



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Máster

Implementación de un prototipo de sensor vestibular  
piezorresistivo de respiración

Implementation of a prototype of a wearable  
piezoresistive respiration sensor

Autor

Ignacio Clemente Casaucau

Director

Raúl Igual Catalán

Escuela Universitaria Politécnica de Teruel / Unizar

Año 2021



## RESUMEN

La realización de un sensor de frecuencia respiratoria de bajo coste y cómodamente portátil para la aplicación de medición de la respiración a largo plazo sigue siendo un desafío. En este trabajo, se propone una técnica de detección de frecuencia respiratoria portátil basada en materiales novedosos con el enfoque de detección piezorresistiva. Se plantea la integración de este sensor en un textil.

La unidad sensora consta de una banda flexible del material conductor "Velostat". Este material se acompaña de dos electrodos conductores que se pueden fabricar, laminar e integrar fácilmente en las prendas. El ciclo respiratorio se detecta midiendo la variación de resistencia al paso de la corriente sobre la banda de material "Velostat" colocado en una camiseta a la altura del abdomen superior, sobre el diafragma.

Se ha diseñado una configuración de sensor respiratorio portátil con un convertidor de resistencia eléctrica a voltaje. Este voltaje es después analizado por un procesador incorporado en el sensor vestible, concretamente en la petaca que encapsula toda la electrónica del dispositivo. La frecuencia respiratoria se puede identificar con precisión utilizando el sensor diseñado. La salida del sensor proporciona información significativa sobre el flujo respiratorio. La eficacia del sistema propuesto para diferentes patrones de respiración se ha evaluado mediante experimentos.

Por último, el sensor incorpora un módulo de Bluetooth de baja energía que permite la comunicación inalámbrica de los resultados sin una penalización excesiva en el consumo de batería.

## ABSTRACT

Developing a low-cost, portable respiration sensor for long-term respiration monitoring is a challenge. In this work, a portable respiratory rate detection technique based on novel materials that apply a piezoresistive detection approach is proposed.

The sensor unit consists of a flexible band of the conductive material "Velostat". Two conductive electrodes are also incorporated. All these elements are laminated and integrated into garments. The respiratory cycle is detected by measuring the variation in resistance due to pressure changes on the band of the "Velostat" material placed on a T-shirt at the height of the upper abdomen, over the diaphragm.

A portable respiratory sensor configuration has been designed with an electrical resistance-to-voltage converter. This voltage is then analyzed by a processor incorporated in the wearable sensor. Specifically it is included in the case that encapsulates all the electronics materials. Respiratory rate can be precisely identified using the designed sensor. The sensor output provides meaningful information on respiratory flow. The effectiveness of the proposed system for different breathing patterns has been evaluated in different experiments.

Finally, the sensor incorporates a low-energy Bluetooth module that allows wireless communication of the measurements without high battery consumption.



## ÍNDICE

1.-	INTRODUCCIÓN .....	4
2.-	OBJETO .....	5
3.-	ESTADO DE LA TÉCNICA .....	5
4.-	SENSOR .....	8
4.1.-	TÉCNICA DE MEDICIÓN.....	8
4.2.-	TIPO DE SENSOR.....	10
4.3.-	LOCALIZACIÓN .....	10
4.4.-	TAMAÑO, PESO Y FORMA .....	12
4.5.-	COMPONENTES .....	17
5.-	PROCESADO DE LA MEDICIÓN.....	23
5.1.-	ALGORITMO DE PROCESADO.....	23
5.2.-	GESTIÓN DE LAS MEDIDAS Y DE LA VISUALIZACIÓN .....	25
6.-	RESULTADOS .....	30
6.1.-	PROTOCOLO DE VALIDACIÓN .....	30
6.2.-	EVALUACION DE DESEMPEÑO .....	32
7.-	CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE TRABAJO FUTURO.....	33
8.-	REFERENCIAS.....	36

## ANEXOS

### ANEXO 1: CODIGO FUENTE PROGRAMA ARDUINO

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Ejemplo sensor de respiración .....	8
Figura 2: Localización del sensor .....	12
Figura 3: Detalle del área sensible.....	13
Figura 4: Detalle electrónica encapsulada .....	14
Figura 5: Detalle del encapsulado completo.....	14
Figura 6: Bocetos en la fase de diseño del encapsulado .....	15
Figura 7: Plano acotado del encapsulado.....	16
Figura 8: Hoja de Velostat .....	18
Figura 9: Divisor de tensión para el circuito de acondicionamiento.....	19
Figura 10: Arduino Nano 33 BLE .....	21
Figura 11: Batería 9V .....	22
Figura 12: Esquema eléctrico general .....	22
Figura 13: Circuito general.....	23
Figura 14: Señal analógica sin procesar .....	24
Figura 15: Ejemplo transformada de Fourier .....	25



---

<b>Figura 16: Pila de protocolos BLE .....</b>	<b>27</b>
<b>Figura 17: Visualización de los atributos y de los servicios Bluetooth.....</b>	<b>28</b>
<b>Figura 18: Visualización del resultado de frecuencia de respiración.....</b>	<b>29</b>
<b>Figura 19: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 1.....</b>	<b>30</b>
<b>Figura 10: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 2.....</b>	<b>31</b>
<b>Figura 21: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 3.....</b>	<b>31</b>



# 1.- INTRODUCCIÓN

Recientemente la sociedad está considerando cada vez más la importancia de medir las diferentes variables biomédicas, ya sea para la monitorización de las mismas al ejercer alguna actividad concreta, o simplemente para obtener información en tiempo real del funcionamiento del organismo. Estas mediciones pueden servir tanto para diagnosticar cualquier variación en el correcto funcionamiento del organismo, como para el seguimiento de los cambios que cierto tratamiento pueda tener. Es de importancia recalcar este último caso, el seguimiento de los resultados que cierto tratamiento podría tener para la cura de una enfermedad. El enfoque tradicional es realizar este seguimiento en el hospital. Si se puede conseguir que ciertos pacientes se recuperen desde casa monitoreando las variables biomédicas desde el hospital, puede suponer un considerable ahorro en los gastos del mismo y consecuentemente puede suponer un ahorro en el sistema de salud del país, ya que los pacientes no tienen que ocupar habitaciones de hospital [1].

