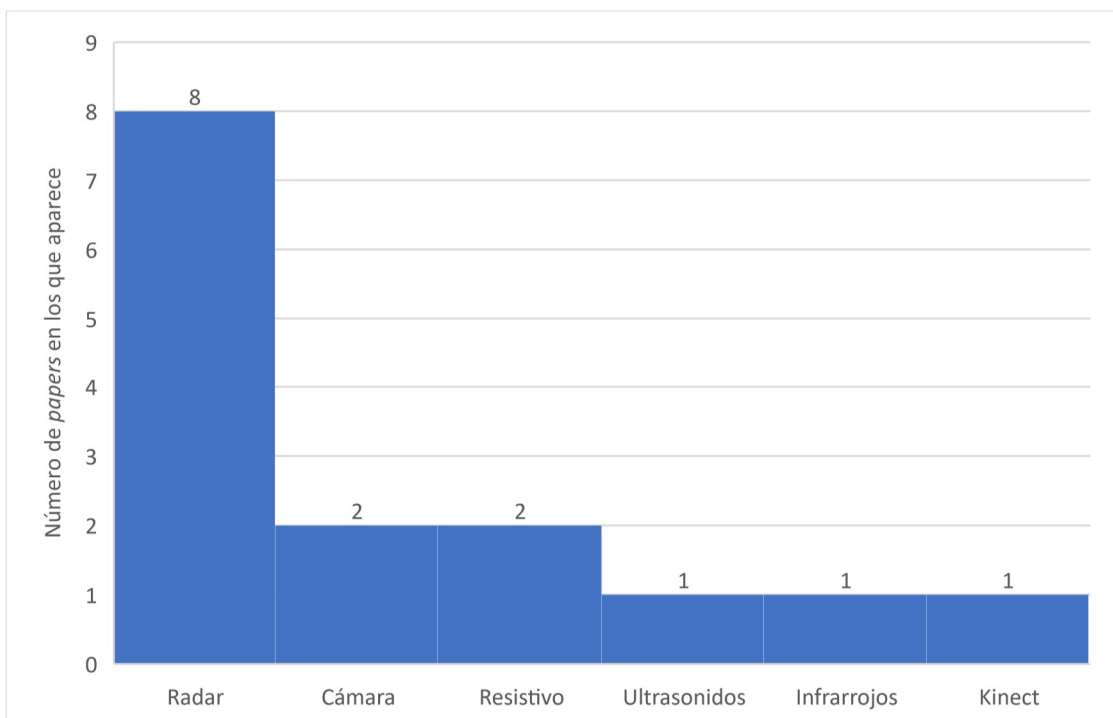


Figura 6. Histograma de los tipos de sensores empleados en sensores ambientales.

2. Transmisión de datos y consumo energético.

En los sensores vestibles, la disposición de los elementos que componen su *hardware* es fundamental para determinar su aplicación y su viabilidad. El sensor representa la etapa

encargada de tomar la señal respiratoria, lo cual se ha analizado en el apartado anterior. En ocasiones, el propio sistema sensor puede cuantificar y enviar los datos obtenidos. En este punto, existen varias vertientes posibles en cuanto a la disposición del resto de integrantes del sistema. El histograma con la frecuencia de utilización de cada técnica se encuentra en la Figura 3 y, en cuanto al tipo de sensor, en la Figura 4.

2.1 Montaje general del sistema.

Una primera vertiente consiste en procesar la señal obtenida en el propio microcontrolador del sensor, sin necesidad de enviarla a una central externa. En esta alternativa se encuentran [46], [53], que apuestan por un enfoque totalmente portátil de un sensor de respiración, con procesado local. También entran en esta categoría aquellos sistemas basados en *smartphones* o *tablets* para la monitorización remota de la respiración, pues procesan la señal internamente [2]. La segunda alternativa es obtener la señal en el sensor y enviar los datos a una central de procesado más potente, como un PC, que es el caso más habitual a la vista de la Tabla 4, o a un *smartphone*, caso de [19], [23], [26], [54], entre otros.

Dentro de esta subdivisión, hay que separar también dónde se realiza el preprocesado de la señal. Nuevamente, lo más habitual es hacerlo en la estación de procesado, enviando allí los datos en crudo y realizando procesado digital de la señal.

2.2 Protocolo de comunicación.

Es la manera que tiene el sensor de enviar los datos a su estación de procesado, ya sea en forma de resultado del parámetro a calcular (primera alternativa el subapartado anterior) o en crudo, para obtener las conclusiones *in-situ* (segunda alternativa del subapartado anterior). Aquí se subdivide la categoría en dos apartados.

2.2.1 Transmisión inalámbrica.

Es una forma de comunicación que en el ámbito clínico no se explota de forma extensiva, pero que sí es muy habitual en electrónica de consumo orientada a la salud, como las pulseras inteligentes, o las aplicaciones para *smartphones*.

En aplicaciones orientadas a una monitorización esporádica, durante el análisis se ha encontrado una gran cantidad de dispositivos que aprovechan el protocolo *Bluetooth Low Energy* (BLE, [6]) para transmitir la información con un gasto mínimo de energía [48], [55]. En ocasiones, se usa el protocolo Wi-Fi, que da una extensa cobertura, pero a expensas de un gran coste energético y una infraestructura más compleja [24], [56] y, en [17], se usa la banda de comunicaciones propia de la Medicina, conocida como banda IMS [57].

2.2.2 Transmisión cableada.

La mayoría de los artículos analizados presentan esta modalidad, tal y como se puede ver en la Tabla A3 del Anexo I. En este caso, hay varias alternativas. Existe la comunicación por bus serie universal clásica (USB, [3], [13], [58]), un caso de comunicación mediante Ethernet [59], tarjetas de sonido para el caso de análisis de señales acústicas [35] y, en otros trabajos, se almacena la señal obtenida en una tarjeta MicroSD conectada al microcontrolador del sensor [39]. Las aplicaciones que emplean fibra óptica deben incorporar un Interrogador DAQ, que es un sistema capaz de detectar las variaciones en la longitud de onda de la señal luminosa [1], [15], [58], [60] en los sensores de fibra óptica de tipo *Fiber Bragg grating*.

2.3 Estación de procesado

Dado que la estación de procesado no suele ser el propio microcontrolador (excepto en los casos mencionados anteriormente), lo más habitual es procesar los datos obtenidos en un ordenador o en un *smartphone*. Tiene las ventajas de sus altos recursos computacionales, pero le restan independencia al sistema sensor.

2.4 Autonomía y consumo energético

En la mayoría de los artículos analizados, aunque el sensor emplee un protocolo inalámbrico, no se especifica el consumo energético ni la duración de la batería. Por ello, las casillas en esta columna de la Tabla 4 están vacías. Se pueden encontrar los casos en los que se especifica en la Tabla A3 del Anexo I. Es un parámetro fundamental, pues informa de cuánto tiempo se puede usar el sensor sin necesidad de recargar su batería. Los artículos [26], [28], [47] realizan ciertos apuntes acerca de la batería. Actualmente, se suelen alimentar mediante baterías Li-Po de 3,7V o hasta 7,4V [28]. El problema de la alimentación de un sistema de sensores vestibles no es trivial, pues hay que compaginar los niveles de tensión recomendados con el fabricante con los niveles de tensión que proporcionan estas baterías y, al mismo tiempo, mantener un compromiso de tamaño, peso y coste del sistema. En general, si el sistema de sensorizado y adquisición se encuentran en el propio sensor (caso del Arduino Nano 33 BLE), el fabricante requerirá un nivel de alimentación superior a 5V, lo cual se puede conseguir con dos baterías de 3,7V en serie o con un elevador de tensión. Ambas alternativas ocupan espacio en el sensor y le dan peso. Además, si se desea cargar con un cargador como el de un *smartphone*, cosa habitual en la industria, se requerirá más electrónica para permitir el acoplo de todos los elementos. Dado que se trata de un apartado tan crítico, no debe dejarse a un lado en el planteamiento de un sistema vestible. Se ha encontrado un caso muy particular en [17], donde el sensor electrónico no requiere de alimentación, sino que únicamente transmite sus variaciones vibracionales, pues, al tratarse de dos resonadores piezoeléctricos, generan una tensión con una frecuencia variable en función del aire respirado.

<i>Estudio</i>	<i>Transmisión inalámbrica</i>	<i>Transmisión cableada</i>	<i>Estación de procesado</i>	<i>Capacidad de la batería</i>	<i>Vida de la batería (días)</i>
<i>Qi 2020 [45]</i>	Bluetooth (smartphone) Wi-Fi (PC)	-	Smartphone PC	-	-
<i>Telfer 2020 [47]</i>	Bluetooth	-	Smartphone PC	-	7
<i>Das 2020 [1]</i>	-	Interrogador DAQ	PC	-	-
<i>Cinel 2020 [24]</i>	Wi-Fi	-	PC	-	-
<i>Di Tocco 2020 [48]</i>	-	MicroSD card	PC	-	-
<i>Massaroni 2020 [28]</i>	-	Interrogador DAQ	PC	-	-
<i>Roudjane 2020 [29]</i>	Bluetooth	-	PC	-	-

Tabla 4. Extracto de la Tabla A3. Transmisión de datos y consumo energético para sensores vestibles: tipo de transmisión, estación de procesado, capacidad de la batería y vida de la batería.

3. Algoritmo de procesado.

Este es el apartado en el que más se han centrado la mayoría de los artículos analizados. Se han empleado algoritmos novedosos y potentes, muchos de ellos, pudiendo ser procesados únicamente por ordenadores de propósito general. En este apartado, se va a describir brevemente los más empleados. Los resultados extraídos de este apartado se encuentran en las Tablas 5 y 6.

3.1 Transformada Rápida de Fourier (FFT).

Esta herramienta permite conocer el contenido frecuencial de la señal analizada, es decir, cómo su potencia se puede dividir en oscilaciones sinusoidales puras. Una vez se tiene la señal respiratoria, ejecutando este algoritmo, se puede conocer la frecuencia respiratoria buscando un pico de alta potencia en un cierto intervalo, el cual varía dependiendo del trabajo en cuestión [14], [47], [61], [62]. Si se espera que el paciente respire entre, por ejemplo, 10 y 60 respiraciones por minuto, se debería analizar el espectro entre 0,17 Hz y 1 Hz. En general, se emplea la Potencia Espectral (SP, *Spectral Density*) o la Densidad Espectral de Potencia (PSD, *Power Spectral Density*).

3.2 Machine learning.

Se trata de una rama de la Inteligencia Artificial (IA) que se especializa en el aprendizaje automático de las máquinas. Los algoritmos de *machine learning* son muy variados y, en general, se emplean para clasificar ítems en grupos. Algunas de estas son Regresiones Lineales [41], *k-nearest neighbors*, árboles de decisión [63], *support vector machines* (SVM) [63], Análisis Discriminante [64], etc.

En el caso de los sensores de respiración, se pueden usar para clasificar actividades realizadas por el sujeto [45], predecir valores de los parámetros respiratorios anteriormente mencionados [41], [64], detectar disfunciones respiratorias [39], [63], etc. Sus resultados se suelen dar en forma de precisión de la clasificación del conjunto de test, una vez ha sido entrenado con un conjunto seleccionado a tal efecto.

3.3 Detección de picos.

Algoritmo que busca los máximos locales de la señal respiratoria. Si se conoce el tiempo que espacia estos picos, se puede obtener la frecuencia respiratoria media en un intervalo dado [1], [34], [65]. No es un algoritmo sencillo de programar, pues es necesario establecer un umbral (en inglés, *threshold*, más común en la literatura) de detección de estos picos. En [38], se obtienen las características de la señal fotopletimográfica mediante detección de puntos de interés y conlleva una cantidad considerable de operaciones.

3.4 Análisis de Componentes Independientes o Principales.

En [66] se lleva a cabo el ICA (*Independent Component Analysis*) y en [62] se emplea el PCA (*Principal Component Analysis*). El primero de los dos artículos anteriores usa esa técnica porque es capaz de detectar la respiración de varios sujetos simultáneamente, incluyendo sujetos en

movimiento, mediante un sistema de radares de banda ultra-ancha (UWB). Este método permite separar las señales de respiración de los diferentes sujetos y, al mismo tiempo, independizar la variación de la frecuencia de la onda recibida debida al movimiento y debida a la respiración. En el segundo caso, el PCA trata de transformar un subespacio de n variables a estudiar en un número inferior de ellas, de tal forma que, si algunas de ellas representaran el mismo fenómeno y fueran redundantes, se podrían proyectar sobre solamente una de ellas con una baja pérdida de información. En este segundo caso, se dispone un número elevado de sensores de respiración en varias partes del cuerpo del sujeto mientras este se encuentra en movimiento. El objetivo del PCA está claro: saber qué sensores aportan la misma información y cuáles difieren. Para minimizar el número de sensores, se realizan pruebas con diferente número de sensores, de tal manera que, cuando se extraiga la información de ellos, se vea cuántos de ellos podrían no utilizarse sin pérdida de información.

3.5 Descomposición Wavelet.

Esta técnica se utiliza en [59], [67]. La Transformada Wavelet permite separar una señal en un conjunto de otras señales “patrón”, que son siempre las mismas y que permiten representar una señal. Lo bueno de este método es que permite llevar a cabo un escalado multi resolución en el dominio frecuencial (eje vertical) y, simultáneamente, representar en el dominio del tiempo dichas frecuencias [59, Fig. 7]. Por lo tanto, es una representación tridimensional (frecuencia, tiempo y potencia de la señal), que, para representarla más fácilmente en dos dimensiones, se hace con el mapa de gradientes, en el que las frecuencias se identifican por colores. Así, se puede saber fácilmente a qué frecuencia se ha respirado en cada intervalo de tiempo.

3.6 Fusión de sensores.

En los trabajos analizados, se han encontrado casos en los que se emplean sistemas de fusión de sensores, o multimodales, que pretenden obtener la información respiratoria combinando las señales de varios de ellos [45], [68]–[70]. Es una técnica inteligente, puesto que cuando uno de los sensores no pueda dar suficiente información en un determinado estado (por ejemplo, un acelerómetro mientras se realiza ejercicio presenta una señal con movimientos del sujeto [48]), sean los demás los que hablen en su lugar (una banda de presión en el pecho es más inmune a movimientos, al ser solidaria al pecho).

3.7 Filtrado digital.

Esta técnica (valga como una agrupación de todas ellas) es necesaria para cualquier tipo de sensor, algoritmo, montaje del sistema, etc. y permite eliminar toda la información de la señal fuera del intervalo de frecuencias en el que se busca la información de la frecuencia respiratoria que, en este caso, serían considerados ruido. Algunos ruidos típicos son el ruido de línea de base (se elimina con un filtro pasoalto con una baja frecuencia de corte), el ruido de la señal de alimentación (si es que el sensor está conectado a la red eléctrica, puede presentar ruido a la frecuencia de la red y todos sus armónicos), etc. Un caso particular es el Filtrado Adaptativo de Kalman [5], que varía su ganancia en el bucle de realimentación para minimizar la influencia del ruido blanco.

3.8 Otros

En el caso de los experimentos realizados con ondas de radio [30], [52], los algoritmos se basan en la extracción de amplitudes o variaciones de fase para detectar movimiento.

4. Validación del sensor.

Este es uno de los apartados más importantes y costosos en el diseño de un sensor de respiración, pues implica diseñar un experimento para testarlo, generalmente con voluntarios. Consiste en deducir si el sensor desarrollado puede cumplir el propósito para el que se ha diseñado, es decir, si el resultado que proporciona se corresponde con lo que se espera, o no. El experimento de validación se puede hacer de varias maneras: comparándolo con un patrón que también sea un sensor (*Gold Standard*), con un patrón que no sea un sensor (como por ejemplo, pedirles a los pacientes que respiren al ritmo de un metrónomo [38]) y, por último, usar un prototipo de validación artificial (sistema mecánico con la posibilidad de ser programado de manera que pueda emular el parámetro fisiológico a medir), sería el caso de un prototipo de la zona abdominal, que se mueve con un motor de corriente continua [8]. Esta última metodología no se ha encontrado en ningún artículo del metaanálisis. Los resultados de este apartado se encuentran en las Tablas 5 y 6.

Para facilitar la comprensión de estas tablas, es necesario comentar que, si se da más de un parámetro numérico para la evaluación (por ejemplo, el error absoluto medio y el error relativo medio) se indica en la casilla de su valor poniéndolo delante de dicho valor, seguido del signo “=”. Si solamente uno de los métodos de evaluación da un valor numérico, no se indica de esta forma. Las unidades en las que se dan los valores numéricos se indica en la columna *Evaluación*.

4.1 Método de evaluación.

La mayor parte de los estudios analizados observan la gráfica de respiración obtenida y, en base a ella, obtienen datos relativos a la respiración, con comparaciones numéricas o sin ellas. Es lo que se ha catalogado como “Monitorización gráfica” [1], [48]. En el caso de [14], por ejemplo, únicamente se analiza si la señal de presión devuelta por el sensor se puede asemejar a una respiratoria, respondiendo que sí, a la vista de [14, Fig. 5]. Algo similar se hace en [42]. En [48], se comparan las señales proporcionadas por el sensor y un *Gold Standard*.

4.1.1 Bland-Altman.

El gráfico de Bland-Altman se emplea habitualmente en medicina y puede responder a la pregunta de si dos o más sensores de respiración miden de la misma manera, usado en [26], [41], [61], lo cual es muy apropiado cuando se trabaja con un *Gold Standard*. Este método plantea una región de concordancia, con la cual se puede deducir que los dos sensores se comportan de manera similar, si la mayoría de los puntos del gráfico se encuentran en la región de concordancia, se puede decir que el sensor acertará en su medida, aproximadamente, el 95% de las veces, si se dan unos límites de concordancia de $\pm 1,96\sigma$, donde σ es la desviación estándar, alrededor de la media del eje vertical. En el eje vertical, se dispone la diferencia entre los valores medidos con el sensor de referencia y el desarrollado, y en el eje horizontal, la media entre esos valores. Este método se ha usado para la comparación de los sensores en el Capítulo 5.