Los dispositivos vestibles forman parte del Internet de las cosas (Internet of things), ya que ponen en común ámbitos como la electrónica, software, mecánica y conectividad a través de Internet [2]. Esto permite el monitoreo remoto en el sector de la salud, permitiendo a los médicos brindar una atención óptima. También ha aumentado el compromiso y la satisfacción de los pacientes a medida que las interacciones con los médicos se han vuelto más fáciles y eficientes. Además, la monitorización remota de la salud del paciente ayuda a reducir la duración de la estancia hospitalaria y evita reingresos [3]. Como se ha descrito en el párrafo anterior, el Internet de las cosas también tiene un gran impacto en la reducción significativa de los costes sanitarios y en la mejora de los resultados del tratamiento. Todo esto hoy en día resulta de gran importancia, debido a que nos encontramos en la era de la información.

La tecnología vestible tiene una variedad de aplicaciones que crece a medida que el campo de conocimiento se expande. Si bien comenzó hace siglos con artículos como el reloj analógico, más tarde evolucionó para llegar a los reproductores de música, computadoras o calculadoras portátiles. En el año 2002 se inventa el Bluetooth, que permitió conexiones inalámbricas de dispositivos haciendo crecer el mercado significativamente. Hoy en día, los relojes inteligentes y los dispositivos de fitness o monitores de actividad dominan el mercado [2]. En el horizonte futuro se empiezan a divisar productos muy potentes como las Google Glasses [4].



La aplicación sanitaria específica del presente trabajo de fin de master es la de medir la frecuencia de respiración de los sujetos a través de un sensor vestible. Esta información sobre la frecuencia de la respiración puede servir para multitud de aplicaciones tanto clínicas como en el ámbito laboral o en los deportes. Ejemplos de enfermedades para las cuales puede ser buena aplicación son: enfermedades respiratorias, enfermedades cardiovasculares, enfermedades del sistema nervioso, cuidado de recién nacidos, ancianos o pacientes crónicos, pacientes de Covid-19, o de cualquier otra enfermedad que ataque a los pulmones. También puede ser útil en el ámbito laboral, bien para la prevención de accidentes en el trabajo, como para la evaluación del puesto de trabajo o para el diseño del propio puesto de trabajo. Otros casos para los cuales puede resultar muy útil la medición de la frecuencia respiratoria serían, por ejemplo, el análisis de las emociones humanas, estudios militares y como no, en el ámbito del deporte [5].

## **2.- OBJETO**

El objeto del presente trabajo es el de implementar un prototipo de sensor vestible de respiración que sea capaz de medir la frecuencia de respiración de los sujetos que lo visten en unidades de respiraciones por minuto. Este sensor utiliza el material piezorresistivo “Velostat” como elemento sensor e irá incorporado a una prenda textil. Este proyecto pasará por todas las fases de prototipado, definiendo y describiendo cada una de ellas de manera detallada, de manera que el prototipo final sea funcional y que incluya los diferentes elementos de un sensor vestible: microcontrolador, módulo de alimentación, circuito de acondicionamiento, filtrado, zona sensible, etc.

## **3.- ESTADO DE LA TÉCNICA**

A continuación, se muestran diferentes trabajos o artículos científicos que se han desarrollado en torno al caso en estudio, que es el de diseñar y desarrollar un sensor de respiración integrado en una camiseta:



1. En el trabajo de Terazawa et al. [6] se estudia un sensor respiratorio que mide la capacitancia construida por electrodos adheridos en el abdomen. Con base en hallazgos previos, los cambios en el grosor de la piel causados por la respiración proporcionan la información, el ajuste del electrodo en la piel se estabiliza usando una película de apósito de 7  $\mu\text{m}$  de espesor. Esta película se puede usar cómodamente durante mucho tiempo. Esta configuración permite la detección, no solo de la respiración, a medida que cambia la capacitancia cíclica, sino también de los cambios diminutos del volumen corporal durante el día. Para esta demostración, la respiración se mide durante la actividad diaria de ejercicio y durante caminatas de 6 minutos [6].
2. En el trabajo de T. Jayarathna et al. [7] se habla de que la respiración acelerada del sueño es cada vez más común entre la población en general. El diagnóstico convencional de trastornos respiratorios en el sueño se realiza mediante polisomnografía en el laboratorio, aunque los dispositivos de prueba del sueño en el hogar se están generalizando. Este trabajo presenta el diseño, la implementación y los resultados preliminares de un nuevo dispositivo Interent of Thing (IoT) de evaluación del sueño llamado "VitalCore". El dispositivo utiliza sensores de polímeros electrorresistivos y acelerómetro para medir información respiratoria, cardíaca y de actigrafía. El dispositivo utiliza Bluetooth 5 para transmitir y transferir datos y es capaz de adquirir datos de sueño de alta calidad de manera confiable [7].
3. En el trabajo de J. De jonckheere et al. [8] se presenta el impacto potencial de los sensores de fibra óptica incrustados en tejidos médicos para el seguimiento continuo de los pacientes. Se investiga sobre una nueva tecnología de detección óptica no intrusiva diseñada para medir la frecuencia de la respiración mediante la variación de los movimientos abdominales y torácicos durante la respiración. El prototipo desarrollado muestra una alta estabilidad y buena reproducibilidad, permitiendo utilizar una aplicación móvil. Se consigue también una integración fácil al coser el sensor a la prenda [8].
4. H. Balasubramaniyam et al. [9]. Este artículo aborda el uso de sensores vestibles. Se propone una camiseta que alberga los sensores como parte de la tela. Esto elimina complejidades y aumenta el nivel de comodidad para el usuario. La camiseta se puede utilizar para detectar diversos trastornos respiratorios como apnea obstructiva del sueño, asma, sibilancias, tos y estornudos mientras los usuarios están de pie, corriendo, saltando, durmiendo y agachándose [9].