4.1.2 Error absoluto medio (MAE ⁶) o relativo medio (MRE ⁷).

Dado que rara vez el valor medido por el sensor ensayado coincide perfectamente con el valor considerado como referencia, este método permite calcular el error cometido en la medida, dado un conjunto de N medidas. El error absoluto medio es la diferencia entre el conjunto tomado como correcto (medidas consideradas válidas) y el conjunto medido real, a la cual se le aplica el valor absoluto para discriminar desviaciones positivas o negativas. El error relativo medio representa la misma idea pero se da en un tanto por ciento con respecto a la medida considerada cierta. Si se llama x al conjunto medido y y al conjunto considerado cierto, se calculan, respectivamente, como sigue:

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i - y_i| \quad (1)$$

$$MRE (\%) = 100 * \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|x_i - y_i|}{y_i} \quad (2)$$

Se emplea en [11], [28], [62]. En [62], por ejemplo, se usa para comparar la frecuencia respiratoria devuelta por el sistema desarrollado, comparándola con el medidor de flujo de aire de referencia.

4.1.3 Precisión

En algunos algoritmos de machine learning, es el parámetro de evaluación más habitual, sobretodo si se trata de clasificar ítems en clases. Se calcula como sigue:

$$precisión = \frac{i_m}{n_m} \quad (3)$$

donde i_m es el número de elementos correctamente clasificados en la clase m y n_m es el número de elementos totales pertenecientes a la clase m . También es común dar el dato como matriz de confusión, que además representa los porcentajes de los ítems mal clasificados [33], [50].

4.1.4 Valores estadísticos

En varias ocasiones, se calcula el error cuadrático medio (en inglés, *RMSE*) [33], [41], [47], [52]. Se calcula de la siguiente manera, siguiendo la nomenclatura de (1) y (2):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}{N}} \quad (4)$$

Este error informa de la dispersión cuadrática entre los valores considerados patrón y los valores medidos con el sensor a validar. En los trabajos que emplean el gráfico de Bland-Altman se calcula también la media y la desviación estándar [62]. Es frecuente calcular el Coeficiente de

⁶ MAE: *Mean Absolute Error*. Error absoluto medio.

⁷ MRE: *Mean Relative Error*. Error relativo medio.



Correlación Lineal de Pearson (R^2), que representa si dos variables, se comportan de manera lineal entre sí. En general, se relaciona la señal que devuelve el sensor con otra tomada como referencia [3].

4.1.5 Otros

En [30], el parámetro de evaluación sirve para medir la diferencia entre el número de respiraciones calculado con el sensor y el número real. En [68], al usarse un sistema de fusión de sensores, se calcula la ratio de detecciones efectivas (EDR), que se considera el porcentaje del tiempo en el que la medida del sensor ensayado se desvía del de referencia menos de un umbral dado. En [43], al tratarse de un trabajo de diseño de un sensor, se emplea un programa de elementos finitos para validar su comportamiento.

4.2 Resultado de la evaluación.

Los resultados de la evaluación se encuentran en las Tablas 5 y 6. Los resultados se han dado conforme a los elementos de evaluación de cada artículo. Los valores que aparecen separados por guiones, muestran el mayor y el menor valor de dicho parámetro obtenido, si se han calculado en diferentes condiciones. En todos los experimentos, el sensor se ha dado como válido para su funcionamiento. En ocasiones, como es el caso de [38], en vez de descartar el sensor y asumir que no puede realizar su función, se definen las condiciones bajo las que sí puede funcionar de una forma solvente.

4.3 Software empleado en la validación.

Son los más variados, pero en general se usan programas de procesado de señal y representación gráfica de señales o *MatLab* [62] o *LabView* [48]. En [54] se desarrolla una aplicación móvil para registrar la señal respiratoria. En otros casos, se emplea software de empresas privadas para trabajar con equipamiento concreto [36], de cuyo funcionamiento no se dará una explicación más detallada.



Estudio	Algoritmo de procesado	Evaluación	Valor de la evaluación	Software de análisis
Furuyama 2020 [3]	-	Coefficiente de correlación lineal	0,75-0,93	-
Qi 2020 [45]	Machine learning	Precisión (%)	97,22%	MatLab
Telfer 2020 [47]	FFT	RMSE (bpms)	1,6 (posición supina) 8,4 bpms (posición prona)	MatLab
Das 2020 [1]	Detección de picos	Monitorización gráfica	-	-
Lukyanov 2020 [14]	FFT	Monitorización gráfica	-	-
Hurtado 2020 [41]	Machine learning	Bland-Altman RMSE	1,6e-0,5 (1,3e-06)	BioRadio
Cinel 2020 [24]	-	Monitorización gráfica	-	-
Di Tocco 2020 [48]	FFT	Monitorización gráfica	-	MatLab
Massaroni 2020 [28]	FFT	Error absoluto medio	0,66-2,94 bpm	LabView
Roudjane 2020 [29]	FFT	Bland-Altman Error relativo medio	0,64% - 0,84% (Error)	OriginPro Software

Tabla 5. Extracto de la Tabla A4. Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibles: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo.

Estudio	Algoritmo de procesado	Evaluación	Valor de la evaluación	Software de análisis
Furuyama 2020 [3]	-	Coefficiente de correlación lineal	0,75-0,93	-
Qi 2020 [45]	Machine learning	Precisión (%)	97,22%	MatLab
Telfer 2020 [47]	FFT	RMSE (bpms)	1,6 bpms (posición supina) 8,4 bpms (posición prona)	MatLab
Das 2020 [1]	Detección de picos	Monitorización gráfica	-	-
Lukyanov 2020 [14]	FFT	Monitorización gráfica	-	-
Hurtado 2020 [41]	Machine learning	Bland-Altman RMSE (bpms)	RMSE = 1,6E-0,5 bpms	BioRadio
Cinel 2020 [24]	-	Monitorización gráfica	-	-
Di Tocco 2020 [48]	FFT	Monitorización gráfica	-	MatLab
Massaroni 2020 [28]	FFT	Error Absoluto Medio (bpms)	0,66-2,94 bpm	LabView
Roudjane 2020 [29]	FFT	Bland-Altman Error Relativo Medio (%)	MRE = 0,64 - 0,84%	OriginPro Software

Tabla 6. Extracto de la Tabla A5. Algoritmo de procesado y método de validación para sensores vestibles: algoritmo de procesado, evaluación, valor de la evaluación y software empleado en el mismo.

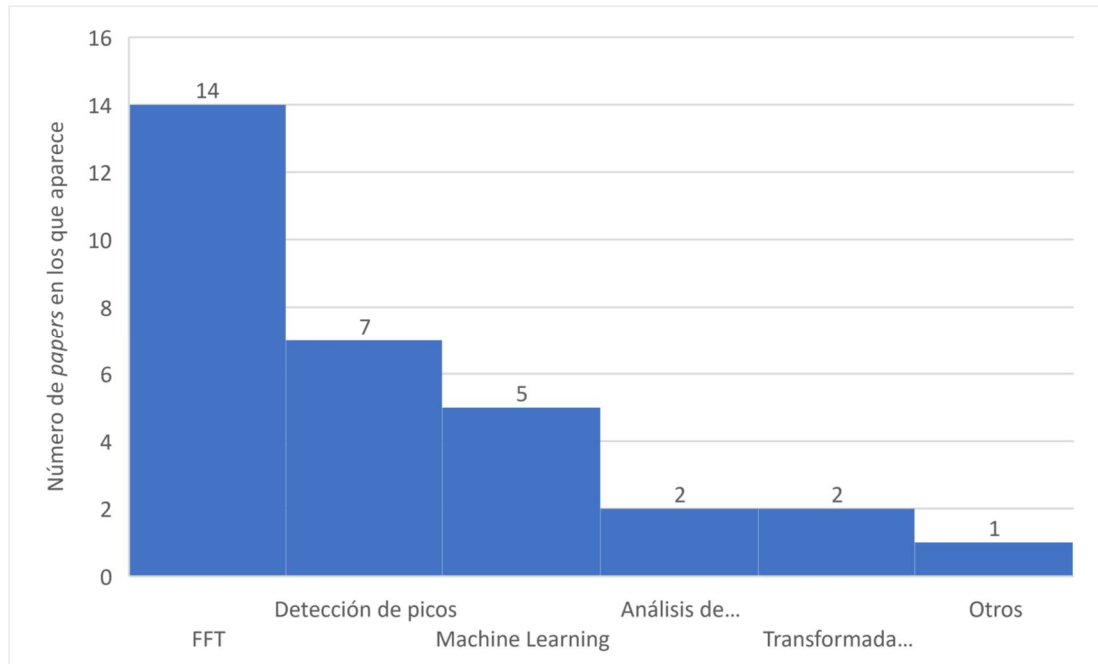


Figura 7. Histograma de los algoritmos de procesado para sensores vestibles. En el eje horizontal, se disponen, en orden: FFT, detección de picos, Machine Learning, PCA/ICA, Transformada Wavelet y otros.

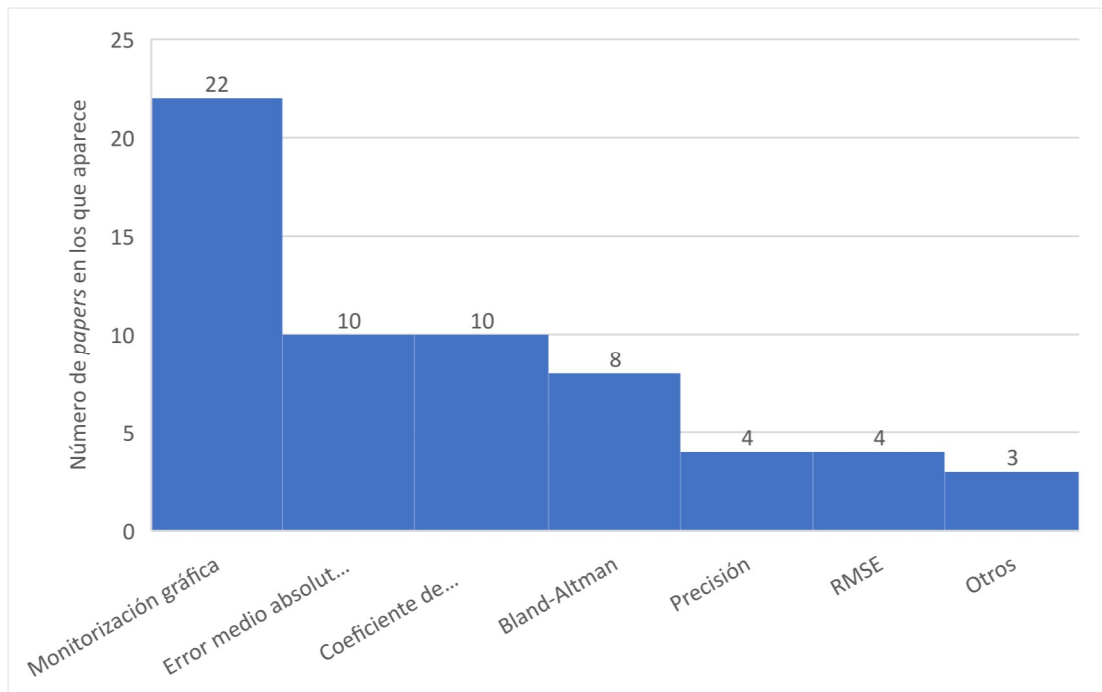


Figura 8. Histograma de los métodos de evaluación en sensores vestibles. En el eje horizontal, se disponen, en orden: monitorización gráfica, error absoluto medio o relativo, coeficiente de correlación lineal, Bland-Altman, precisión, RMSE y otros.

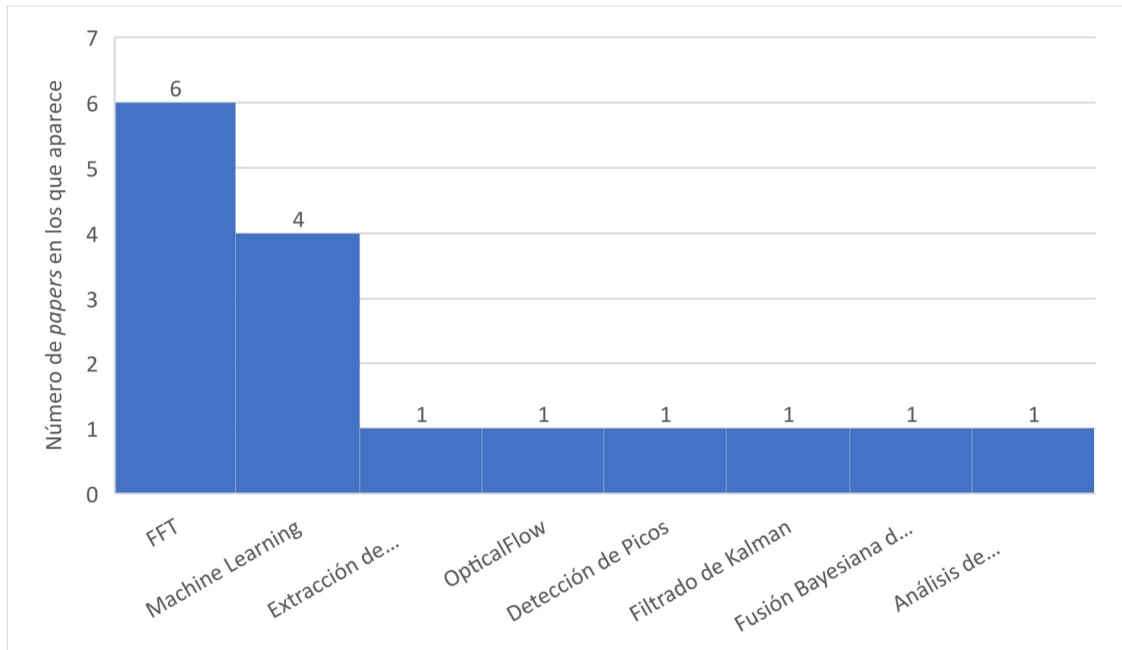


Figura 9. Histograma de las técnicas de procesamiento para sensores ambientales. En el eje horizontal, se disponen, en orden: FFT, Machine Learning, extracción de amplitud y fase, OpticalFlow, detección de picos, filtrado de Kalman, fusión Bayesiana de sensores y Análisis de Componentes Independientes.

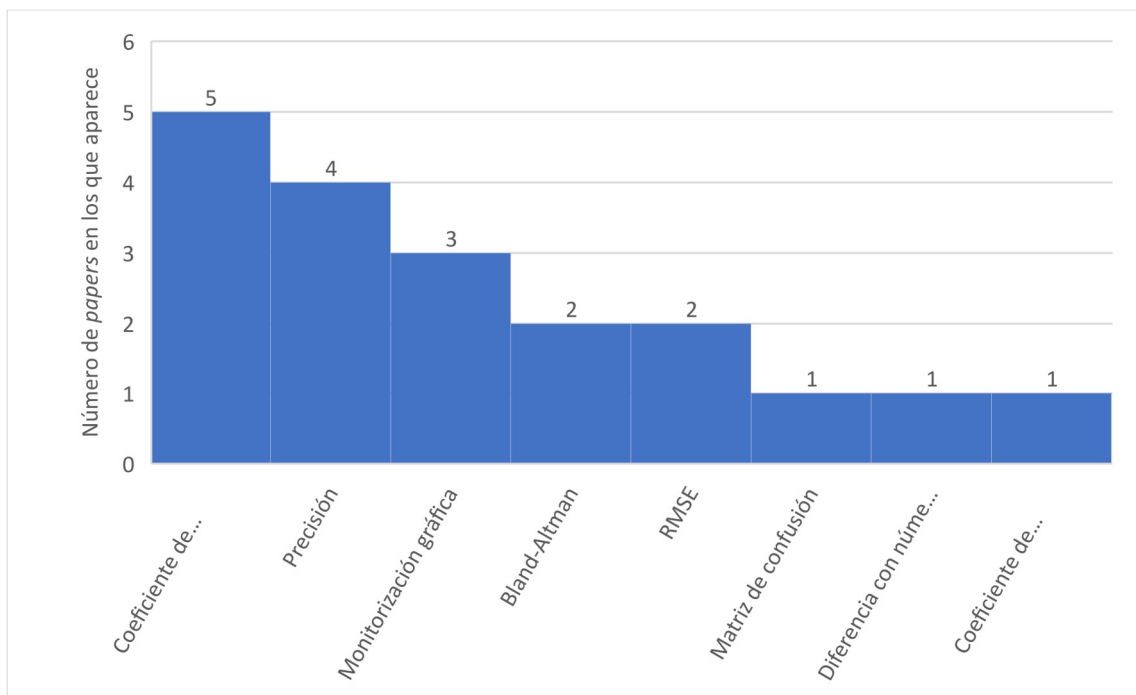


Figura 10. Histograma de los métodos de evaluación para sensores ambientales. En el eje horizontal, se disponen, en orden: Coeficiente de correlación lineal, precisión, monitorización gráfica, Bland-Altman, RMSE, matriz de confusión, diferencia con el caso real de respiraciones y coeficiente de variación.

4. DESARROLLO DE LOS SENSORES DE RESPIRACIÓN

a. Prototipado de sensores de respiración.

Este capítulo explica el desarrollo de los dos sensores de respiración en función de lo analizado durante los apartados anteriores. En primer lugar, se van a mencionar algunas tentativas previas a los sensores finales y a continuación se explicará el funcionamiento de los finalmente desarrollados.

i. Aproximaciones previas.

Al inicio del trabajo, a raíz de lo analizado en el metaanálisis, se intentó analizar varios sensores de respiración. Todos ellos se basan en lo ya visto en artículos previos, en un intento de, sin llegar a crear una nueva técnica para medir respiración, tratar de enfocar un posible artículo investigador propio en un futuro basado en la comparación de varios sensores, que es algo no visto hasta la fecha en el estado de la técnica realizado.

En primer lugar, se hizo uso del Arduino Nano 33 BLE, el cual se ha presentado en la asignatura de *Sensores Vestibles y mHealth*. Este dispositivo contiene una IMU completa, por lo que se puede aprovechar para detectar los movimientos del pecho gracias a su acelerómetro. Este método se ha empleado para llevar a cabo el trabajo, por lo que se verá más adelante.

A continuación, se trató de usar, con la misma intención, el acelerómetro de un teléfono móvil, de tal manera que, si se colocaba en el bolsillo de una camisa, podía registrar la respiración de un sujeto en posición de reposo. En la Ilustración 1 se muestra una captura de pantalla de una aplicación que lee el acelerómetro interno del *smartphone*, dando una señal con poco ruido.

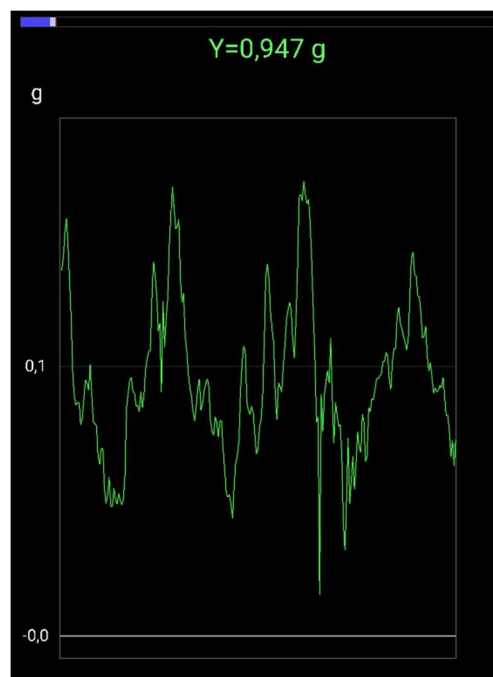


Ilustración 1. Captura de pantalla de la aplicación de lectura del acelerómetro del *smartphone*.

El principal problema de este método es que implicaba desarrollar una aplicación en Android que leyese este parámetro y, por limitaciones de tiempo, se han preferido otras aproximaciones más accesibles a nivel de programación. Sin embargo, no se descarta emplearlo de cara a un futuro artículo.

Después, para tratar de ensayar un sensor basado en sonido, se trató de obtener la señal respiratoria mediante el micrófono del teléfono móvil, pues, respirando en las proximidades del micrófono, la señal obtenida era claramente la respiratoria. En la Ilustración 2 se puede ver la señal obtenida con la grabadora del propio móvil.



Ilustración 2. Captura de pantalla de la aplicación de grabación del móvil registrando una señal respiratoria.

Este método presenta el mismo problema que el anterior: la programación en Android. Sin embargo, ambas aplicaciones permiten transformar la señal adquirida en un archivo *.txt genérico, de tal manera que pueda ser procesado con MatLab.

A continuación, se explican las opciones seleccionadas para el desarrollo del trabajo.

ii. Sensor de respiración basado en una IMU.

Este sensor se basa puramente en las aplicaciones vistas en [26], [47], [48]. Se trata del dispositivo *Arduino Nano 33 BLE Sense*, el cual incorpora una IMU, como ya se ha mencionado anteriormente. Su página comercial es [71]. Se puede ver el sistema en cuestión en la Ilustración 3. Dado que se trata de una plataforma sencilla de programar y con capacidad de comunicarse por Bluetooth, representa una opción ideal para el desarrollo de un sensor vestible con posibilidad de funcionar por sí solo sin precisar de más electrónica externa. Además, al haberse utilizado en la asignatura de *Sensores Vestibles y mHealth* del Máster, se disponía del entorno de programación y de las librerías necesarias para implementarlo. Este sensor representa la opción vestible de las dos desarrolladas.

Para su alimentación mediante baterías recargables desde un adaptador para *smartphone* (micro-USB con tensión de 5V), se encuentra el problema que ya se ha mencionado en el capítulo anterior: el sensor requiere de una alimentación superior a 5V, pero las baterías Li-Po existentes son múltiplo de 3,7V. Así, la opción que menor espacio, precio y peso tiene es alimentarlo mediante dos baterías de litio de 3,7V conectadas en serie. La alimentación mediante el

adaptador de *smartphone* se ha hecho con un conversor elevador comercial [72], que realiza la conversión de 5V a 7,4V. Sin embargo, para la realización de las pruebas, se ha empleado la conexión USB, de tal manera que se puedan transmitir los datos de esta forma y la recopilación de datos requiera menos tiempo. Sin embargo, en un futuro se plantea su comunicación con una aplicación Android.

Las características destacadas en el metaanálisis para este sensor son las siguientes:

- *Técnica*: Movimiento del pecho y/o abdomen.
- *Sensor*: IMU
- *Parámetro medido*: RR
- *Localización*: Pecho
- *Tamaño (cm)*:
 - o 4,3 x 1,7 x 0,3 (sin baterías, pines desoldados).
 - o 4,3 x 4 x 1,5 (Estimación: con baterías y encapsulado en un estuche impreso con impresora 3D, junto con el adaptador de tensión).
- *Protocolo de comunicación*:
 - o Pruebas: USB
 - o Prototipo portátil: Bluetooth Low Energy.
- *Estación de procesado*:
 - o Pruebas: PC
 - o Prototipo portátil: Smartphone/PC
- *Capacidad de la batería*: 200 mAh (dos baterías de 400 mAh en serie).
- *Vida de la batería*: estimada a partir de la corriente media consumida en funcionamiento normal, que sería el *streaming*⁸ de datos continuamente al *smartphone* o PC en cuestión. La corriente media aproximada, obtenida con un multímetro, es de unos 6,6 mA mientras se envía a un *smartphone* mediante Bluetooth LE. Así, la vida estimada del prototipo actual se aproxima a unas 30 horas de *streaming* de datos hasta su agotamiento y necesidad de carga.
- *Algoritmo de procesado*:
 - o Filtrado pasobanda de fase nula para frecuencias respiratorias de entre 5 y 65 respiraciones por minuto (en inglés, *breaths per minute*, bpm).
 - o Cálculo de la PSD y búsqueda de su máximo en el intervalo de interés.
- *Evaluación*:
 - o Bland-Altman.
 - o Error Absoluto Medio.
 - o Error Relativo Medio.
- *Software de Análisis*: *MatLab* (versión de estudiante *R2018b*).

El funcionamiento de este sensor es muy sencillo. El usuario coloca su espalda recta y posiciona el sensor sobre su pecho (a la altura del pectoral, por ejemplo), en cualquier punto de la circunferencia torácica, con el puerto USB del mismo apuntando hacia arriba. El sensor realiza la lectura en continuo de la aceleración de su eje X local, el cual apunta del centro del dispositivo hacia el puerto USB, tal y como se muestra en la Ilustración 3. De esta manera, cuando el sensor

⁸ *Streaming*: envío continuo de datos a otro dispositivo.



se encuentra en reposo, debería leer aproximadamente $-1g$, es decir, $-9,8 \text{ m/s}^2$, el valor de la aceleración de la gravedad, que lo atrae hacia el suelo. Cuando el sensor se desplaza en vertical hacia arriba (inspiración del aire), la aceleración aumenta en esa dirección, porque el eje X del acelerómetro así lo hace, por lo que la curva de aceleración crece o, dicho de otro modo, se hace menos negativa. Cuando alcanza el punto de máxima altura en el ciclo respiratorio, su aceleración se vuelve de $-1g$ nuevamente y, al bajar, la curva se hace más negativa debido a este movimiento (exhalación de aire). De esta manera, se consigue una señal sinusoidal cuya frecuencia coincide con la respiratoria, tal y como se puede apreciar en la Figura 12. En dicha imagen, también se ha representado, en color azul la señal filtrada, que se corresponde con las oscilaciones sin ruido del pecho del sujeto. Como se puede comprobar, la señal original es altamente ruidosa para los niveles de aceleración involucrados en el movimiento del pecho, es decir, la potencia del ruido podría llegar a mezclarse con la de la señal respiratoria. Sin embargo, se puede eliminar mediante filtrado digital.

El algoritmo de procesado consiste en un filtrado pasobanda entre los 5 y los 65 bpm. Se ha elegido este rango porque es el intervalo de respiraciones que se esperan obtener aproximadamente. Se eliminan las bajas frecuencias con el objetivo de eliminar el ruido de línea de base, típico de las aplicaciones biomédicas. Este ruido de línea de base no es otra cosa que el *offset* de la medida, que puede o no variar con el tiempo. Como el sensor lee $-1g$ en reposo, entonces se puede eliminar esa lectura rechazando la banda baja. Por la alta frecuencia, se elimina todo lo que se encuentre por encima de 60 bpms, puesto que el usuario estaría hiperventilando. En una posible aplicación móvil, se podría establecer un umbral en torno a dicha frecuencia para avisar a los especialistas en caso de peligro. El filtrado de fase cero es importante, puesto que permite que la señal no se vea distorsionada con la fase introducida por el filtrado. Una modificación en la fase podría alterar la frecuencia respiratoria final obtenida. Todo el procesado de este sensor se hace a partir de la señal en crudo (todas las señales obtenidas están disponibles en el Anexo III) en el entorno de *MatLab*. Se ha diseñado el filtro mediante la herramienta *fdatool* de *MatLab*, cuya documentación se puede encontrar en [73]. El diseño de un filtro digital no es una tarea sencilla, pues también se trata de un problema de intercambio de necesidades. Los parámetros que entran en juego son el rizado de la banda de paso, el rizado de la banda rechazada, la caída de la banda de transición y el número de coeficientes del filtro digital. El filtro elegido es de tipo FIR⁹, pues es más sencillo de trabajar con él a nivel computacional y, además, es de fase lineal. Este filtro se encuentra junto con los programas de procesado de las señales en el Anexo III, y se pueden ver su módulo y su fase en la Figura 11. El filtro FIR suele presentar un número elevado de coeficientes, a cambio de un buen desempeño, es decir, bajos rizados y una caída pronunciada en la banda de transición. Si se desea un filtro de altas capacidades y que sea de tipo FIR, será un filtro de muchos coeficientes, lo cual puede comprometer a la velocidad de procesado. A este respecto se podría dedicar un artículo de investigación posterior.

⁹ FIR: *Finite Impulse Response*. Filtro de respuesta al impulso finita.

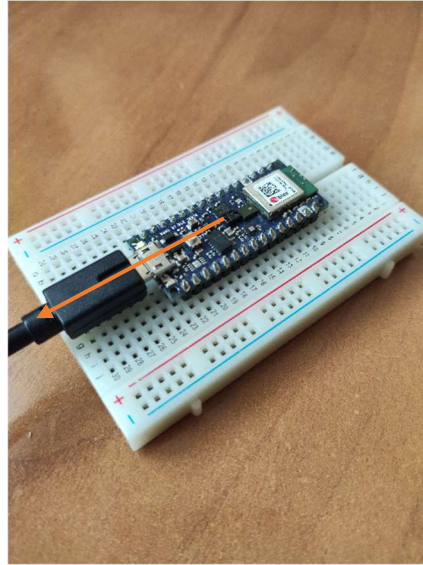


Ilustración 3. Arduino Nano 33 BLE Sense y el eje X local de su acelerómetro en color naranja.

La PSD es un método robusto para obtener la frecuencia respiratoria media en una ventana temporal determinada. Además, el software del *Gold Standard* de este trabajo contiene una opción para realizarla. Los métodos como la detección de picos o cruces por la media están sometidos a modulaciones de baja frecuencia que pueden distorsionar estos valores. Si bien la PSD no elimina siempre este problema, da una idea mucho más precisa sobre un valor medio en una ventana determinada. Además, es ejecutable por un *smartphone* o por un ordenador con mucha facilidad, debido a la gran cantidad de librerías que existen al respecto.

Si se llama $a_x(t)$ a la señal de aceleración en el eje X local del acelerómetro, $a_x(n)$ a dicha señal tras muestrearla, la forma de obtener la frecuencia respiratoria por este método se muestra en la Figura 13.

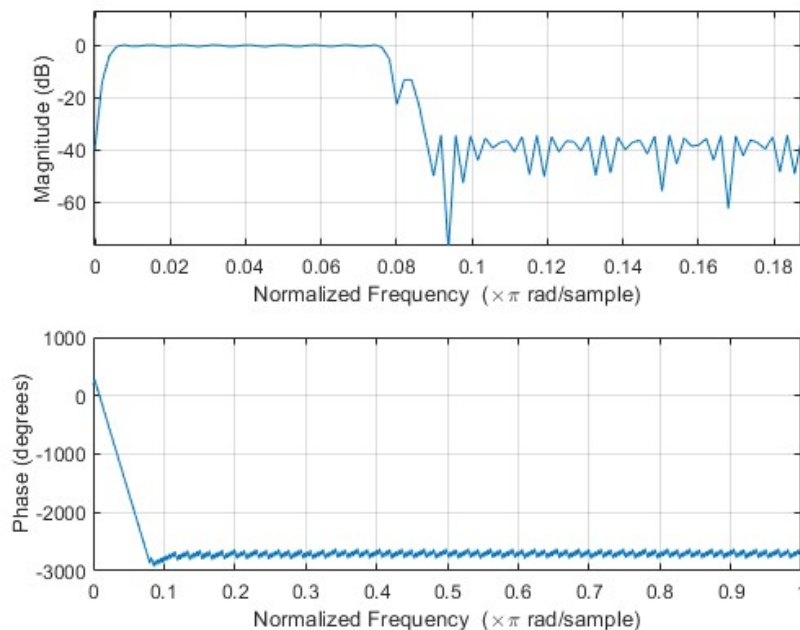


Figura 11. Filtro paso-banda empleado en el sensor Arduino. Arriba, su módulo; y abajo su fase.

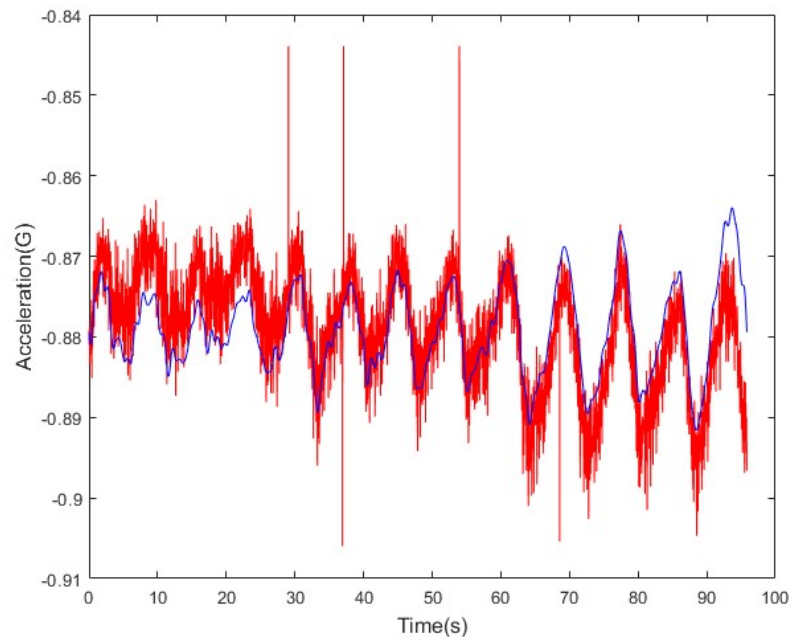


Figura 12. Señal respiratoria extraída del dispositivo con su señal filtrada en color azul.

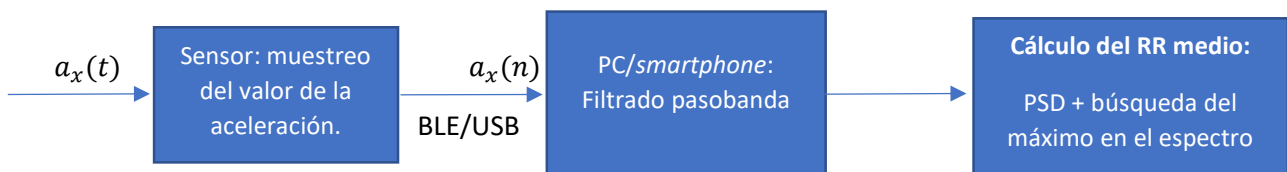


Figura 13. Diagrama de obtención de la RR a partir de la aceleración.

La frecuencia de muestreo final del sensor viene dada por el tiempo que emplea en ejecutar un ciclo de medida y envío de datos completo, lo que se conoce como periodo de muestreo T_s , que es el inverso de la frecuencia de muestreo F_s . La frecuencia de muestreo del acelerómetro analógico viene dada por el sensor, aunque se ha elegido una propia. Los sensores vestibulares, habitualmente, no son capaces de muestrear y enviar datos a una tasa constante, debido a varios parámetros relativos a los tiempos de procesado, como pueden ser el tiempo de acceso a memoria, latencia de envío de datos, etc. Para garantizar una frecuencia de envío más o menos constante y luego poder trabajar con su valor medio, se ha alargado el tiempo de ciclo para que las variaciones entre ellos sean prácticamente despreciables frente al tiempo de ciclo total. Así, se ha fijado un retardo de 10 ms con el objetivo de que esas incertidumbres (que pueden llegar a ser de hasta 1 ó 2 ms en el caso del sistema cableado), se vean absorbidas por esa espera. Así, se garantiza un ciclo de envío más o menos constante. De esta manera, la frecuencia de muestreo vista desde el sistema de procesado es de entre 80 y 85 Hz. El sensor envía, alternativamente, el tiempo que tarda en completar el ciclo y la aceleración leída en crudo. Si se está trabajando con la modalidad portátil, lo enviaría por Bluetooth, y si se trata de la modalidad de las pruebas, se envía por el cable USB.

La frecuencia respiratoria se calcula obteniendo el máximo de la PSD dentro del intervalo de frecuencias respiratorias previsto. Como se verá más adelante, este problema no es tan sencillo, pues el movimiento no debido a la respiración afecta en gran medida al resultado.

iii. Sensor de respiración basado en Visión por Computador (CV).