5. En el artículo de S. Gorgutsa et al. [10] se habla de que el patrón de respiración se puede adquirir de forma inalámbrica desde el RSSI (indicador de intensidad de señal recibida) a través del protocolo estándar de Bluetooth utilizando una antena en espiral híbrida hecha de fibras de múltiples materiales integradas en una camiseta de algodón. La respiración rápida (60 respiraciones / min) y lenta (12 respiraciones / min) se puede detectar a una distancia de 3 m en escenarios de pie y sentado usando una tableta [10].
6. En la contribución de L. T. D'Angelo et al. [11], se presenta un primer prototipo de detección de movimiento respiratorio móvil utilizando fibras ópticas incrustadas en textiles. El sistema desarrollado consta de una camiseta con un sensor de fibra integrado y una unidad de monitoreo portátil con un enlace de comunicación inalámbrica que permite el análisis y visualización de datos en un PC. Los textiles portátiles, cómodos e inteligentes que incorporan sensores son buenos para resolver este problema [11].
7. En el estudio de C. Massaroni et al. [12], se evalúa el rendimiento de una camiseta inteligente que incorpora doce sensores de fibra óptica ubicados en diferentes áreas del tronco durante una prueba de ejercicio incremental de ciclismo. Se pidió a cuatro voluntarios que vistieran simultáneamente esta camiseta y un instrumento de referencia basado en la medición del flujo de aire con el fin de validar la medida de la frecuencia respiratoria (fR). El estudio tuvo como objetivo identificar las áreas del tronco más adecuadas para la medición de fR, con importantes implicaciones para el diseño de wearables respiratorios deportivos desarrollados específicamente para la monitorización de fR, durante el ejercicio en bicicleta [12].
8. D. L. Presti et al. [13]. El uso de sistemas portátiles para monitorear parámetros vitales ha ganado una gran popularidad en varios campos médicos, especialmente en el monitoreo respiratorio. En particular, los parámetros respiratorios temporales respiración a respiración (es decir, el período respiratorio, la frecuencia respiratoria, la duración de las fases inspiratoria y espiratoria) y las variaciones de volumen respiración a respiración (es decir, mediciones del volumen corriente) se han estimado mediante las salidas del sensor de la camiseta. Los resultados muestran una buena concordancia entre las mediciones realizadas por el textil inteligente y el instrumento de referencia [13].

Si bien se han encontrado numerosas publicaciones científicas que exponen múltiples dispositivos y técnicas para medir la frecuencia de la respiración, incluso utilizando una camiseta como medio de integración del sensor, no se ha encontrado ninguna referencia que utilice el material protagonista de este trabajo que es el *Velostat*.





Únicamente existe un trabajo fin de grado previo en esta temática, que es más un estudio inicial que un prototipo final [14]. El utilizar el material *Velostat* para crear un prototipo vestible de sensor de respiración es una novedad de importancia, que se aborda en este trabajo. Por tanto, utilizar la propiedad piezorresistiva del *Velostat* para medir la frecuencia de la respiración es el objetivo del presente trabajo de fin de master, que además pretende crear un prototipo funcional integrando el resto de elementos que intervienen en la implementación de un sistema vestible.

## 4.- SENSOR

### 4.1.- TÉCNICA DE MEDICIÓN

La técnica de medición que se va a estudiar para ver si se logra el objetivo de este trabajo es la de detectar los pulsos de inspiración o espiración mediante el cambio de volumen de la caja torácica del paciente. Para ello el elemento sensor (*Velostat*) se ubicará en el abdomen superior de los sujetos.

Se pretende que la variación del volumen de la caja torácica produzca cambios en las dimensiones del área sensible del dispositivo, de manera que ésta, al ser piezoresistiva, dará información de cuándo se está inspirando y cuándo se está expirando, respectivamente. Cuando se esté expirando, la banda de *Velostat* tenderá a estirarse debido al aplanamiento del diafragma cuando se contrae. Sin embargo, al inspirar la banda de *Velostat* tenderá a doblarse, adaptándose a la curva que forma el diafragma cuando se expande. Esta adaptación a la forma del diafragma se consigue gracias a la flexibilidad del material utilizado, y a que la banda de *Velostat* está cosida a una camiseta térmica ajustada. Cuando la banda de *Velostat* se dobla, la resistencia al paso de la corriente eléctrica aumenta.

Es el tiempo que pasa entre la repetición de uno de los estados, ya sea inspiración o espiración, el que proporciona la información de la frecuencia de respiración. Como el valor de resistencia al paso de la corriente eléctrica es una magnitud no muy cómoda de manejar para la lectura y el análisis de datos, se ha incorporado al sensor un circuito de acondicionamiento, que traduce los valores de resistencia eléctrica en voltios. Con esta magnitud, es posible leer los datos con una placa y analizarlos.

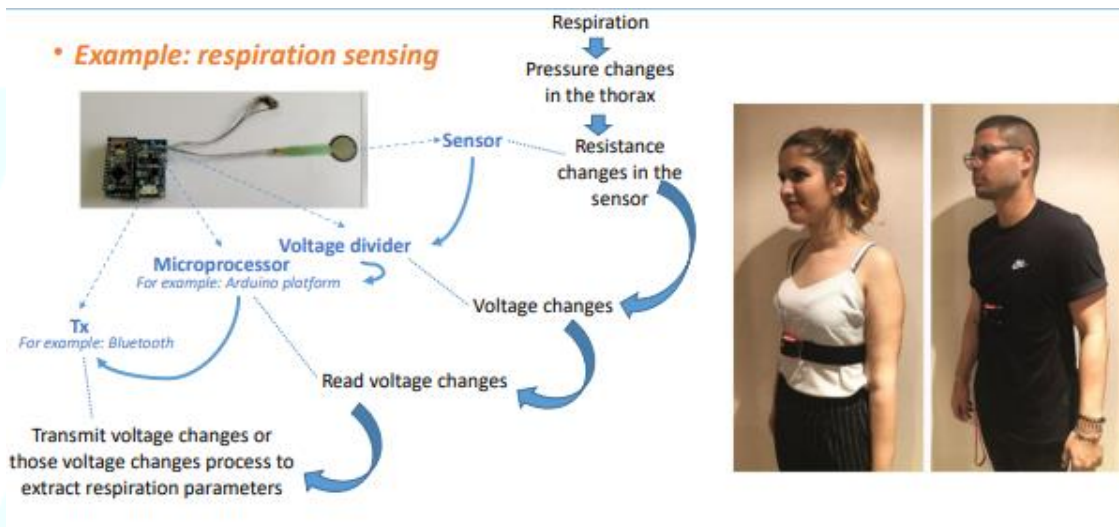


Figura 1: Ejemplo sensor de respiración [15]

En la Figura 1 se aprecia un esquema muy claro de la técnica de medición que se utiliza en el presente trabajo de fin de master y que es la siguiente:

Respiración → Presión cambia en el tórax → La resistencia eléctrica cambia en el sensor → El voltaje cambia en el sensor → Se leen estas variaciones de cambios de voltaje → Se envía la información obtenida después de procesar esos cambios de voltaje

Otras técnicas válidas para medir la frecuencia de respiración pero que no se van a aplicar en este prototipo son [15]:

- Medición del flujo de aire
- Medición los sonidos respiratorios
- Medición la temperatura del aire que inhalamos y exhalamos
- Medición la humedad del aire que inhalamos y exhalamos
- Medición los componentes del aire que inhalamos y exhalamos
- Modulación de la actividad cardiaca



## 4.2.- TIPO DE SENSOR

Una vez que la técnica de medición se ha definido, se procede a presentar el tipo de sensor con el cual se pondrá en aplicación la técnica de medición descrita en el apartado anterior.