Este sensor es el representante de la subdivisión de sensores ambientales. Simplemente requiere de una cámara que enfoque al sujeto y que se pueda conectar a un ordenador que ejecutará un programa de Python, o simplemente, la webcam de un portátil. Se trata de un algoritmo de seguimiento de puntos de interés, similar al que se propone en [34]. Un punto de interés es un punto fácilmente reconocible por un algoritmo de Visión por Computador: una esquina, un borde muy marcado, un cambio de contraste alto a bajo o al revés, etc. en el fotograma que se está grabando en el momento de su cálculo. Para este método, se ha empleado la librería *open source*¹⁰ de CV para Python llamada *OpenCV*, la misma empleada en el artículo anterior. Su página principal es [74]. Los puntos de interés se calculan con el algoritmo *cv2.goodFeaturesToTrack* [75]. Estos puntos tienen la característica de que son fáciles de seguir en un vídeo formado por fotogramas, es decir, es fácil interpretar cómo se han movido entre un fotograma y otro. El algoritmo de seguimiento se conoce como algoritmo de Lukas-Kanade, y es el mismo empleado en [34]. Este algoritmo se encarga de emparejar los puntos calculados por el algoritmo *Good Features to Track*, calculados como puntos de partida, con sus semejantes en el siguiente fotograma del vídeo, tomando como hipótesis que no habrá un gran desplazamiento de los puntos de interés entre un fotograma y el siguiente. De esta manera, se puede apreciar que los puntos de interés se desplazan por la pantalla de manera semejante a como se desplaza el objeto en cuestión. Si estos puntos de interés se encuentran sobre el pecho del sujeto y sus movimientos no son demasiado rápidos (condición, también, de punto de partida del algoritmo Lukas-Kanade), se puede registrar una señal respiratoria si se conocen las coordenadas de los puntos en esa imagen. Este valor se obtiene de los puntos de interés calculados a partir de los iniciales mediante Lukas-Kanade. En este caso, la función de Lukas-Kanade devuelve la posición estimada (incluyendo cifras decimales) de los puntos dentro de la imagen. Hay que tener en cuenta que la imagen está formada por píxeles, por lo que los puntos de interés se colocarán sobre cierto píxel o grupo de píxeles que sean interesantes para seguir. Se han creado tres puntos para su seguimiento en el vídeo, seleccionando finalmente uno de los tres para extraer los datos respiratorios. La señal obtenida en el desplazamiento de dicho punto es procesada en el mismo programa, de tal forma que permite elegir la ventana temporal a procesar y proporciona, a partir de ella, la frecuencia respiratoria.

Las características son las siguientes:

- *Técnica*: Movimiento del pecho y/o abdomen.
- *Sensor*: Cámara
- *Parámetro medido*: RR
- *Localización*: A distancia del sujeto (20-30 cm).
- *Tamaño (cm)*: cámara web a conectar al PC por USB o cámara web integrada.
- *Protocolo de comunicación*:
 - Pruebas: USB
 - Prototipo portátil: Bluetooth Low Energy.
- *Estación de procesado*: PC
- *Algoritmo de procesado*:
 - Filtrado pasobanda de fase nula para frecuencias respiratorias de entre 5 y 65 respiraciones por minuto (en inglés, *breaths per minute*, *bpms*).
 - Cálculo de la PSD y búsqueda de su máximo en el intervalo de interés.

¹⁰ *Open source*: de código abierto y editable por cualquier usuario.

- *Evaluación:*
 - Bland-Altman.
 - Error Absoluto Medio.
 - Error Relativo Medio.
- *Software de Análisis:* MatLab (versión de estudiante R2018b).



Ilustración 4. Fotograma del vídeo grabado por la cámara correspondiente al sensor ambiental durante las pruebas donde se pueden ver los tres puntos de interés en verde.

En la Ilustración 4 se puede ver la imagen que captura la cámara con los tres puntos de interés en color verde fosforito, cuyo vídeo se encuentra en el Anexo IV. En la Ilustración, además, se puede ver el sensor de respiración resistivo proporcionado por *Biopac*. La frecuencia de muestreo de este sensor no es siempre constante, pues depende de la velocidad de procesado del ordenador que ejecute el algoritmo y la frecuencia de muestreo de la cámara de la que se disponga. La frecuencia más alta que se puede obtener con la cámara empleada aquí es de 30 Hz, es decir 30 fps (fotogramas por segundo). Es una frecuencia relativamente baja, pero suficiente para esta aplicación. Para no tener que definir una frecuencia de muestreo en el código, al final de cada ventana temporal, se almacena en el fichero .txt, junto con el resto de la señal, la frecuencia de muestreo media durante el programa, la cual se obtiene en el bucle de obtención de la señal respiratoria.

Almacenando la coordenada en vertical de los tres puntos de interés, se puede registrar el movimiento del pecho de una forma muy sencilla y precisa. Esta coordenada es la fila de la imagen (que es, en realidad, una matriz de píxeles con tres valores para imagen RGB) en la que se encuentra el punto de interés, con el origen del sistema de coordenadas supuesto en la esquina superior izquierda de la imagen. Esto provoca que, al inspirar, los puntos suban en la imagen, pero su coordenada en píxeles sea más baja, por lo que la señal representada tendrá una fase de π radianes, lo cual se solventa fácilmente invirtiendo la señal (multiplicando por -1). A pesar de esto, la fase no afecta a la frecuencia respiratoria obtenida. En este caso, también se emplea la PSD, por el mismo motivo que el explicado anteriormente. Además, practicando el mismo método de procesado, a pesar de no evaluarse el buen o mal desempeño de este apartado fundamental del desarrollo de sensores, se elimina un modo de fallo, al ser el mismo en los tres sensores.



b. Aplicaciones clínicas viables.

En principio, no se descarta ninguna aplicación clínica de estos sensores. Es decir, su funcionamiento es el expuesto anteriormente y, a través de los experimentos realizados, que se explican y muestran sus resultados en el siguiente capítulo, se pueda deducir su rango de validez. No se descarta su aplicación para monitorización de la actividad diaria, monitorización en reposo, predicción de enfermedades, etc.

5. VALIDACIÓN Y COMPARACIÓN DE LOS SENSORES DESARROLLADOS.

Un apartado fundamental en el diseño de equipamiento clínico es su validación, es decir, demostrar que el sensor realmente cumple su función o, si no lo hace, bajo qué condiciones podría hacerlo. Para ello, el primer paso es el diseño del experimento de validación.

a. Presentación del *Gold Standard: Biopac MP36*.

El uso de un *Gold Standard* es una forma de validación empleada frecuentemente [32], [48], [56], [64]. Consiste en tomar otro sensor de respiración ya validado y hacer mediciones simultáneas con el sensor prototipo. Dado que, en general, se trata de sensores comerciales o con una validez ya testada, se puede decir que lo que mida el sensor ensayado debe ser lo más parecido posible al dispositivo *Gold Standard*. En este caso, el *Gold Standard* elegido es un equipo del que se disponía en el laboratorio del grupo *EduQTech*, y que recibe el nombre de *Biopac MP36*, de la casa *Bionic*. Se puede acceder a su página web en [76]. Se trata de un sistema de medida de señales biomédicas completo (EMG, ECG, EEG, Pulso, Respiración, GSR, Flujo, Biofeedback, etc.) diseñado para la realización de prácticas estudiantiles. En el caso de este trabajo, se ha aprovechado la medición de la respiración mediante un sensor resistivo basado en el movimiento del pecho cableado al propio *Biopac*. En la Ilustración 5 se puede ver una imagen del sistema en cuestión, al cual se conectan los diferentes sensores mediante sus puertos paralelo. Posee una interfaz USB con un PC, que ejecuta su software (disponible en el pack para instalar mediante CD) llamado BSL PRO 3.7.



Ilustración 5. Sistema *Biopac MP36*, *Gold Standard* del trabajo [76].

Dado que se considera que este sistema comercial mide correctamente las señales analizadas, se puede considerar que la frecuencia respiratoria que registren es real y válida.

b. Ítems del protocolo de validación.

Estos son los elementos que constituyen el experimento de validación, y su registro y análisis de manera ordenada y cuidada define la corrección del experimento realizado. Para realizar un experimento con voluntarios humanos, es necesario pedir su consentimiento informado, es



decir, deben recibir un documento por escrito en el que se explique lo que tienen que hacer durante el experimento. La plantilla del consentimiento informado se puede encontrar en el Anexo V. Además, este ha de ser previamente validado por un Comité de Ética. Este paso se ha omitido por las propias características del estudio, aunque será necesario plantearlo para futuros trabajos.

Así, los ítems del protocolo de validación son los siguientes:

i. Voluntarios.

Los sujetos a los que se les ha pedido participar en los experimentos presentan las siguientes características:

- *Número de voluntarios:* 6
- *Sexos:* 3 hombres / 3 mujeres.
- *Rango de edades (años):* 22-57
- *Rango de pesos (kg):* 61,8-73,5
- *Rango de alturas (cm):* 165-180
- *Estado de salud (se dan las siguientes situaciones):* Sin patologías + alergias + tiene los bronquiolos pequeños + dado de alta de asma hace poco + operado de faringitis de pequeño.

La estrategia de reclutamiento ha sido el ofrecimiento voluntario, a petición de un favor, por parte del proyectista. Presentan cierta variabilidad en sus condiciones físicas y de salud, por lo que los resultados del experimento son extensibles a esa casuística.

ii. Actividades, posiciones y condiciones.

A los voluntarios se les ha pedido hacer seis tipos de pruebas diferentes a cada uno. La mitad de ellas son estáticas y la otra mitad incluyen un bamboleo por parte del voluntario que, en este caso, sería un ruido a eliminar. Las actividades a realizar son las siguientes y se explican en el consentimiento informado:

- Sentado respirando a frecuencia baja.
- Sentado respirando a frecuencia media.
- Sentado respirando a frecuencia alta.
- Sentado y moviendo su tronco a frecuencia baja.
- Sentado y moviendo su tronco a frecuencia media.
- Sentado y moviendo su tronco a frecuencia alta.

La subjetividad entre lo que se pueda interpretar por “alta”, “media” o “baja” queda cubierta por el hecho de que, al final del experimento, es el dispositivo *Gold Standard* el que informa de la frecuencia respiratoria real.

iii. Duración del experimento.

Los voluntarios realizan cada una de las seis actividades distintas durante, aproximadamente dos minutos, y, durante ese tiempo, las señales respiratorias se registran simultáneamente con los tres sensores. En el vídeo del Anexo IV, se puede ver un ejemplo del proceso. Entre prueba y prueba, el voluntario puede descansar otros dos minutos para recuperarse. Así, la duración total del experimento para cada sujeto sería:

$$2 \text{ min} * 6 \text{ pruebas} + 2 \text{ min} * 5 \text{ descansos} = 22 \text{ min}$$

c. Diseño del experimento de validación.

Como ya se ha dicho, el experimento consiste en seis pruebas realizadas a seis voluntarios, a quienes se les ha pedido que respiraran a tres ritmos diferentes en dos condiciones diferentes. Este experimento de validación se trata de una comparativa contra un dispositivo *Gold Standard* (*Biopac*), que se toma como referencia. Para considerar que los sensores funcionan correctamente, los resultados han de ser lo más similares posibles a los dados por el *Gold Standard*. Esta modalidad es la más completa de las explicadas anteriormente, pero presenta varios retos. El primero de ellos es que se debe sincronizar la medida de los tres sensores. Para ello, se ha pedido a los voluntarios que dieran un pequeño bote sobre su silla, generando un pico muy pronunciado en los dos sensores de respiración desarrollados. El *Gold Standard* comenzaba a grabar justo en el momento en el que se daba ese bote. El bote realizado para la sincronización se puede apreciar en la Figura 14, en este caso, para el sensor de CV.

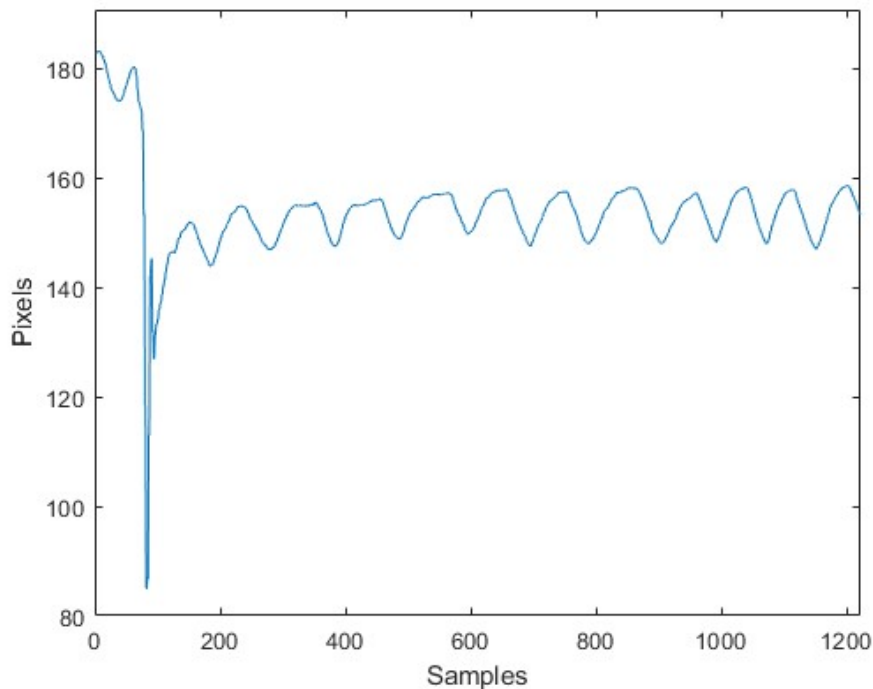


Figura 14. Ejemplo de señal con el movimiento de sincronización.

Para la sincronización, a la hora de extraer el dato de frecuencia respiratoria, se ha seleccionado el pico del bote como el inicio de la señal respiratoria, de tal manera que todas comiencen en el mismo punto. Las tres señales son registradas simultáneamente y analizadas de tal manera que todos los eventos que ocurran durante la misma (movimientos ajenos a la respiración, anomalías respiratorias, variaciones en la respiración) se puedan apreciar simultáneamente en las tres, dando a entender que los sensores desarrollados son tan capaces de tomarlos como el *Gold Standard*. En la Figura 15, se pueden ver las tres señales sincronizadas, una vez se han filtrado. En el eje horizontal se indica la muestra que representa cada punto, viendo que el sistema de CV tiene la más baja de todos y el *Biopac* la más alta. La frecuencia de muestreo de *Biopac* es de

1 kHz, lo cual se sabe por sus especificaciones. En el Anexo IV se puede ver un vídeo que ejemplifica la actividad a realizar sin bamboleo.

Una vez se tienen las tres señales, se procesan en ventanas de tiempo idénticas. Estas ventanas de tiempo se han tomado de un minuto de tiempo cada una, de tal manera que se tengan dos valores de frecuencia respiratoria por cada señal obtenida, permitiendo, así, duplicar la cantidad de resultados obtenidos. En el programa para el dispositivo de *Biopac* se ha podido ejecutar, de igual modo que en MatLab, la Transformada de Fourier de la señal registrada por él, por lo que incluso el método de procesado coincide con el ejecutado en los sensores prototipo. No sirve para validar la técnica de procesado porque en el caso de los sensores desarrollados es una herramienta nativa de MatLab, pero sí permite eliminar dudas acerca de si es el método de procesado el que introduce errores. Para ello, se selecciona el intervalo de interés con el cursor y luego se ejecuta la Transformada de Fourier en el menú "Calcular". En la Ilustración 6 se adjunta una captura de pantalla del programa para el *Biopac*, cuando se calcula la FFT.

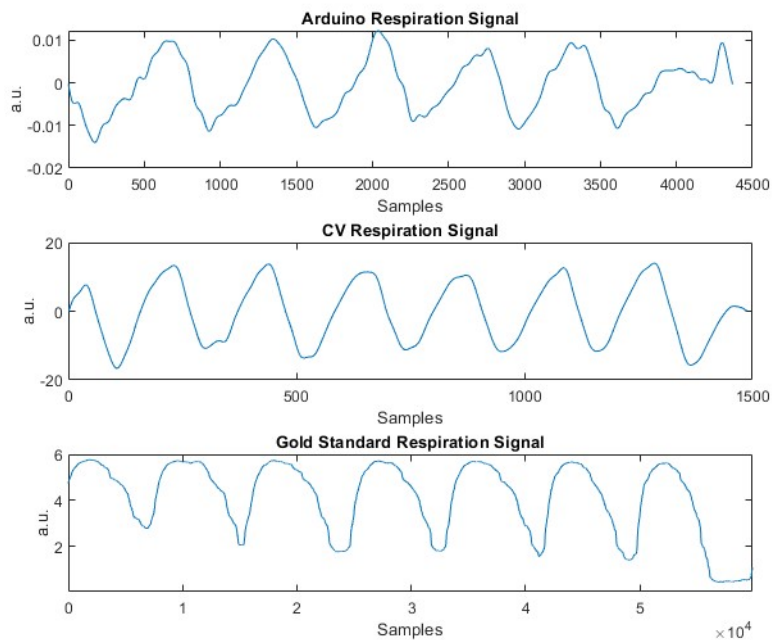


Figura 15. Señales de cada uno de los sensores sincronizadas para su validación conjunta.

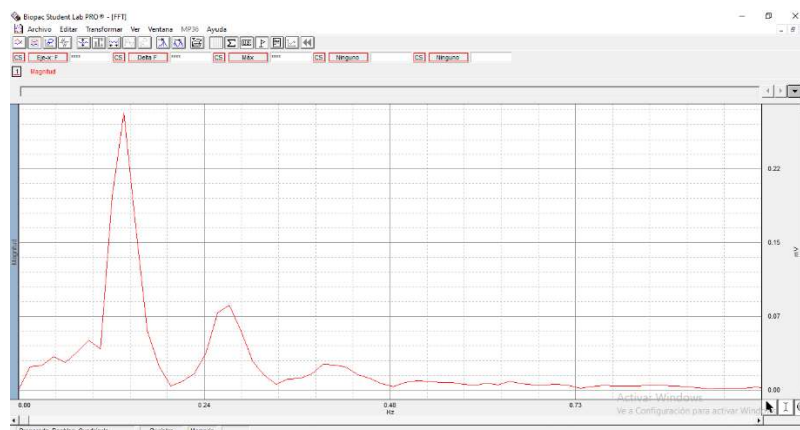


Ilustración 6. Captura de pantalla de la Transformada de Fourier calculada con el programa Biopac.

d. Resultados de la validación. Método de evaluación.

Los resultados de la validación se encuentran en la Tabla 7. Tal y como se ha dicho, existen seis pruebas por sujeto y, al mismo tiempo, dos ventanas temporales cada uno de ellos, haciendo un total de 72 datos obtenidos. Todas las señales obtenidas se encuentran en el Anexo III, y los scripts de *MatLab* para obtener los datos de ellos, junto con los filtros empleados, se encuentran en este Anexo.