Se ha elegido un sensor de tipo piezorresistivo, el cual, al recibir cierta presión del exterior produce cambios en la resistividad al paso de la corriente eléctrica. Esto quiere decir que la parte del sensor que va a medir estos cambios de volumen en la caja torácica tiene que ser un componente de un circuito de medición.

Una vez elegido el tipo de sensor, se presentan los componentes electrónicos específicos que necesitaremos para complementar el prototipo funcional.

Estos componentes electrónicos, que se definen más en profundidad en el punto 4.5 de esta memoria, son:

- Área sensible
- Procesador y circuito de procesamiento
- Batería eléctrica
- Circuito general
- Circuito de alimentación

## 4.3.- LOCALIZACIÓN

El lugar a situar el sensor vestible debe garantizar, de la mejor forma posible, que es un sitio propicio para detectar diferencias entre los cambios de estado asociados a la respiración. Por lo tanto, es muy importante identificar tanto el lugar del cuerpo donde se van a medir los cambios de estado, como la manera de localizar el sensor, de forma que se garantice una correcta medición.

Después de realizar diferentes experimentos [14], se ha visto que la zona en la cual la variación del volumen del tórax es mayor es en la parte superior de los abdominales, justo a la altura del diafragma. Es en esta zona en la cual el rango de voltaje de salida que proporciona el sensor es mayor. Esto ayuda a detectar más fácilmente la inspiración y la expiración. Esta localización se puede apreciar en la Figura 2.



Ya que el sensor se debe integrar en una camiseta, se han estudiado diferentes maneras de hacerlo. Se han propuesto diferentes opciones para la colocación del área sensible en la camiseta; por ejemplo, la de integrar la banda de *Velostat* en una tira elástica que rodeara la caja torácica del usuario. También se propuso la idea de pegar la banda de *Velostat* con el cableado pertinente a la camiseta mediante el uso de cinta americana o similar. Por último se propuso la idea definitiva que era la de albergar la banda de *Velostat* y el cableado en un recubrimiento formado por cinta americana, para más tarde coser este conjunto a la camiseta a la altura descrita en el anterior párrafo.

Además había que discurrir sobre la localización del encapsulado que porta la electrónica y la fuente de alimentación del dispositivo. Se ha considerado localizar el encapsulado con la electrónica en una petaca diseñada para ser portada por un cinturón que el usuario deberá llevar para usar el sensor. Este cinturón además de sujetar el encapsulado de la electrónica tiene una doble función, y es la de fijar la camiseta en una determinada posición de manera que el área sensible del sensor quede siempre a la misma altura. Otras ideas que han surgido para la localización del encapsulado han sido, por ejemplo, la de colgar la petaca en el cintura del pantalón del usuario, o incluso la de albergarla junto con el área sensible a la altura del diafragma, haciendo un conjunto de banda *Velostat*, cables y electrónica, ideas que se han desechado debido a la complejidad o poca viabilidad que suponían para un diseño inicial del prototipo. La localización del encapsulado se puede apreciar también en la Figura 2.



Figura 2. Localización del sensor

## 4.4.- TAMAÑO, PESO Y FORMA

El sensor se compone de dos partes importantes, además del circuito eléctrico que las conecta.

La parte de área sensible consta de una banda de *Velostat* de dimensiones 15x1 centímetros. Esta banda está formada por 3 tiras de las mismas dimensiones, superpuestas una encima de la otra. Entre estas tiras se sitúan los cables eléctricos que garantizan el paso de corriente a través de estas bandas de *Velostat*. Todo este conjunto de tiras de *Velostat* y cables se han forrado con cinta americana, el cual no resta flexibilidad al sistema, una flexibilidad que es necesaria para la presente aplicación. Además este forrado con cinta americana sirve para conservar la unidad del conjunto. Este conjunto se puede apreciar en la Figura 3.

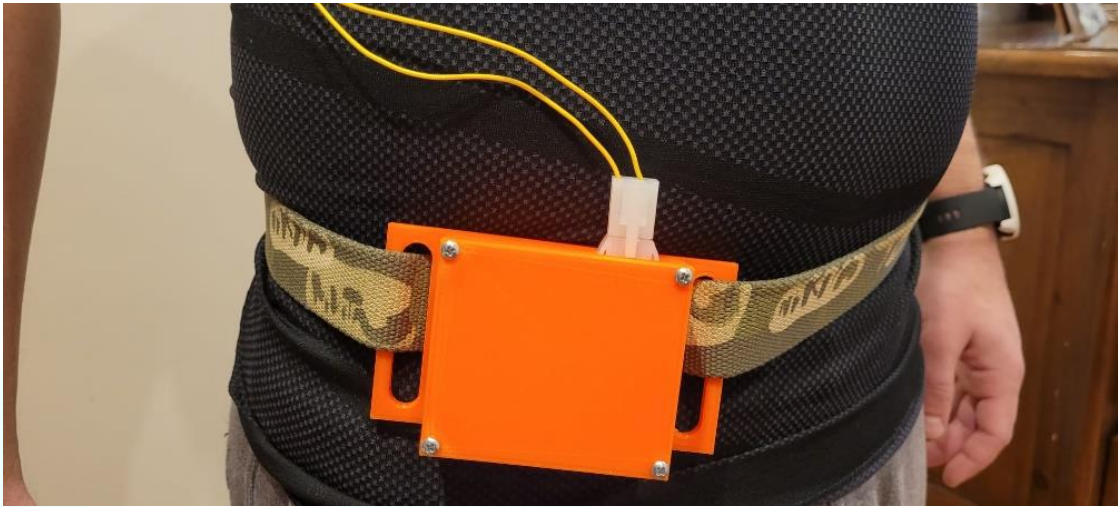


*Figura 3. Detalle del área sensible*

El microcontrolador y la batería juntos forman un prisma rectangular con unas dimensiones iguales a 52 mm x 62 mm x 30 mm, un peso de 61 gramos y se ha encapsulado para mayor comodidad del usuario. (Figura 4).



*Figura 4. Detalle de la electrónica encapsulada*



*Figura 5: Detalle del encapsulado completo*

*Figura 2: Detalle del encapsulado completo*

Este encapsulado ha sido diseñado para albergar la electrónica del sistema, así como la fuente de alimentación. La primera premisa en el diseño de dicho encapsulado ha sido la de portar los elementos electrónicos de manera que estos no se movieran dentro del encapsulado. Además se ha buscado que el producto tuviera un tamaño lo más compacto posible, sin dejar demasiados huecos vacíos. A continuación, se muestran bocetos y planos, tanto de la fase de diseño de dicho elemento como del resultado final. (Figuras 6 y 7).