			ARDUINO		CV (LUKAS-KANADE)		BIOPAC (GOLD STANDARD)	
			TRAMO 1	TRAMO 2	TRAMO 1	TRAMO 2	TRAMO 1	TRAMO 2
SUJETO 1	ESTÁTICO	LENTO	8,55	7,33	7,93	7,05	8,26	7,32
		MEDIO	17,74	17,12	14,26	16,05	16,50	16,02
		RÁPIDO	31,90	6,20	30,63	34,67	31,13	34,74
	BAMBOLEO	LENTO	27,82	28,89	8,79	6,92	9,12	7,32
		MEDIO	37,32	39,61	18,31	18,51	17,40	16,50
		RÁPIDO	17,06	17,44	16,19	16,56	65,00	66,50
SUJETO 2	ESTÁTICO	LENTO	15,11	15,47	14,26	14,32	14,64	14,64
		MEDIO	21,89	21,30	20,67	20,29	21,06	20,10
		RÁPIDO	46,44	47,33	44,63	45,00	43,92	44,88
	BAMBOLEO	LENTO	5,45	60,46	15,54	12,64	15,54	12,78
		MEDIO	26,35	5,43	21,62	18,02	24,72	18,30
		RÁPIDO	69,96	72,72	69,70	69,24	69,54	69,60
SUJETO 3	ESTÁTICO	LENTO	29,16	15,11	14,00	14,37	13,74	14,64
		MEDIO	25,62	23,81	24,20	22,43	23,82	22,44
		RÁPIDO	29,63	29,70	28,18	27,84	28,38	28,40
	BAMBOLEO	LENTO	22,67	23,60	13,70	10,29	13,74	10,08
		MEDIO	23,53	25,13	22,17	23,87	22,86	23,82
		RÁPIDO	15,28	15,13	14,44	14,28	57,66	56,76
SUJETO 4	ESTÁTICO	LENTO	15,31	15,93	14,47	15,36	14,64	12,84
		MEDIO	33,36	29,83	31,84	29,65	32,04	29,28
		RÁPIDO	41,18	57,21	39,73	54,55	39,36	55,86
	BAMBOLEO	LENTO	32,41	31,41	15,40	15,02	15,54	14,64
		MEDIO	13,32	21,06	23,59	21,16	22,44	21,96
		RÁPIDO	16,12	15,58	58,33	14,73	61,32	59,46
SUJETO 5	ESTÁTICO	LENTO	9,86	9,25	9,27	8,79	9,18	8,70
		MEDIO	20,88	19,06	19,84	18,07	20,16	18,30
		RÁPIDO	41,56	41,89	39,42	41,17	40,26	41,22
	BAMBOLEO	LENTO	5,00	31,02	4,39	3,33	3,66	3,60
		MEDIO	32,45	33,83	7,66	6,30	7,32	6,42

		RÁPIDO	41,74	43,10	28,86	40,90	28,38	27,48
SUJETO 6	ESTÁTICO	LENTO	8,45	8,45	8,11	7,64	8,22	7,32
		MEDIO	12,58	12,35	11,76	11,58	11,88	11,90
		RÁPIDO	60,82	33,13	29,38	31,55	28,38	31,14
	BAMBOLEO	LENTO	26,20	28,20	24,78	10,63	10,98	10,50
		MEDIO	50,30	51,61	21,42	19,55	50,34	48,54
		RÁPIDO	9,77	21,38	9,08	10,39	90,00	87,00

Tabla 7. Resultados de la validación.

Además, para cuantificar el desempeño de los sensores, se han calculado los tres parámetros mencionados anteriormente: Error relativo medio (MRE, Ecuación (1)), Error absoluto medio (MAE, Ecuación (2)), gráfico de Bland-Altman. En la Tabla 8 se encuentran los errores relativos y absolutos para cada una de las seis actividades realizadas por los voluntarios.

		ARDUINO		CV (LUKAS-KANADE)	
		ERROR RELATIVO MEDIO (%)	ERROR ABSOLUTO MEDIO	ERROR RELATIVO MEDIO (%)	ERROR ABSOLUTO MEDIO
ESTÁTICO	LENTO	15,71%	2,72	3,73%	0,43
	MEDIO	5,11%	1,00	2,22%	0,40
	RÁPIDO	19,78%	6,37	1,39%	0,51
BAMBOLEO	LENTO	205,45%	17,98	14,20%	1,38
	MEDIO	96,77%	10,43	13,93%	5,61
	RÁPIDO	59,62%	37,37	50,78%	33,68

Tabla 8. Valores de los Errores Medios Absoluto y Relativo para cada sensor y para cada una de las actividades.

En las Figuras 16 a 19 se muestran los gráficos de Bland-Altman para cada uno de los dos sensores, comparándolos con el *Gold Standard*. En el eje vertical se disponen las diferencias de frecuencias respiratorias medidas entre el sensor prototipo y el *Gold Standard* para cada caso, y en el horizontal la media de ambos valores. La región delimitada entre las líneas roja y verde se denomina región de concordancia. Este método indica, entre otros aspectos, si existe alguna tendencia en la aparición de errores, es decir, si en una determinada región de la escala de frecuencias respiratorias considerada aparece mayor error por algún motivo en concreto. Si fuera el caso, debería identificarse la causa y proponer una solución a ese respecto.

Todas las conclusiones obtenidas en este apartado se explican en detalle en el siguiente.

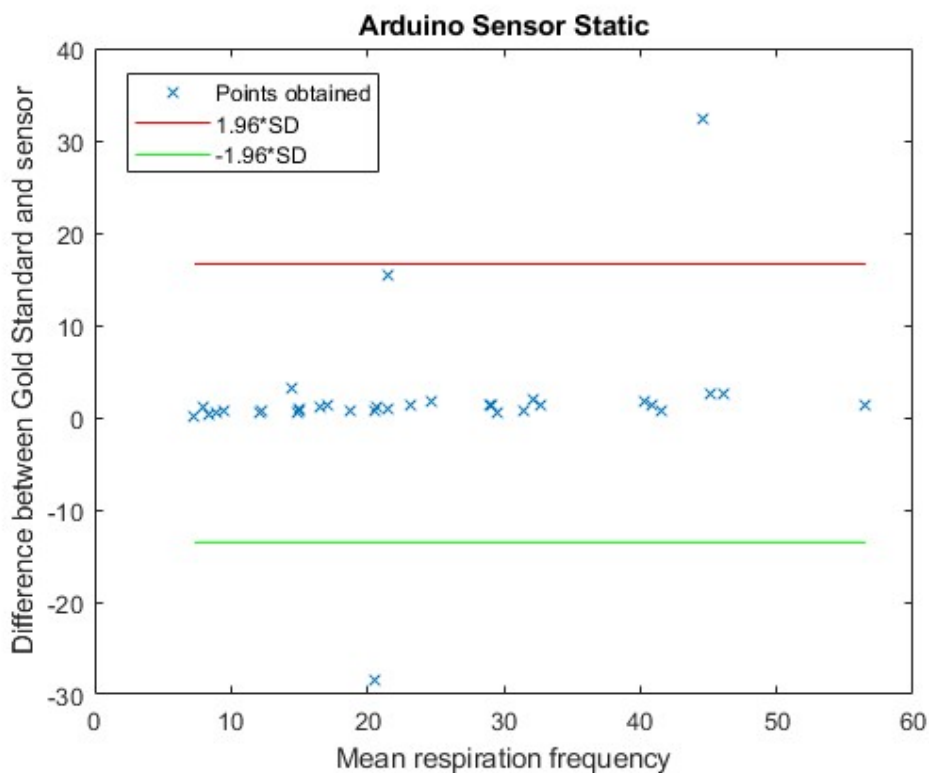


Figura 16. Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en Arduino, comparativamente con el Gold Standard, sin bamboleo.

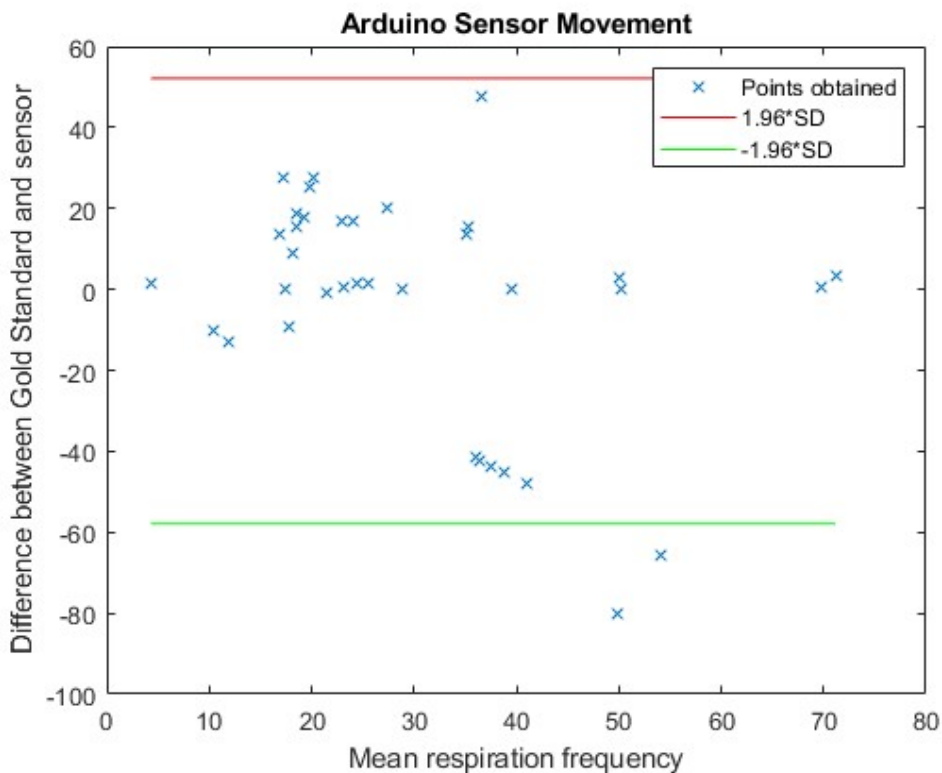


Figura 17. Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en Arduino, comparativamente con el Gold Standard, con bamboleo.

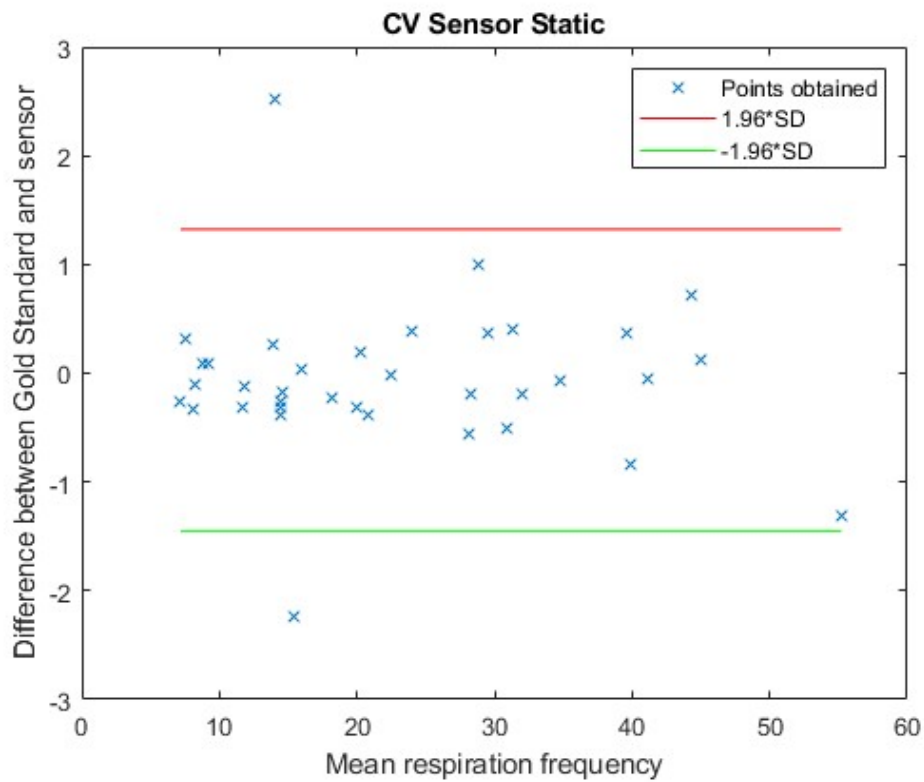


Figura 18. Gráfico Bland-Altman para el sensor basado en CV, comparativamente con el Gold Standard, sin bamboleo.

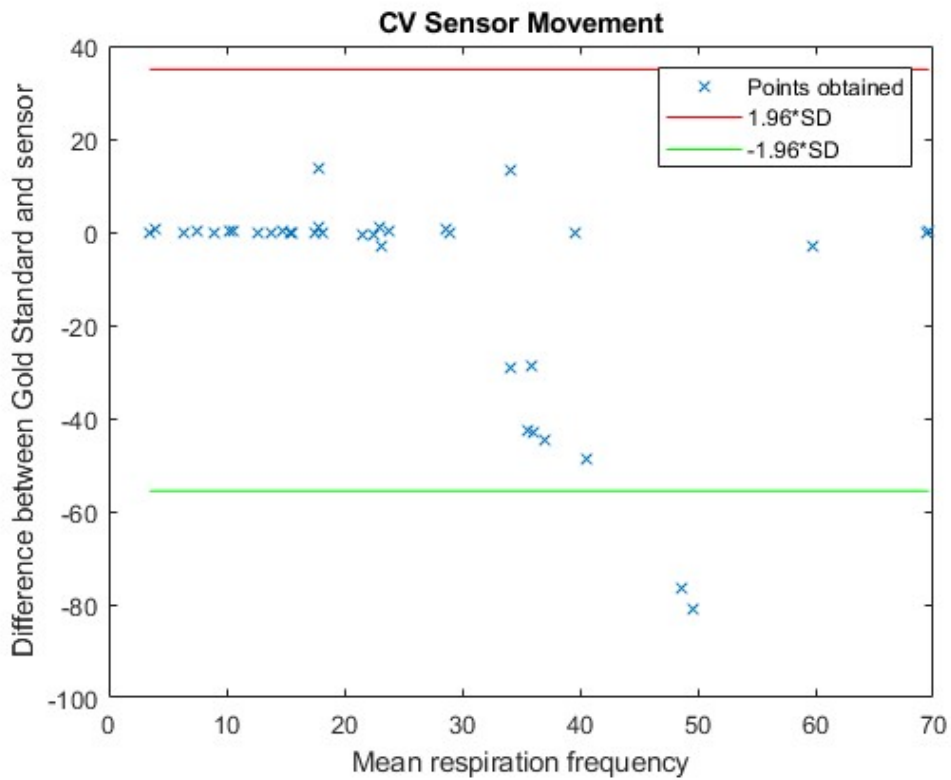


Figura 19. Gráfico de Bland-Altman para el sensor basado en CV, comparativamente con el Gold Standard, con bamboleo.

e. Análisis de los resultados obtenidos. Redefinición de las aplicaciones clínicas ante los resultados obtenidos.

En este apartado se dan algunas conclusiones importantes obtenidas en el experimento, así como la explicación de ciertos fenómenos interesantes.

En primer lugar, se van a analizar los resultados numéricos, con apoyo de los gráficos de Bland-Altman y los errores anteriormente mencionados. Esto se va a hacer para cada uno de los dos sensores.

Con atención en el sensor basado en Arduino, (Figuras 16 y 17), se puede apreciar una gran diferencia entre la situación con y sin bamboleo. La región de concordancia (región entre las líneas roja y verde en cada caso) es muy estrecha en el caso estático y muy ancha en el caso con movimiento, lo cual implica que en el caso con movimiento existe una gran dispersión de los resultados. Además, con movimiento, el error no sigue una tendencia, es decir, no se le puede asignar una causa uniforme a este. Sin embargo, si el sujeto no se mueve mientras respira, los datos obtenidos son muy similares a los obtenidos con el *Gold Standard*, lo cual se puede ver en la línea horizontal que forman los puntos sobre la media cero en la Figura 16. Los tres puntos que se alejan considerablemente de esta línea son:

- *Sujeto 1/Estático/Rápido/Tramo 2*: este es un claro ejemplo de que la señal posee una modulación de baja frecuencia, pero alta potencia. Se puede comprobar analizando el archivo que se encuentra en el Anexo II. Esta modulación procede de un movimiento del pecho del voluntario ajeno a la respiración que, al tener mayor amplitud que las respiraciones muy rápidas, oculta la frecuencia respiratoria. Sin embargo, en la PSD de esta señal, se puede ver un pico a la frecuencia de respiración que devuelve el *Gold Standard*.
- *Sujeto 3/Estático/Lento/Tramo 1*: el sujeto respira de manera no uniforme, lo cual se puede apreciar en la señal filtrada de este tramo.
- *Sujeto 6/Estático/Rápido/Tramo 1*: en este caso, se puede apreciar una señal muy ruidosa debido a que el sensor no estaría bien orientado verticalmente, por lo que las respiraciones no se harían efectivas.

El sensor basado en Visión por Computador (Figuras 18 y 19) es bastante más preciso que el basado en Arduino, lo cual se puede ver por su estrecha región de concordancia y el reducido error para el caso estático (Tabla 8). Los dos casos más alejados son de tan solo 2,5 bpm de diferencia.

En cuanto al caso con bamboleo, ambos sensores se ven claramente afectados por el movimiento. Como su propia técnica indica, se basan en un movimiento del pecho, por lo que, si el pecho se mueve a una frecuencia diferente a la respiratoria, la frecuencia detectada será esa. Como el algoritmo de procesado es calcular el máximo de la PSD, si la amplitud del movimiento de bamboleo es superior al de respiración y sus frecuencias son muy diferentes, entonces la frecuencia detectada será la del bamboleo y no la de respiración. Un claro ejemplo se muestra en la Figura 20, que se corresponde con el voluntario 1 respirando a alta frecuencia mientras realizaba el movimiento lateral. En este caso, se le pidió expresamente que se moviese

más lento de lo que respiraba. En dicha Figura, se aprecia claramente que la señal es la suma de dos señales sinusoidales diferentes.

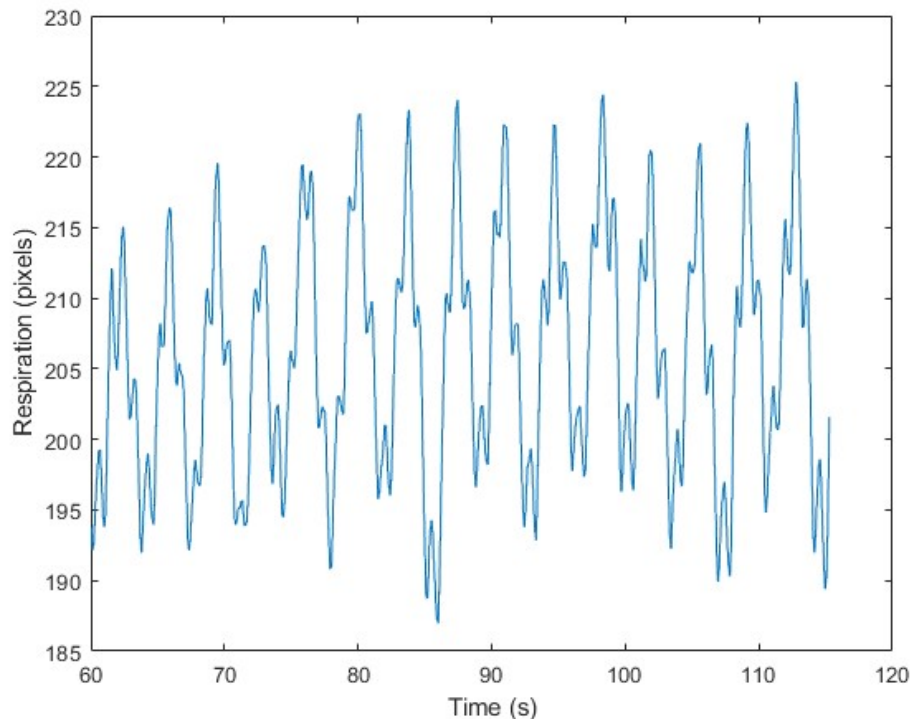


Figura 20. Composición del movimiento de bamboleo y de respiración.

Esto se puede apreciar más fácilmente si se estudia su PSD, la cual se muestra en la Figura 21. La mayor potencia se concentra en la frecuencia que devuelve el algoritmo, la marcada con la estrella verde, que es de 16,19 Hz. A la frecuencia de aproximadamente 65 Hz se aprecia otro pico de menor potencia, que es la frecuencia respiratoria real del voluntario. En este caso, el sensor Arduino detecta el mismo efecto, pues también experimenta ambos movimientos simultáneamente. Este efecto se puede explicar muy fácilmente pensando que, si el sujeto se concentra en moverse despacio y respirar rápido, las oscilaciones del pecho pueden ser muy pequeñas, mientras que se exageran más los movimientos laterales. De hecho, en el gráfico de Bland-Altman correspondiente al sensor de CV, se produce cierta dispersión en frecuencias altas. A bajas frecuencias, en ambos sensores, se detectan más aciertos porque ocurre lo contrario, especialmente en el sensor de CV.

De cara a una aplicación real, una mejora sustancial en el algoritmo basado en filtrado y PSD consiste en tomar ventanas temporales más pequeñas, es decir, de unos 10 o 20 segundos, de tal manera que al final de dicha ventana se disponga de la frecuencia respiratoria en ese intervalo, se proporcione al usuario y, en caso de que la frecuencia respiratoria tenga valores críticos (muy altos o muy bajos), se pueda actuar a tiempo. Esta mejora no afectaría a la precisión, pero sí permitiría actualizar el valor de la frecuencia respiratoria más a menudo, en vez de una vez por minuto. Se ha comprobado que este algoritmo funciona para ventanas temporales más estrechas.

Comparativamente, Arduino tiene un peor desempeño con bamboleos que el sensor de CV. Ambos cometen error a frecuencias respiratorias altas, debido al efecto que se ha explicado

anteriormente. Hay que recordar que la señal de Arduino contiene cierto ruido blanco, que es un ruido que se caracteriza por tener media nula y un valor aleatorio en cada instante de tiempo, con distribución gaussiana. El origen de este ruido se debe a la electrónica interna del chip, que muestrea continuamente el valor del acelerómetro analógico interno y, por variaciones mínimas de este, puede provocar cambios de valor en la cuantificación. En la Figura 22 se muestra el ruido que devuelve el sensor cuando se coloca encima de la mesa en posición horizontal, es decir, cuando la aceleración en su eje X local debería ser constantemente cero.

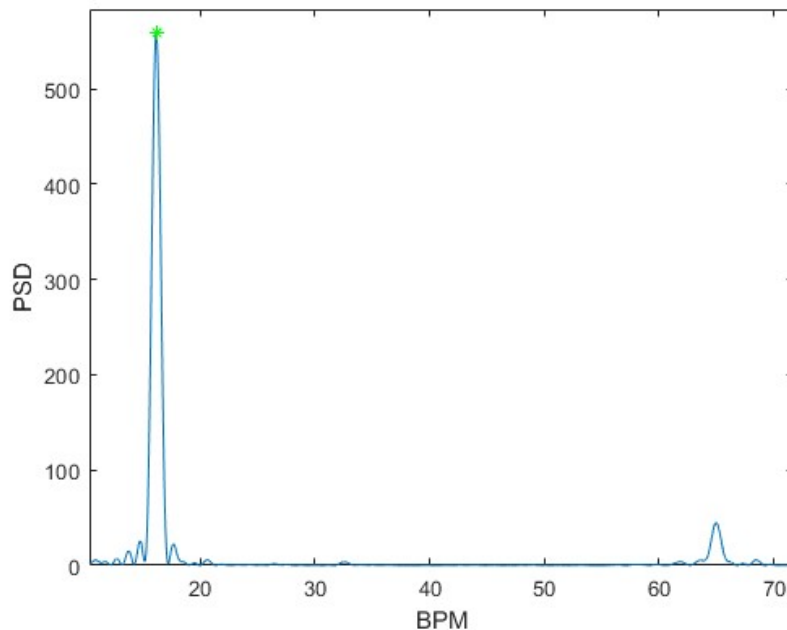


Figura 21. Densidad Espectral de Potencia de la una señal compuesta por un bamboleo de baja frecuencia y una respiración de alta frecuencia.

En la Figura 23 se muestra la PSD de este ruido que, debido a la su aleatoriedad, se distribuye de manera no uniforme en la frecuencia. Sin embargo, este sensor puede funcionar en esta aplicación independientemente de este aspecto, puesto que la potencia es menor que la de la señal de respiración, como se ve en dicha figura (orden de 10^{-7}). Podría ser problemático si las respiraciones del paciente fueran tan débiles que se entremezclaran con este ruido. Las respiraciones del voluntario 4 fueron relativamente leves, pero, aun así, ambos sensores funcionaron correctamente, sobre todo en el funcionamiento estático. Así pues, el efecto del ruido no es especialmente relevante en los resultados. Otro aspecto a debatir, sería la fiabilidad del *Biopac* frente a oscilaciones del cuerpo, puesto que está pensado para trabajar en estático.

Ahora, se van a analizar los *pros y contras* de cada uno de los tres sensores vistos aquí. El sensor *Gold Standard* es un dispositivo testado, con certificación europea para Equipos Electromédicos según UNE-EN 60601-1:2008 [77], con un software adaptado y funcionamiento muy sencillos para la docencia, que incluye una gran cantidad de sensores para medir diferentes señales biomédicas y de muy altas prestaciones. En su contra, es un equipamiento de alto coste, que ronda los 4.000 €¹¹ que no es portátil y requiere contacto directo con el paciente. Debido a las restricciones de la Covid-19, el sensor utilizado para la respiración fue el resistivo de presión en

¹¹ Precio orientativo, fuente no oficial.

el pecho, como se ve en la Ilustración 4. Los sensores que rodean el pecho de paciente ejerciendo presión sobre él corren el riesgo de modificar la propia respiración o de representar una molestia para el mismo. Por otro lado, no es inalámbrico, por lo que el movimiento del paciente está limitado. El sensor basado en Arduino tiene los problemas ya mencionados, como la sensibilidad a otros movimientos, que pueden distorsionar la señal y otros como la orientación del sensor, pues, tal y como se obtiene la señal ahora mismo, se lee el eje X local en crudo y, si este no se encuentra en vertical, puede dar resultados erróneos. Sin embargo, es totalmente inalámbrico, permite su comunicación con cualquier dispositivo que tenga interfaz Bluetooth y, gracias a esto, es usable fuera de la clínica. A la vista de los resultados obtenidos, a nivel de desempeño, no presenta ninguna ventaja sobre el sensor de CV, pero a nivel de usabilidad, es mucho más cómodo que la cámara.

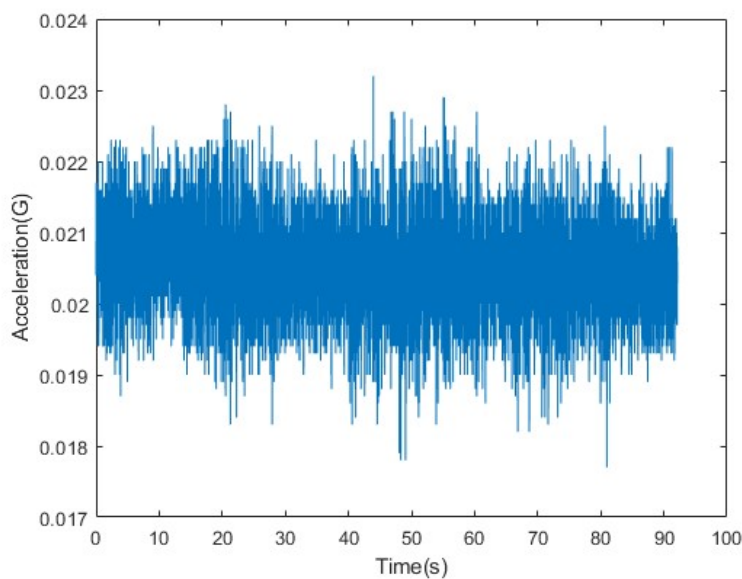


Figura 22. Ruido blanco muestreado en Arduino.

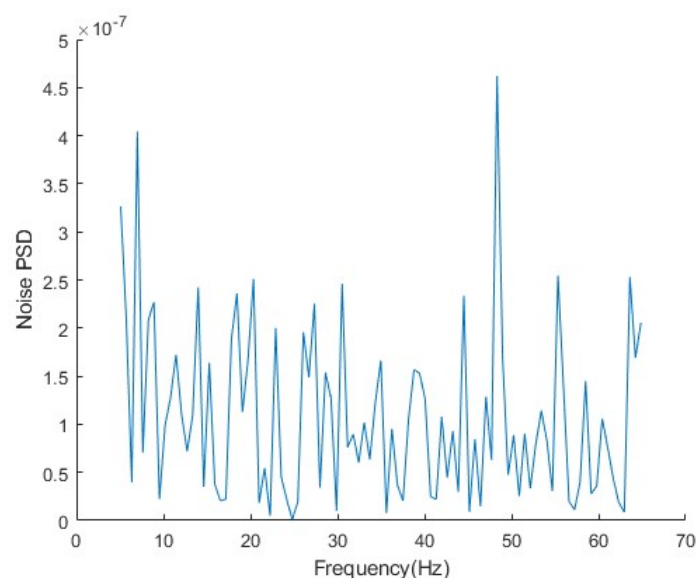


Figura 23. Densidad Espectral de Potencia del ruido blanco.



El sensor de CV ha mostrado un buen comportamiento en los experimentos de validación, a la vista de sus reducidos errores, sobre todo en movimiento estático. Este no requiere colocar ningún hardware encima del usuario, por lo que no se afecta a la respiración y es el más cómodo de los tres. Sin embargo, al basarse en la detección de imagen, también es sensible a movimientos aleatorios del paciente, desenfoques, distancia de grabación, etc. A pesar de no ser portátil, se podría integrar en un *smartphone*, como forma de monitorizar la respiración del usuario en la vida cotidiana cuando está en reposo, por ejemplo, viendo la televisión. Para insensibilizar al sensor ante cambios en la posición del usuario, en [34] se le cubre con una sábana con rombos cosidos, de tal manera que, aunque el paciente rote, los rombos no se moverán tanto como otros posibles puntos de interés. El algoritmo de procesado es un punto a criticar en ambos sensores. En otros casos, como en [38], se calculan varios puntos en la señal, como podría ser el cruce por la media, los máximos, etc. que permitan extraer más información de la señal e incluso robustecerla ante el ruido. Sin embargo, con las herramientas que se han empleado en este trabajo, no se pueden eliminar los errores debidos al movimiento. En el siguiente apartado se propone una técnica híbrida para mejorar este sistema.

Una vez se ha analizado en profundidad cada uno de los sensores, se va a concretar la aplicación clínica de estos. Las actividades que incluyan movimientos variados, como la marcha o las actividades diarias, deben descartarse por ahora, pues ambos son muy sensibles al movimiento. Las aplicaciones para las que se pueden destinar son aquellas en las que el sujeto está en reposo durante un largo periodo de tiempo, por ejemplo: durante el sueño, un paciente que se encuentra encamado, personas con discapacidades motrices, etc. El campo de aplicación sigue siendo amplio a pesar de las limitaciones actuales.

f. Fusión de sensores.

Tomando inspiración de [28], [48], se ha desarrollado un sistema de fusión de ambos sensores para eliminar en, al menos uno de ellos, la afectación del movimiento sobre la medida final.

Se sabe, por lo comprobado anteriormente, que cuando se realiza el movimiento de bamboleo se produce una composición, es decir, una suma, de dos movimientos, el de bamboleo y el de la respiración. Si se conociera por separado cada una de las frecuencias, sería sencillo independizarlas. En este caso, se dispone de un acelerómetro, que es el dispositivo por excelencia para detectar características del movimiento y, por otro lado, se dispone de la cámara, que detecta la composición de movimientos. Si se conoce la frecuencia del bamboleo gracias al acelerómetro, al tratarse de una suma de movimientos, se puede eliminar dicho bamboleo de la señal capturada por la cámara mediante filtrado. Es decir, la cámara es un sensor de respiración y el acelerómetro es un sensor de errores debidos al movimiento, que se desean eliminar.

Para probar esto, se ha hecho una única prueba en la que la cámara graba los movimientos del pecho de la misma forma que antes, pero ahora, el acelerómetro en vez de leer su eje vertical va a leer su eje horizontal, el que es paralelo al movimiento de bamboleo. La señal dada por el acelerómetro es una señal sinusoidal con baja proporción de ruido, pues el movimiento es de gran amplitud, por lo que se puede extraer de ella su frecuencia fundamental mediante el mismo método empleado cuando funcionaba como sensor de respiración. Una vez se tiene la frecuencia de oscilación en horizontal, se diseña un filtro rechaza-banda, donde la frecuencia rechazada es el doble de la detectada por el acelerómetro, pues un ciclo completo de bamboleo

equivaldría a uno medio de respiración. Otra técnica que podría emplearse es la Correlación Tiempo-Frecuencia, que se emplean en otros trabajos de señales biomédicas como [78], [79], y que permite identificar qué parte de ambas señales se corresponde con la otra en mayor medida, tanto en el dominio temporal (morfología parecida) como en la frecuencia (espectro frecuencial similar). Con este método, se obtendría la parte de la señal captada con la cámara que más se parece a la captada por el acelerómetro, por lo que, el resto de la señal de la cámara sería la respiratoria. Por simplicidad y falta de tiempo, se va a usar el primer método.

Para la prueba, se ha intentado respirar a la mitad de frecuencia de la que se realiza el bamboleo. En la Figura 24, aparecen sincronizadas las dos señales obtenidas. Se puede ver que, en la señal de abajo, que es la de la cámara, hay una suma de dos señales, una de alta frecuencia (bamboleo) sobre otra de baja frecuencia (respiración). Además, se aprecia que, en la señal de abajo, la frecuencia superior es aproximadamente el doble de la frecuencia de la señal de arriba. La PSD de la señal devuelta por la cámara es la que aparece en la Figura 25, donde se ven los dos picos a esas dos frecuencias.

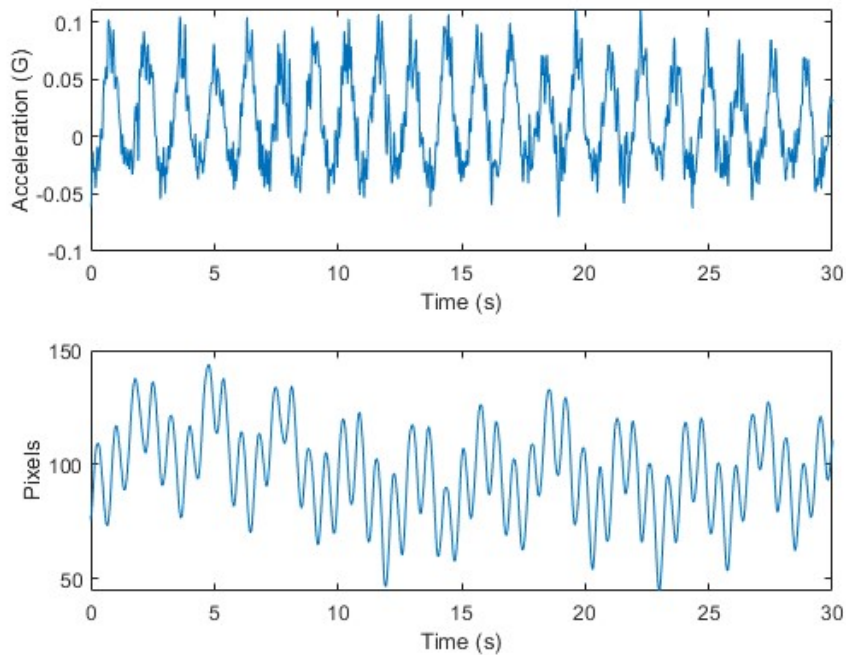


Figura 24. Señales de la prueba de fusión de sensores. Arriba: señal de bamboleo dada por Arduino.
Abajo: señal de respiración y bamboleo dada por la cámara.