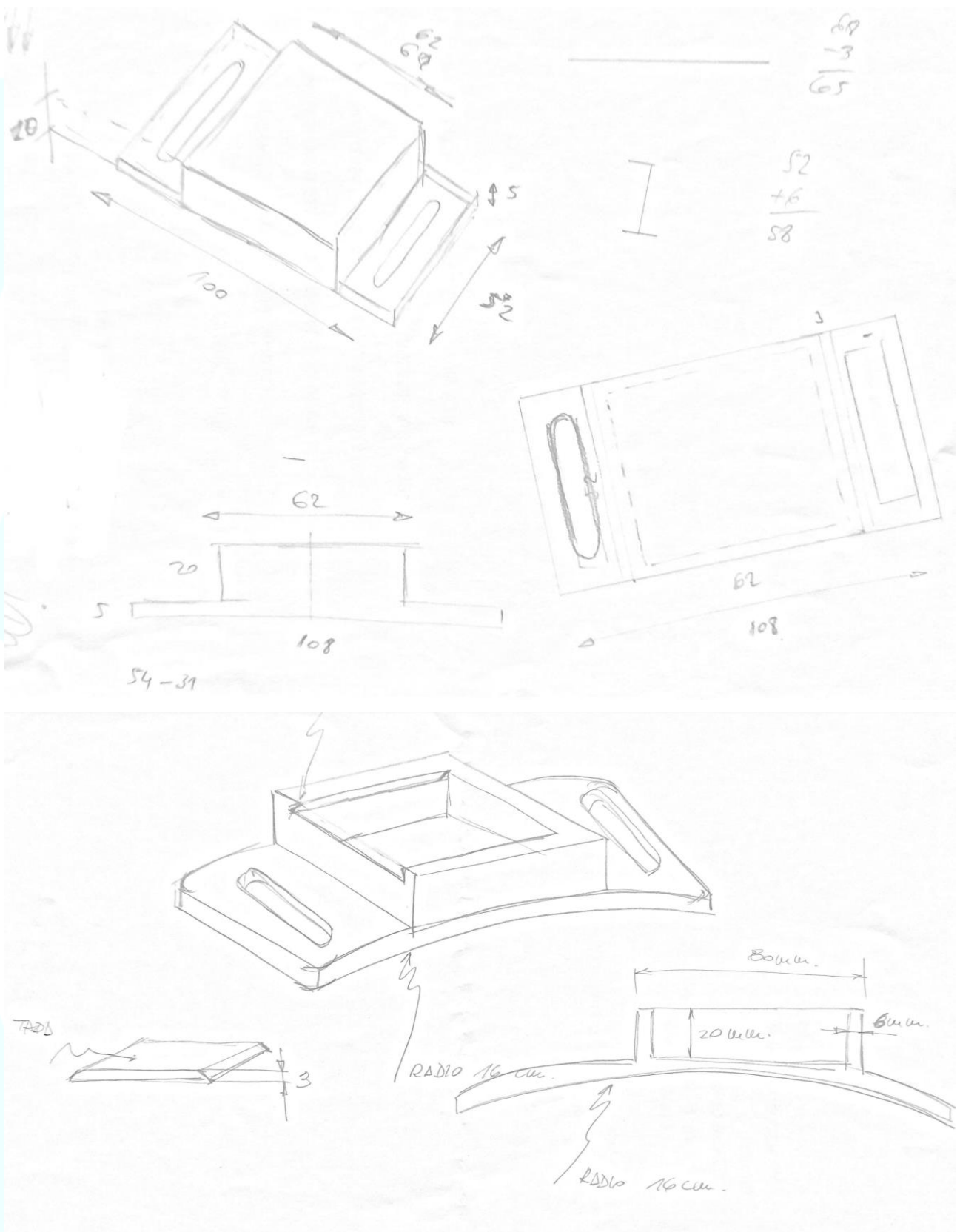
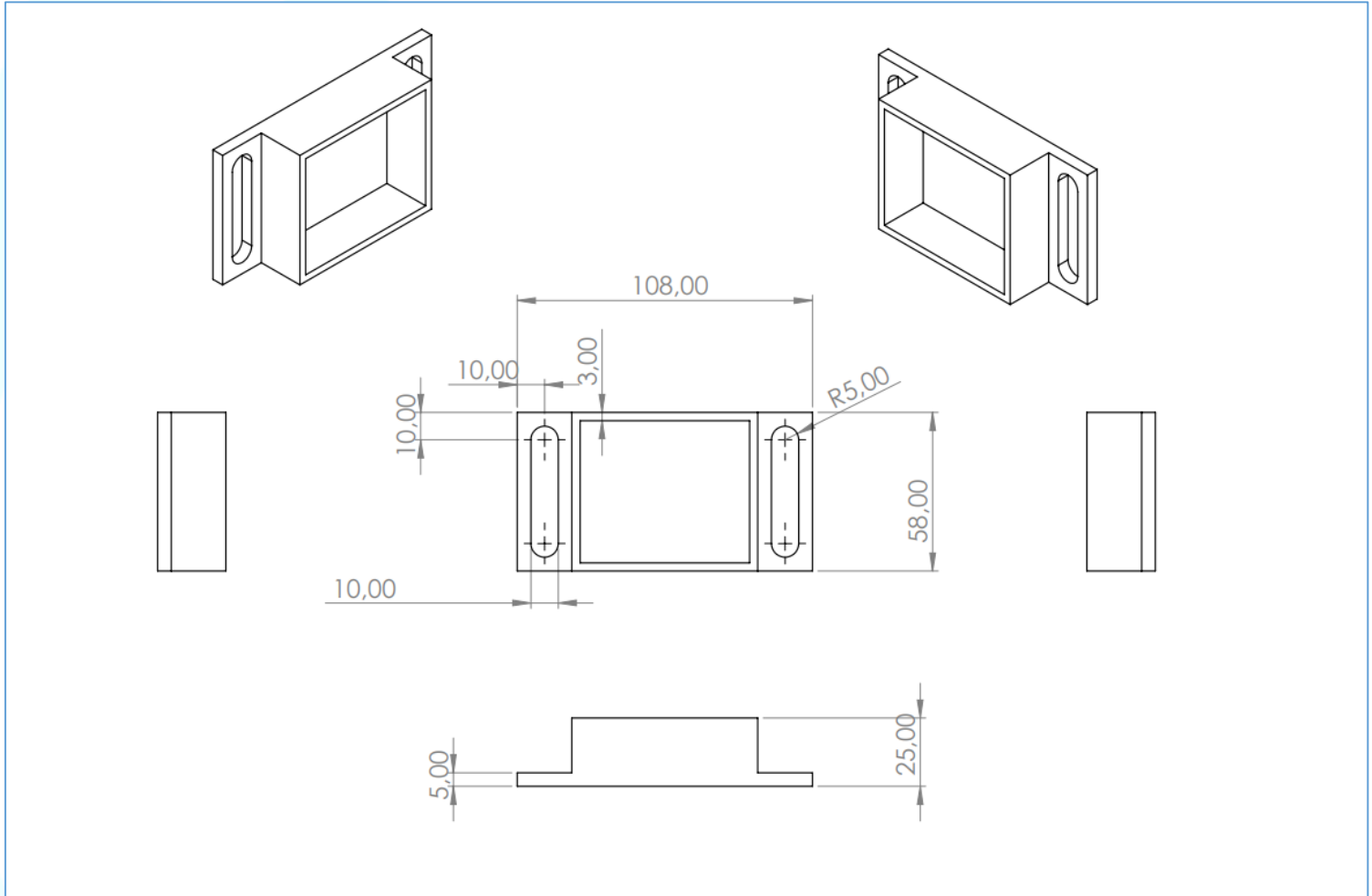