En la Figura 26 aparece la PSD de la señal dada por Arduino que, como ya se ha mencionado, concentra su potencia en la frecuencia de bamboleo. Hay que recordar que esta frecuencia es la mitad de la frecuencia encontrada en la cámara. Así pues, dado que se conoce la frecuencia de bamboleo porque es el doble del valor devuelto por el acelerómetro, se puede eliminar dicha frecuencia con un rechazo de banda a la frecuencia en cuestión. En este caso, se rechaza la banda entre los 80 bpm y los 100 bpm. La señal resultante y su PSD se pueden observar en la Figura 27, donde se comprueba que se ha eliminado el efecto del bamboleo.

A la vista de los resultados de esta prueba, se puede confirmar que la técnica para eliminar el ruido de bamboleo empleando el acelerómetro es correcta. Para eliminar movimientos más



aleatorios, será necesario afinar el algoritmo. Hay que decir que, a pesar de estas oscilaciones, el algoritmo detecta adecuadamente la frecuencia respiratoria.

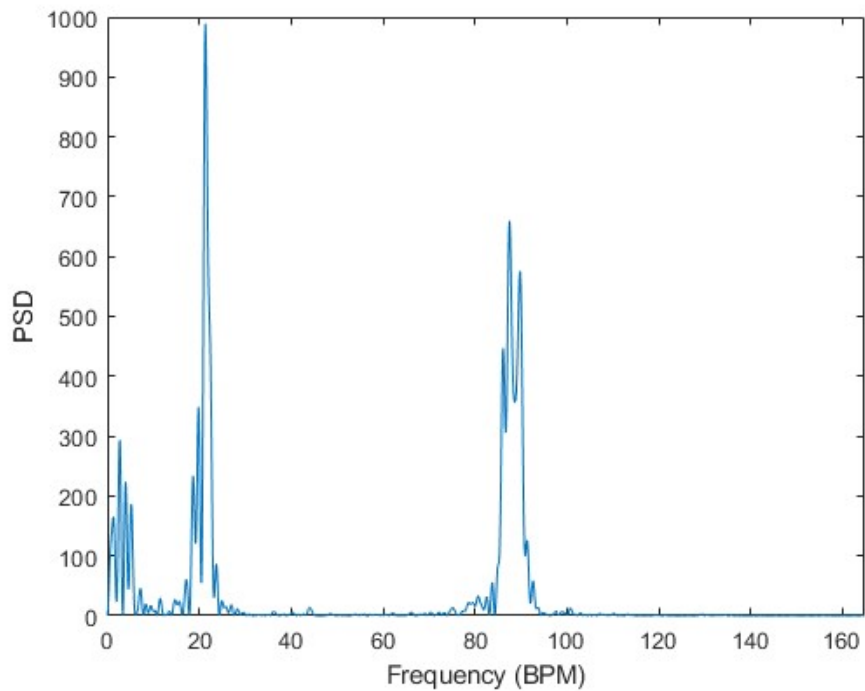


Figura 25. PSD de la señal original de la cámara.

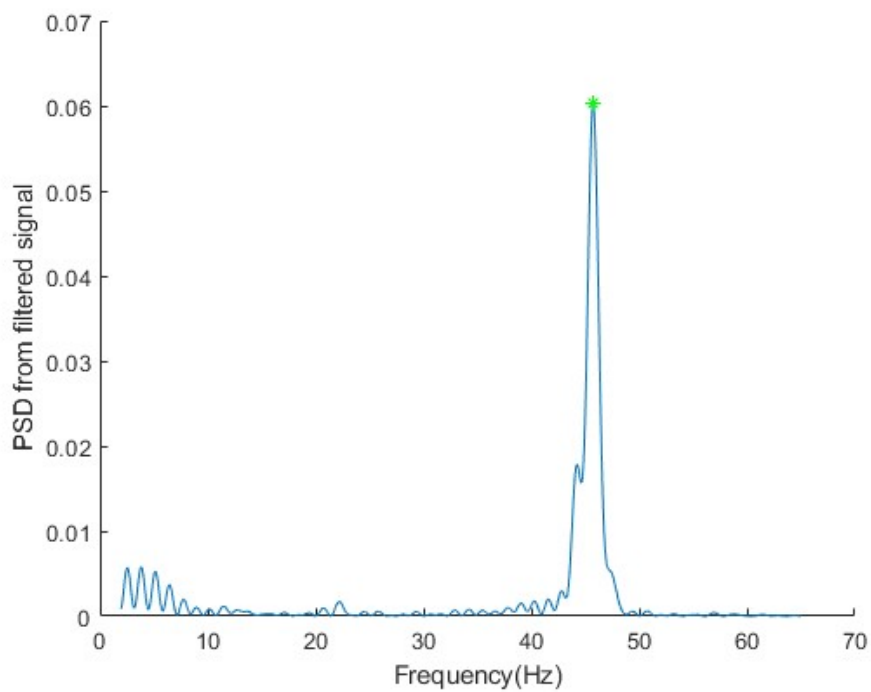


Figura 26. PSD de la señal dada por el acelerómetro.

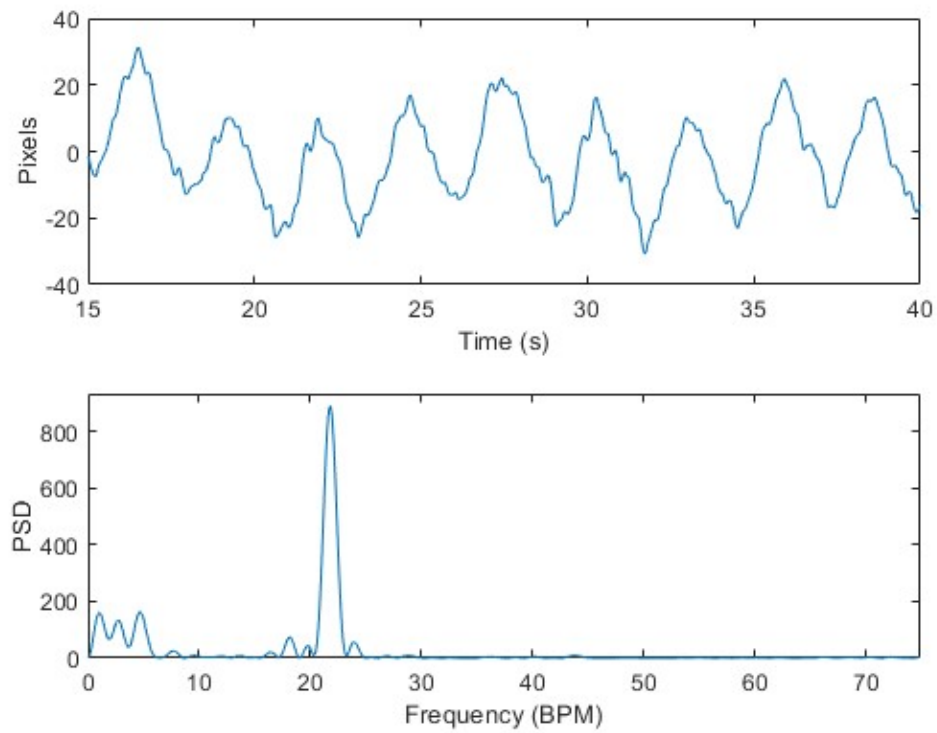


Figura 27. Señal de respiración tras eliminar el bamboleo, dado por el acelerómetro.



6. CONCLUSIONES GENERALES Y TRABAJOS FUTUROS

Cuando se quiere iniciar una nueva línea investigadora, es necesario llevar a cabo un estudio en profundidad del campo en el que se comienza a andar. Sin embargo, esta iniciación no se puede hacer de manera descontrolada, sino que, como se ha hecho en este trabajo, se ha de hacer de manera ordenada y lógica. Esta primera fase del trabajo ha arrojado mucha luz sobre un tema que, inicialmente, se desconocía. Además, este documento es uno de los primeros metaanálisis realizados en sensores de respiración desarrollados durante la pandemia de la Covid-19. A la vista de los resultados obtenidos en este apartado, que se pueden encontrar detallados en el Anexo I, parece que las tendencias investigadoras avanzan hacia el diseño de sensores de pequeño tamaño, de tipo vestible, pues la mayoría de los trabajos encontrados caen en esta categoría. El movimiento del pecho y el flujo del aire son las técnicas predominantes, pues son las que pueden aportar mayor sensibilidad ante la medida de la respiración y permitir dar más información al respecto. El sensor basado en Arduino de este trabajo también utiliza los movimientos en el pecho, pero, debido a su alta cantidad de ruido y a posibles imprecisiones por movimientos del usuario, no es tan robusto como podría ser, por ejemplo, un sensor resistivo sobre el esternón del paciente. En cuanto a la segunda técnica, hay que destacar especialmente el trabajo realizado en [17]. En él, se diseña un sensor de pequeño tamaño basado en dos resonadores piezoeléctricos, los cuales se encargan de traducir sus variaciones vibracionales por el aire expulsado sobre ellos en una señal que es transmitida mediante una pequeña antena incorporada; todo ello, sin necesidad de batería. Cabe esperar que, en el futuro, aparezcan otros sensores de respiración inalámbricos de tan pequeño tamaño, de altas prestaciones y bajo consumo energético. Se han realizado varios trabajos en sistemas multimodales, que son aquellos que emplean varios tipos de sensores para monitorizar de manera precisa al sujeto. Esta variante también tiene una buena proyección de futuro y, seguramente, se harán todas las mediciones mediante un solo chip y varios sensores diferentes. Se trataría de un sistema como el *Biopac*, pero vestible y portátil.

Los sensores ambientales también van a jugar un papel fundamental en el futuro, principalmente, porque no requieren contacto con el paciente, lo cual es interesante en ámbitos como el quirófano. Las variantes que emplean ondas electromagnéticas, han demostrado proporcionar muy buenos resultados incluso con sujetos en movimiento, a pesar de ser sensibles a la orientación del sujeto con respecto a los emisores [31]. Un sistema de radares en un lugar público podría monitorizar la respiración de varios sujetos en tiempo real, pudiendo identificar, por ejemplo, si alguno de ellos está enfermo de Covid-19. Con los mapas de calor, como en [52], se podría detectar, además de la respiración, la temperatura corporal de las personas, sabiendo si tienen fiebre o no. En este sentido, ya se han realizado algunas aplicaciones.

Para el diseño de sensores, se ha tratado confeccionar uno ambiental y uno vestible. Ambos son muy sencillos, pero han demostrado un comportamiento adecuado y muy similar al del *Gold Standard* bajo ciertas condiciones. Además, su coste es mucho más bajo y, en concreto, el sensor basado en CV es totalmente gratuito, pues es un programa de Python que toma los datos y los procesa por sí solo. El hardware requerido en este caso es una cámara con interfaz USB que se pueda conectar al ordenador, o que tenga cámara integrada.

La validación de los sensores ha requerido una considerable cantidad de trabajo, principalmente, por requerir recursos humanos para llevarla a cabo. Además, la validación de dos sensores simultáneamente junto con el *Gold Standard* no es una tarea sencilla, pues requiere de sincronización. Sin embargo, debido a que la PSD realiza un promedio de la frecuencia en un intervalo determinado, solamente había que tener en cuenta que el inicio de las tres mediciones quedara registrado.

En cuanto a los resultados obtenidos, se ha podido comprobar que ambos sensores trabajan bastante bien si el sujeto no se mueve, pero pueden diferir si el sujeto se encuentra en movimiento. Las soluciones ante este problema se han comentado anteriormente, pero esto debería ir de la mano de un algoritmo de procesamiento más robusto y con posibilidad de ejecutarse en tiempo real. El filtrado de fase cero expuesto anteriormente tiene el inconveniente de que no es especialmente rápido de ejecutar, por lo que podría limitar la ventana temporal mínima necesaria para ejecutarse, en función del tipo de filtro utilizado. El tiempo de procesamiento de este tipo de filtrados en *smartphones* puede ser material para un artículo de investigación por sí solo, especialmente con las técnicas novedosas de *machine learning* vistas en este trabajo.

Con respecto a lo aprendido con este trabajo y durante el Máster, se espera continuar trabajando en esta línea una vez iniciada la carrera pre-doctoral. En primer lugar, se trabajará en acabar de integrar el sensor basado en acelerómetro en un sistema totalmente portátil con interfaz con *smartphones*, pensando en cómo mejorar sus prestaciones, reducir su tamaño y peso y aplicarlo en casos de personas reales. Con un ajuste del algoritmo de procesamiento, se podría detectar la respiración con el sensor en cualquier orientación, no solamente en posición sentada con la espalda erguida y, tal vez, se pueda obtener otros tipos de parámetros para poder proporcionar diagnósticos más precisos [45]. Un trabajo interesante a acometer con este sensor sería realizar comparativas con otros sensores disponibles, de mayor o de menor precio, para estudiar si puede ser sustitutivo de ellos o, en su defecto, si puede complementarlos de alguna manera.

Por otro lado, se podría redactar una publicación acerca del procesamiento de señales biomédicas en tiempo real en teléfonos móviles. Es un campo que ya se ha cubierto, como es el caso de [38], pero se podría orientar más hacia la optimización, con el objetivo de conseguir una aportación novedosa. El filtrado de fase cero explicado anteriormente es costoso a nivel computacional, porque requiere varias operaciones, las cuales se alargan empleando un filtro FIR como el que se ha usado aquí. Si el tiempo de extracción de los parámetros de la señal es muy crítico, puede ser un aspecto de interés a investigar. Sin embargo, como se trata de un trabajo con procesamiento en ordenador y de una validación de desempeño, no se ha cubierto esta temática.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Das, S. Ambastha, S. Sen, and S. Samanta, “Wearable system for Real-time Remote Monitoring of Respiratory Rate during Covid-19 using Fiber Bragg Grating,” in *2020 IEEE 17th India Council International Conference (INDICON)*, 2020, pp. 1–4, doi: 10.1109/INDICON49873.2020.9342312.
- [2] C. Massaroni, A. Nicolò, E. Schena, and M. Sacchetti, “Remote Respiratory Monitoring in the Time of COVID-19,” *Frontiers in Physiology*, vol. 11, p. 635, 2020, doi: 10.3389/fphys.2020.00635.
- [3] H. Furuyama, M. Imai, and T. Yoshida, “Lung Movement Detection Method using Sound Waves for Continuous Breathing Monitoring,” in *2020 IEEE 2nd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech)*, 2020, pp. 94–96, doi: 10.1109/LifeTech48969.2020.1570619122.
- [4] B. Neji, N. Ferko, R. Ghandour, A. S. Karar, and H. Arbess, “Micro-Fabricated RTD Based Sensor for Breathing Analysis and Monitoring,” *Sensors*, vol. 21, no. 1, 2021, doi: 10.3390/s21010318.
- [5] G. Matar, G. Kaddoum, J. Carrier, and J.-M. Lina, “Kalman filtering for posture-adaptive in-bed breathing rate monitoring using bed-sheet pressure sensors,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3034207.
- [6] J. Tosi, F. Taffoni, M. Santacatterina, R. Sannino, and D. Formica, “Performance Evaluation of Bluetooth Low Energy: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 17, no. 12, 2017, doi: 10.3390/s17122898.
- [7] G. Urrútia and X. Bonfill, “Declaración PRISMA: una propuesta para mejorar la publicación de revisiones sistemáticas y metaanálisis,” *Medicina Clínica*, vol. 135, no. 11, pp. 507–511, Oct. 2010, doi: 10.1016/j.medcli.2010.01.015.
- [8] E. Vanegas, R. Igual, and I. Plaza, “Sensing Systems for Respiration Monitoring: A Technical Systematic Review,” *Sensors*, vol. 20, no. 18, 2020, doi: 10.3390/s20185446.
- [9] L. Maurya, P. Kaur, D. Chawla, and P. Mahapatra, “Non-contact breathing rate monitoring in newborns: A review,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 132, p. 104321, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104321>.
- [10] M. Faezipour and M. Faezipour, “Sustainable Smartphone-Based Healthcare Systems: A Systems Engineering Approach to Assess the Efficacy of Respiratory Monitoring Apps,” *Sustainability*, vol. 12, no. 12, 2020, doi: 10.3390/su12125061.
- [11] C. Massaroni, A. Nicolò, M. Sacchetti, and E. Schena, “Contactless Methods For Measuring Respiratory Rate: A Review,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3023486.
- [12] M. Ali, A. Elsayed, A. Mendez, Y. Savaria, M. Sawan, and M. Sawan, “Contact and Remote Breathing Rate Monitoring Techniques: A Review,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3072607.



- [13] V. v Tipparaju *et al.*, "Reliable Breathing Tracking With Wearable Mask Device," *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 10, pp. 5510–5518, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2969635.
- [14] G. Lukyanov, A. Rassadina, V. Kossareva, A. A. Stepanov, and R. Z. Alexeev, "Arctic Respiratory Monitoring System," in *2020 International Multi-Conference on Industrial Engineering and Modern Technologies (FarEastCon)*, 2020, pp. 1–4, doi: 10.1109/FarEastCon50210.2020.9271618.
- [15] A. Issatayeva, A. Beisenova, D. Tosi, and C. Molardi, "Fiber-Optic Based Smart Textiles for Real-Time Monitoring of Breathing Rate," *Sensors*, vol. 20, no. 12, 2020, doi: 10.3390/s20123408.
- [16] M. Annabestani, P. Esmaeili-Dokht, S. K. Nejad, and M. Fardmanesh, "NAFAS: Non-Rigid Air Flow Active Sensor, a Cost-Effective, Wearable, and Ubiquitous Respiratory Bio-Sensor," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 7, pp. 9530–9537, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3053211.
- [17] S. Moradian, P. Akhkandi, H. Fatemi, and R. Abdolvand, "Wireless Passive Time-of-Flight Respiratory MEMS Flow Rate Sensor," in *2020 Joint Conference of the IEEE International Frequency Control Symposium and International Symposium on Applications of Ferroelectrics (IFCS-ISAF)*, 2020, pp. 1–4, doi: 10.1109/IFCS-ISAF41089.2020.9234904.
- [18] Z. Jiang *et al.*, "Detection of Respiratory Infections Using RGB-Infrared Sensors on Portable Device," *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 22, pp. 13674–13681, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3004568.
- [19] C. Zhou, X. Zhang, N. Tang, Y. Fang, H. Zhang, and X. Duan, "Rapid response flexible humidity sensor for respiration monitoring using nano-confined strategy," *Nanotechnology*, vol. 31, no. 12, p. 125302, 2020, doi: 10.1088/1361-6528/ab5cda.
- [20] Y. Luo, Y. Pei, X. Feng, H. Zhang, B. Lu, and L. Wang, "Silk fibroin based transparent and wearable humidity sensor for ultra-sensitive respiration monitoring," *Materials Letters*, vol. 260, p. 126945, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2019.126945>.
- [21] Z. Wu *et al.*, "An excellent impedance-type humidity sensor based on halide perovskite CsPbBr₃ nanoparticles for human respiration monitoring," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 337, p. 129772, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2021.129772>.
- [22] M. Tannarana *et al.*, "Humidity Sensor Based on Two-Dimensional SnSe₂/MWCNT Nanohybrids for the Online Monitoring of Human Respiration and a Touchless Positioning Interface," *ACS Sustainable Chemistry & Engineering*, vol. 8, no. 33, pp. 12595–12602, Aug. 2020, doi: 10.1021/acssuschemeng.0c04027.
- [23] C. Lou *et al.*, "Human Respiratory Monitoring Based on Schottky Resistance Humidity Sensors," *Materials*, vol. 13, p. 430, Jan. 2020, doi: 10.3390/ma13020430.
- [24] G. Cinel, E. A. Tarim, and H. C. Tekin, "Wearable respiratory rate sensor technology for diagnosis of sleep apnea," in *2020 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO)*, 2020, pp. 1–4, doi: 10.1109/TIPTEKNO50054.2020.9299255.
- [25] Y. Chen, F. Liu, B. Lu, Y. Zhang, and X. Feng, "Skin-Like Hybrid Integrated Circuits Conformal to Face for Continuous Respiratory Monitoring," *Advanced Electronic*

- Materials*, vol. 6, no. 7, p. 2000145, Jul. 2020, doi: <https://doi.org/10.1002/aelm.202000145>.
- [26] A. Cesareo, E. Biffi, D. Cuesta-Frau, M. G. D’Angelo, and A. Aliverti, “A novel acquisition platform for long-term breathing frequency monitoring based on inertial measurement units,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 58, no. 4, pp. 785–804, 2020, doi: 10.1007/s11517-020-02125-9.
- [27] Y. Hu, E. G. Kim, G. Cao, S. Liu, and Y. Xu, “Physiological Acoustic Sensing Based on Accelerometers: A Survey for Mobile Healthcare,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 11, pp. 2264–2277, 2014, doi: 10.1007/s10439-014-1111-8.
- [28] C. Massaroni, A. Nicolò, D. Io Presti, M. Sacchetti, and E. Schena, “Respiratory monitoring during cycling exercise: performance assessment of a smart t-shirt embedding fiber optic sensors,” in *2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT*, 2020, pp. 49–53, doi: 10.1109/MetroInd4.0IoT48571.2020.9138307.
- [29] M. Roudjane *et al.*, “Smart T-Shirt Based on Wireless Communication Spiral Fiber Sensor Array for Real-Time Breath Monitoring: Validation of the Technology,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 18, pp. 10841–10850, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2993286.
- [30] M. Hussain, A. Akbilek, F. Pfeiffer, and B. Napholz, “In-Vehicle Breathing Rate Monitoring Based on WiFi Signals,” in *2020 50th European Microwave Conference (EuMC)*, 2021, pp. 292–295, doi: 10.23919/EuMC48046.2021.9338026.
- [31] Y. Wang and Y. Zheng, “TagBreathe: Monitor Breathing with Commodity RFID Systems,” *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 19, no. 4, pp. 969–981, 2020, doi: 10.1109/TMC.2019.2900214.
- [32] A. Shahshahani, Z. Zilic, and S. Bhadra, “Motion Artifact Reduction for Respiratory Monitoring: A Multichannel Ultrasound Sensor for Diaphragm Tracking,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 13, pp. 6872–6880, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2930461.
- [33] N. Carbonaro, M. Laurino, L. Arcarisi, D. Menicucci, A. Gemignani, and A. Tognetti, “Textile-Based Pressure Sensing Matrix for In-Bed Monitoring of Subject Sleeping Posture and Breathing Activity,” *Applied Sciences*, vol. 11, no. 6, 2021, doi: 10.3390/app11062552.
- [34] L. Queiroz, H. Oliveira, S. Yanushkevich, and R. Ferber, “Video-Based Breathing Rate Monitoring in Sleeping Subjects,” in *2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 2020, pp. 2458–2464, doi: 10.1109/SMC42975.2020.9283398.
- [35] X. Lu, C. Azevedo Coste, M.-C. Nierat, S. Renaux, T. Similowski, and D. Guiraud, “Respiratory Monitoring Based on Tracheal Sounds: Continuous Time-Frequency Processing of the Phonospirogram Combined with Phonocardiogram-Derived Respiration,” *Sensors*, vol. 21, no. 1, p. 99, 2021.
- [36] T. Joyashiki and C. Wada, “Validation of a Body-Conducted Sound Sensor for Respiratory Sound Monitoring and a Comparison with Several Sensors,” *Sensors*, vol. 20, no. 3, 2020, doi: 10.3390/s20030942.

- [37] M. Faezipour and A. Abuzneid, “Smartphone-Based Self-Testing of COVID-19 Using Breathing Sounds,” *Telemedicine and e-Health*, vol. 26, no. 10, pp. 1202–1205, Jun. 2020, doi: 10.1089/tmj.2020.0114.
- [38] J. Lázaro, Y. Nam, E. Gil, P. Laguna, and K. H. Chon, “Respiratory rate derived from smartphone-camera-acquired pulse photoplethysmographic signals,” *Physiological measurement*, vol. 36, no. 11, p. 2317, 2015.
- [39] G. B. Papini, P. Fonseca, M. M. van Gilst, J. W. M. Bergmans, R. Vullings, and S. Overeem, “Wearable monitoring of sleep-disordered breathing: estimation of the apnea–hypopnea index using wrist-worn reflective photoplethysmography,” *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, p. 13512, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-69935-7.
- [40] L. Sörnmo and P. Laguna, “Chapter 8 - ECG Signal Processing: Heart Rate Variability,” in *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, L. Sörnmo and P. Laguna, Eds. Burlington: Academic Press, 2005, pp. 567–631.
- [41] D. E. Hurtado, J. A. P. Chávez, R. Mansilla, R. Lopez, and A. Abusleme, “Respiratory Volume Monitoring: A Machine-Learning Approach to the Non-Invasive Prediction of Tidal Volume and Minute Ventilation,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 227936–227944, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3045603.
- [42] N. A. Choudhry, A. Rasheed, S. Ahmad, L. Arnold, and L. Wang, “Design, Development and Characterization of Textile Stitch-Based Piezoresistive Sensors for Wearable Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 18, pp. 10485–10494, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2994264.
- [43] Y. Liu *et al.*, “Epidermal electronics for respiration monitoring via thermo-sensitive measuring,” *Materials Today Physics*, vol. 13, p. 100199, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2020.100199>.
- [44] S. L. Rossol *et al.*, “Non-Contact Video-Based Neonatal Respiratory Monitoring,” *Children*, vol. 7, no. 10, p. 171, 2020.
- [45] W. Qi and A. Aliverti, “A Multimodal Wearable System for Continuous and Real-Time Breathing Pattern Monitoring During Daily Activity,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 24, no. 8, pp. 2199–2207, 2020, doi: 10.1109/JBHI.2019.2963048.
- [46] D. Rangel and D. D. C. Castillo, “Implementing air flow sensor in a medical mask for breathing detection,” *Health and Technology*, vol. 10, no. 2, pp. 405–410, 2020, doi: 10.1007/s12553-019-00356-x.
- [47] B. A. Telfer *et al.*, “Estimating Sedentary Breathing Rate from Chest-Worn Accelerometry From Free-Living Data,” in *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 2020, pp. 4636–4639, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9175669.
- [48] J. di Tocco, C. Massaroni, L. Raiano, D. Formica, and E. Schena, “A wearable system for respiratory and pace monitoring in running activities: a feasibility study,” in *2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT*, 2020, pp. 44–48, doi: 10.1109/MetroInd4.0IoT48571.2020.9138234.

- [49] E. Cardillo and A. Caddemi, “Radar Range-Breathing Separation for the Automatic Detection of Humans in Cluttered Environments,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3024961.
- [50] Z. Zhang, P. Sharma, J. Zhou, X. Hui, and E. C. Kan, “Furniture-Integrated Respiration Sensors by Notched Transmission Lines,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 4, pp. 5303–5311, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3028970.
- [51] M. Faezipour and A. Abuzneid, “Smartphone-Based Self-Testing of COVID-19 Using Breathing Sounds,” *Telemedicine and e-Health*, vol. 26, no. 10, pp. 1202–1205, Jun. 2020, doi: 10.1089/tmj.2020.0114.
- [52] S. L. Rossol *et al.*, “Non-Contact Video-Based Neonatal Respiratory Monitoring,” *Children*, vol. 7, no. 10, 2020, doi: 10.3390/children7100171.
- [53] I. J. Cruz *et al.*, “Developing a Respiration Sensor for Babies,” in *2020 IEEE Integrated STEM Education Conference (ISEC)*, 2020, p. 1, doi: 10.1109/ISEC49744.2020.9397847.
- [54] L. Pan *et al.*, “Lab-on-Mask for Remote Respiratory Monitoring,” *ACS Materials Letters*, vol. 2, no. 9, pp. 1178–1181, Sep. 2020, doi: 10.1021/acsmaterialslett.0c00299.
- [55] L. Raiano, J. di Tocco, C. Massaroni, G. di Pino, E. Schena, and D. Formica, “Clean-Breathing: a Novel Sensor Fusion Algorithm Based on ICA to Remove Motion Artifacts from Breathing Signal,” in *2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT*, 2020, pp. 734–739, doi: 10.1109/MetroInd4.0IoT48571.2020.9138265.
- [56] S.-M. Cheng, J. J. I. Chan, C. W. Tan, E. Lu, R. Sultana, and B. L. Sng, “Use of wireless respiratory rate sensor monitoring during opioid patient-controlled analgesia after gynaecological surgery: A prospective cohort study,” *Indian journal of anaesthesia*, vol. 65, no. 2, p. 146, 2021.
- [57] Colaboradores de Wikipedia, “Banda IMS. Página de Wikipedia: https://es.wikipedia.org/wiki/Banda_ISM.” .
- [58] A. Gautam, K. Kinjalk, A. Kumar, and V. Priye, “FBG-Based Respiration Rate Sensing With Arduino Interface,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 16, pp. 9209–9217, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2989004.
- [59] Y.-N. Pang *et al.*, “Wearable Optical Fiber Sensor Based on a Bend Singlemode-Multimode-Singlemode Fiber Structure for Respiration Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 4, pp. 4610–4617, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3032646.
- [60] D. L. Presti *et al.*, “A Magnetic Resonance-compatible wearable device based on functionalized fiber optic sensor for respiratory monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2980940.
- [61] M. Roudjane, M. Khalil, H. Abed, A. Miled, and Y. Messaddeq, “Wearable Scanner Platform Based on Fiber Sensor Array for Real Time Breath Detection,” in *2020 18th IEEE International New Circuits and Systems Conference (NEWCAS)*, 2020, pp. 319–322, doi: 10.1109/NEWCAS49341.2020.9159827.
- [62] L. Raiano, J. D. Tocco, C. Massaroni, G. D. Pino, E. Schena, and D. Formica, “A PCA-Based Method to Select the Number and the Body Location of Piezoresistive Sensors in a

- Wearable System for Respiratory Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 5, pp. 6847–6855, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3043140.
- [63] C.-Y. Chen, W.-C. Lin, and H.-Y. Yang, “Diagnosis of ventilator-associated pneumonia using electronic nose sensor array signals: solutions to improve the application of machine learning in respiratory research,” *Respiratory Research*, vol. 21, no. 1, p. 45, 2020, doi: 10.1186/s12931-020-1285-6.
- [64] A. M. Ashleibta, Q. H. Abbasi, S. A. Shah, M. A. Khalid, N. A. AbuAli, and M. A. Imran, “Non-Invasive RF Sensing for Detecting Breathing Abnormalities Using Software Defined Radios,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 4, pp. 5111–5118, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3035960.
- [65] M. Honda *et al.*, “A breathing movement sensor for chest radiography during inspiration in children aged less than 3 years: a prospective randomized controlled study,” *BioScience Trends*, vol. 14, no. 3, pp. 200–205, 2020, doi: 10.5582/bst.2020.03024.
- [66] C. E. Goldfine, F. T. Oshim, S. P. Carreiro, B. P. Chapman, D. Ganesan, and T. Rahman, “Respiratory Rate Monitoring in Clinical Environments with a Contactless Ultra-Wideband Impulse Radar-based Sensor System,” *Proceedings of the ... Annual Hawaii International Conference on System Sciences. Annual Hawaii International Conference on System Sciences*, vol. 2020, pp. 3366–3375, 2020, [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32021579>.
- [67] A. G. Shabeeb, A. J. Al-Askery, and A. F. Humadi, “Design and Implementation of Breathing Rate Measurement System Based on Accelerometer Sensor,” *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 745, p. 012100, 2020, doi: 10.1088/1757-899x/745/1/012100.
- [68] H. Zhao, X. Gao, X. Jiang, H. Hong, and X. Liu, “Non-contact Robust Respiration Detection By Using Radar-Depth Camera Sensor Fusion,” in *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 2020, pp. 4183–4186, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9176852.
- [69] C. Massaroni *et al.*, “Influence of torso movements on a multi-sensor garment for respiratory monitoring during walking and running activities,” in *2020 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 2020, pp. 1–6, doi: 10.1109/I2MTC43012.2020.9128754.
- [70] C. Massaroni *et al.*, “Respiratory Monitoring During Physical Activities With a Multi-Sensor Smart Garment and Related Algorithms,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 4, pp. 2173–2180, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2949608.
- [71] Arduino Contributors, “Arduino Nano 33 BLE commercial webpage: <https://store.arduino.cc/arduino-nano-33-ble-sense>.” .
- [72] SanDoRobotics, “Convertidor Elevador 5-7,4V. Página web (<https://sandorobotics.com/producto/dfr0564/>).” .
- [73] Colaboradores de MathWorks, “Introducción al Diseñador de filtros. Página web: <https://es.mathworks.com/help/signal/examples/introduction-to-filter-designer.html>.” .

- [74] Python Collaborators, “OpenCV. Reference page: <https://opencv.org/>.” .
- [75] J. Shi and Tomasi, “Good features to track,” in *1994 Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1994, pp. 593–600, doi: 10.1109/CVPR.1994.323794.
- [76] Biopac Systems, “Biopac MP36 webpage (<https://www.biopac.com/product-category/research/systems/mp36r-4-channel-systems/>).” .
- [77] UNE, “Norma UNE-EN 60601-1:2008. Página web: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0041083>.” .
- [78] J.-P. Lachaux, M. Chavez, and A. Lutz, “A simple measure of correlation across time, frequency and space between continuous brain signals,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 123, no. 2, pp. 175–188, 2003, doi: [https://doi.org/10.1016/S0165-0270\(02\)00358-8](https://doi.org/10.1016/S0165-0270(02)00358-8).
- [79] G. N. Garcia, T. Ebrahimi, and J.-. Vesin, “Support vector EEG classification in the Fourier and time-frequency correlation domains,” in *First International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings.*, 2003, pp. 591–594, doi: 10.1109/CNE.2003.1196897.
- [80] J. di Tocco *et al.*, “A wearable system based on flexible sensors for unobtrusive respiratory monitoring in occupational settings,” *IEEE Sensors Journal*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3036443.
- [81] T. Dinh *et al.*, “Flexible and Wearable Flow Sensor Using Spinnable Carbon Nanotube Nanofilm for Respiration Monitoring,” in *2020 IEEE 33rd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, 2020, pp. 634–637, doi: 10.1109/MEMS46641.2020.9056423.
- [82] V. Selamneni and P. Sahatiya, “Bolometric Effect Enhanced Ultrafast Graphene Based Do-It-Yourself Wearable Respiration Sensor for Personal Healthcare Monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 20, no. 7, pp. 3452–3459, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2961156.
- [83] Y. Li *et al.*, “Breathing process monitoring with a biaxially oriented polypropylene film based fiber Fabry–Perot sensor,” *Optics Communications*, vol. 475, p. 126292, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2020.126292>.
- [84] R. Daňová, R. Olejnik, P. Slobodian, and J. Matyas, “The Piezoresistive Highly Elastic Sensor Based on Carbon Nanotubes for the Detection of Breath,” *Polymers*, vol. 12, no. 3, 2020, doi: 10.3390/polym12030713.
- [85] A. Al-Halhouli, L. Al-Ghussain, S. el Bouri, H. Liu, and D. Zheng, “Clinical evaluation of stretchable and wearable inkjet-printed strain gauge sensor for respiratory rate monitoring at different measurements locations,” *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 35, no. 3, pp. 453–462, 2021, doi: 10.1007/s10877-020-00481-3.
- [86] D.-Y. Park, T. Kim, J. J. Lee, J. H. Ha, and H. J. Kim, “Validity analysis of respiratory events of polysomnography using a plethysmography chest and abdominal belt,” *Sleep and Breathing*, vol. 24, no. 1, pp. 127–134, 2020, doi: 10.1007/s11325-019-01940-1.



- [87] Y. Su *et al.*, “Surface acoustic wave humidity sensor based on three-dimensional architecture graphene/PVA/SiO₂ and its application for respiration monitoring,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 308, p. 127693, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2020.127693>.

- [88] P. Kontou, S. ben Smida, S. N. Daskalakis, S. Nikolaou, M. Dragone, and D. E. Anagnostou, “Heartbeat and Respiration Detection Using a Low Complexity CW Radar System,” in *2020 50th European Microwave Conference (EuMC)*, 2021, pp. 929–932, doi: [10.23919/EuMC48046.2021.9338223](https://doi.org/10.23919/EuMC48046.2021.9338223).



Agradecimientos

Mis mas sinceros agradecimientos a todas esas personas que, de manera totalmente desinteresada, voluntaria y altruista, han participado en el presente Trabajo Fin de Máster, directa o indirectamente, y han hecho posible su redacción y desarrollo experimental. Gracias a todos por colaborar.

Gracias. Sergio Domínguez.