Figura 6: Bocetos iniciales en la fase de diseño del encapsulado





*Figura 7: Plano acotado del encapsulado realizado con SolidWorks*



## 4.5.- COMPONENTES

### Área sensible

Como se ha comentado anteriormente, el área sensible del sensor estará formada de un material piezorresistivo, el cual, al ser sometido a una presión externa que crea tensiones internas en el mismo, cambia su resistencia al paso de la corriente eléctrica. Este cambio se debe precisamente a estas tensiones internas en el material que dificultan el paso de los electrones a través de él.

El material que va a ser utilizado para fabricar el área sensible del transductor se denomina “*Velostat*”. Es un material conductor de bajo coste y que tiene una elevada piezorresistividad. Al ser también un material elástico, es perfecto para aplicaciones en las cuales es necesaria esta flexibilidad. Como en el presente trabajo de fin de master lo que se pretende es integrar el sensor en una camiseta, este material es perfecto para dicha aplicación, ya que se va a adaptar en todo momento a la forma que la camiseta posea.

Información técnica del *Velostat* [16]:

- Dimensiones: Varias, en función de la aplicación
- 4 mil / 0,1 mm de espesor
- Peso: 1g / 48 cm<sup>2</sup>
- Límites de temperatura: -45 ° C a 65 ° C (-50 ° F a 150 ° F)
- Sellable al calor: Sí
- Resistividad de volumen: <500 ohmios-cm
- Resistividad superficial: <31.000 ohmios / cm<sup>2</sup>



*Figura 8: Hoja de Velostat*

Como se puede apreciar en la Figura 8, este material suele ser comercializado en forma de hojas o láminas. Se suministra así ya que después se puede recortar para cada aplicación concreta. En el caso de estudio se recortará la lámina de manera que quede una banda de dimensiones 15x1 centímetros. Se han considerado estas dimensiones como las óptimas después de varios experimentos, resultando estas medidas las más correctas para la aplicación en estudio ya que de esta manera es como se aprecian de manera muy clara los cambios de estado (expiración-inspiración).

## Circuito de acondicionamiento

El circuito de acondicionamiento consta de un simple divisor de tensión que se utiliza tanto para traducir la información de los cambios de estado de unidades de resistencia eléctrica a unidades de voltaje, como para evitar sobretensiones en el procesador, ya que este no puede obtener valores de voltaje por la entrada analógica superiores a 3,3 V.

El divisor de tensión está formado entonces por el transductor o área sensible constituida de *Velostat*, que se considera, dada su naturaleza piezorresistiva a una resistencia eléctrica variable, que va desde los 1,6 k $\Omega$  cuando la banda está completamente estirada, hasta valores mucho más elevados que se corresponden a cuando la banda de *Velostat* está totalmente plegada en cualquier punto de su longitud. Es este elevado rango, junto con la elevada sensibilidad, lo que hace del material un elemento sensor muy propicio

para aplicaciones similares a la presente. La segunda resistencia del divisor de tensión es una resistencia fija de la cual se ha debido estudiar la conveniencia su valor con el fin de conseguir los objetivos de este circuito de acondicionamiento. El valor que más se ajusta es aquel valor que garantiza una señal de salida no superior a 3 V, para ello en los cálculos del divisor de tensión que se muestran a continuación, se ha seleccionado como valor de la resistencia variable el menor posible, es decir, 1,6 k $\Omega$ .

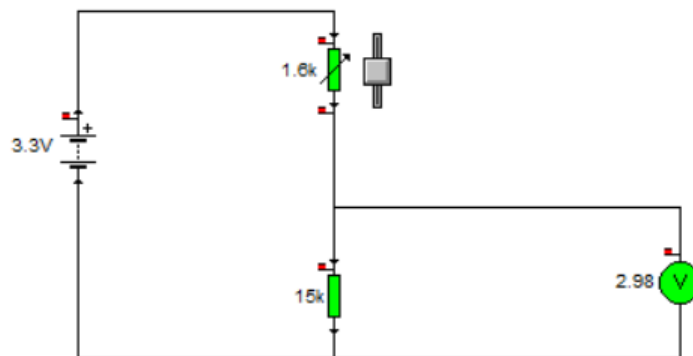
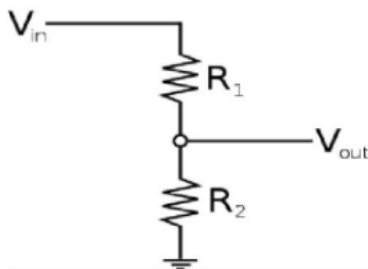


Figura 9: Divisor de tensión para el circuito de acondicionamiento

### Cálculo:



$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_{in}$$

$$3 = \frac{R_2}{1600 + R_2} \cdot 3,3;$$

$$R_2 = 16.000 \Omega^*$$

\*El valor de resistencia seleccionado fue el de 15.000  $\Omega$  por ser el valor comercializado. Este valor es aceptado por ser menos restrictivo.



## Microprocesador

El procesador y el circuito de procesamiento que necesita el sensor vestibular para procesar la información que le llega en voltios del área sensible, vienen integrados en el Arduino nano 33 BLE.

El Arduino Nano 33 BLE es una tarjeta de Arduino compatible con tecnología de 3,3V en el tamaño más pequeño del mercado: 45mm x 18mm de dimensión y 16 gramos de peso.

El Arduino Nano 33 BLE posee además un sensor inercial de 9 ejes embebido, lo que hace que la tarjeta sea ideal para desarrollar wearables, además de dispositivos con fines científicos que necesiten comunicación inalámbrica a corta distancia.

El Arduino Nano 33 BLE es la evolución del tradicional del Arduino Nano, pero con un procesador mucho más potente, el nRF52840 de Nordic Semiconductors, un CPU ARM® Cortex™-M4 de 32-bits trabajando a 64 MHz. Esto permite crear programas más grandes que con el Arduino UNO y procesar mayor número de variables. El procesador principal incluye otras características interesantes, como Bluetooth via NFC y modo de ultra bajo consumo [17].

La unidad de medición inercial de 9 ejes posee un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro con 3 ejes de resolución cada uno. Esto hace que el Nano 33 BLE sea la opción perfecta para proyectos avanzados de robótica, seguidor de movimientos, brújulas digitales, etc., aunque para el caso en estudio, esta unidad de medición inercial no se va a utilizar.

El chipset de comunicación del Nano 33 BLE puede ser tanto esclavo como dispositivo maestro. La comunicación de esta tarjeta de Arduino se puede realizar mediante conexión USB o mediante Bluetooth de baja energía. En este caso, y como queremos realizar un sensor portátil e inalámbrico, se utilizará la comunicación mediante BLE (bluetooth low energy) que tiene como característica principal el bajo consumo energético que requiere. Por otra parte la distancia de comunicación se acorta en comparación con el Bluetooth normal.

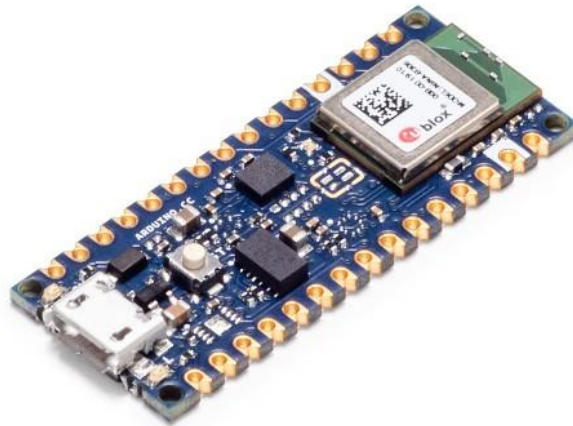


Figura 10: Arduino Nano 33 BLE

## Batería eléctrica

Al ser un sensor vestible, se necesita que sea portátil. Es por ello que tenemos que alimentar al sistema mediante baterías eléctricas. En concreto, para el sensor en estudio, se va a utilizar una batería eléctrica de tipo pila de 9V, de la marca PROCELL® y las siguientes características:

Código / Modelo / Part number(P/N)	<ul style="list-style-type: none"><li>• PC1604</li></ul>
Fabricante / Marca	<ul style="list-style-type: none"><li>• Procell Professional Batteries by DURACELL</li></ul>
Tecnología	<ul style="list-style-type: none"><li>• Alcalina</li></ul>
Tamaño	<ul style="list-style-type: none"><li>• Tipo 9V</li></ul>
Voltios	<ul style="list-style-type: none"><li>• 9 V</li></ul>
Dimensiones	<ul style="list-style-type: none"><li>• 48x26x17 mm</li></ul>
Peso	<ul style="list-style-type: none"><li>• 45 g</li></ul>
Rango de temperatura de funcionamiento	<ul style="list-style-type: none"><li>• de -20°C a +54°C</li></ul>
Capacidad	<ul style="list-style-type: none"><li>• 565 mAh</li></ul>

[18]



Figura 11: Batería 9V

El Arduino va a ser el encargado de alimentar el circuito de medición. Para ello es necesario alimentar el Arduino primero, por lo que se van a utilizar los pines de alimentación tanto de entrada como de salida que posee Arduino. Concretamente, se va a alimentar al Arduino por el pin “Vin” con la pila de 9V descrita anteriormente, para después utilizar el pin  $V_{out} = 3.3\text{ V}$  para alimentar al circuito de medición. Esto se puede apreciar en la Figura 12.

Esquema:

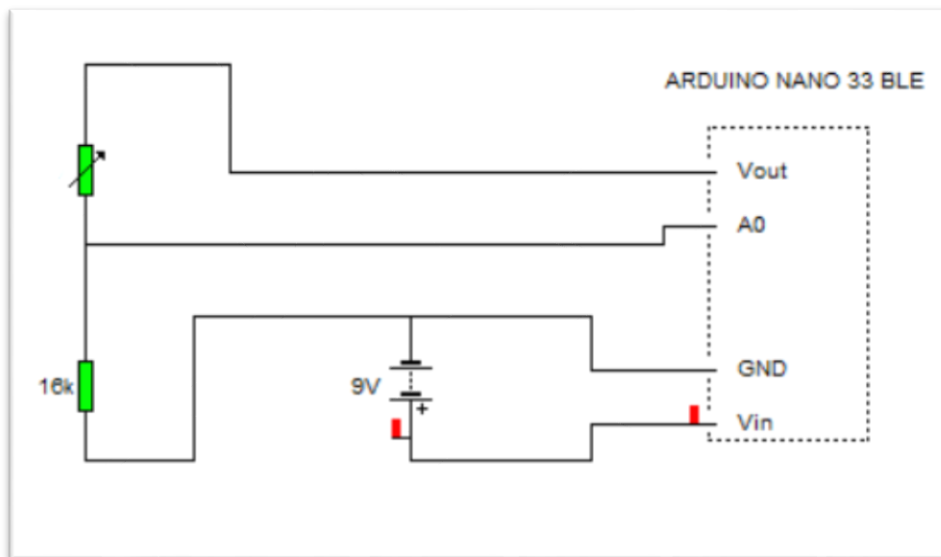


Figura 12: Esquema eléctrico general

Circuito general

A continuación, se presenta un esquema del circuito general (Figura 13) donde se puede apreciar el circuito de acondicionamiento que traduce la información aportada por el

área sensible para que pueda ser procesada por el Arduino. En este esquema que se presenta se ha cambiado el símbolo de resistencia variable por una imagen de la camiseta con el sensor. Además, se ha añadido una imagen del Arduino real.

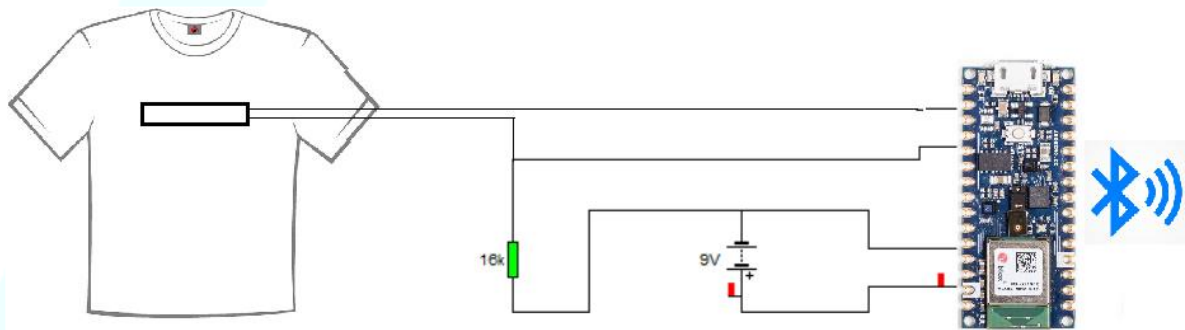


Figura 13: Circuito general

## 5.- PROCESADO DE LA MEDICIÓN

### 5.1.- ALGORITMO DE PROCESADO

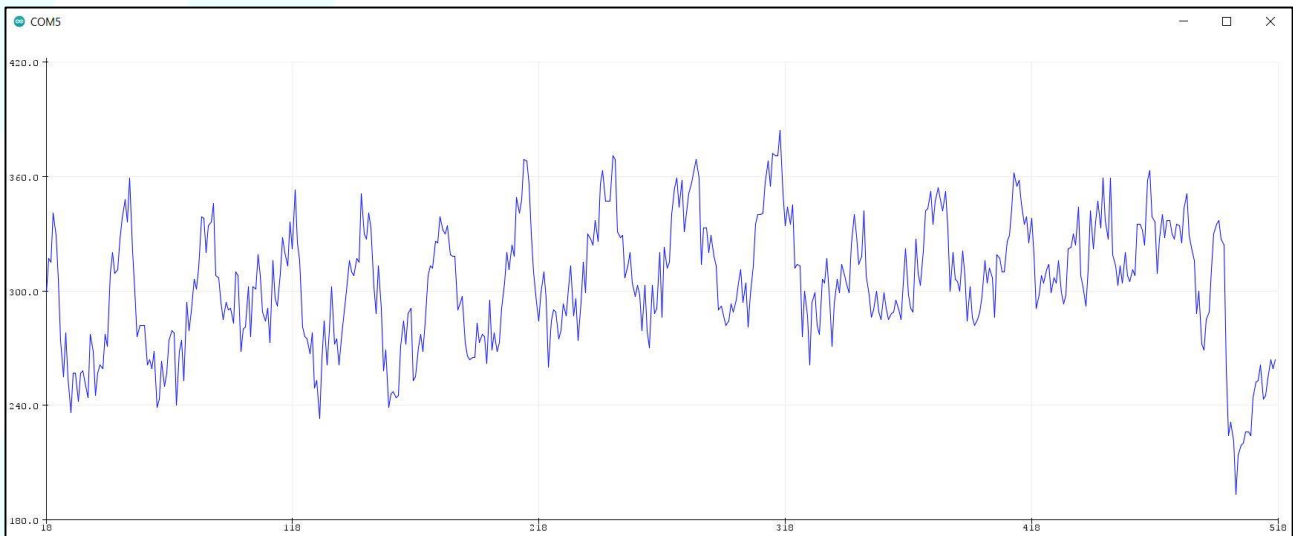
Para procesar la información que obtenemos en forma de voltios al haber traducido la señal recibida del área sensible del dispositivo, se hace uso del propio microprocesador que incluye el Arduino. Este microprocesador hará los cálculos para obtener desde estos datos de voltaje, el resultado de frecuencia de respiración por minuto. Para ello es necesario programar anticipadamente el Arduino para que calcule el resultado y lo comunique inalámbricamente a otro dispositivo ya sea este un móvil, ordenador o Tablet. El código fuente de este programa se encuentra en el Anexo 1.

La lógica que presenta el programa que calcula las veces que se repite la respiración en un minuto se describe a continuación.

La información proveniente del circuito de acondicionamiento se lee mediante la entrada analógica que posee el Arduino. Esta entrada analógica es una función continua que representa los voltios en función el tiempo. Para la lectura analógica se utiliza la función



analogRead de Arduino. La frecuencia con la que se lee la entrada analógica, es decir la frecuencia de muestreo, es igual a 10 Hz. En la Figura 14 se muestra la señal analógica todavía sin procesar.



*Figura 14: Señal analógica sin procesar. Eje y: bytes. Eje x: décimas de segundo*

En la anterior imagen se aprecian fácilmente los ciclos de respiración captados por el Arduino, donde los máximos se corresponden con los momentos de expiración y los mínimos con los momentos de inspiración. El Arduino para leer entradas analógicas lo que hace es una conversión analógico/digital, de ahí que las unidades del eje de las ordenadas sean bytes. En el eje de las abscisas se muestra el tiempo en décimas de segundo.

Ya que esta señal captada por el Arduino tiene demasiado ruido en altas frecuencias, se tiene que hacer un filtro para que los picos de la señal puedan ser contados con facilidad. Es el periodo entre picos lo que nos va a dar la información de la frecuencia de respiración. Es por eso muy importante que se puedan contar con facilidad. Este filtro lo que va a hacer es eliminar las componentes de frecuencia alta que tiene la señal y que no nos interesan.

El filtro que se ha considerado para el procesado de la señal es una transformada de Fourier. Lo que hace esta transformada es que, para cualquier forma de onda, a condición de que sea periódica, se puede descomponer en una serie más o menos larga (quizás infinita) de ondas puras (senoidales) llamadas armónicos. Estos armónicos son tales que su superposición o suma, dan lugar de nuevo a la señal original [19]. Descomponer la señal en

los armónicos principales hace que separemos la componente de menor frecuencia que es la que nos interesa, ya que es la que representa el ciclo de la respiración. Una vez separada esta onda sinusoidal podríamos calcular su frecuencia de manera fácil. En la siguiente imagen se muestra un ejemplo en el cual se descompone una función mediante la transformada de Fourier.

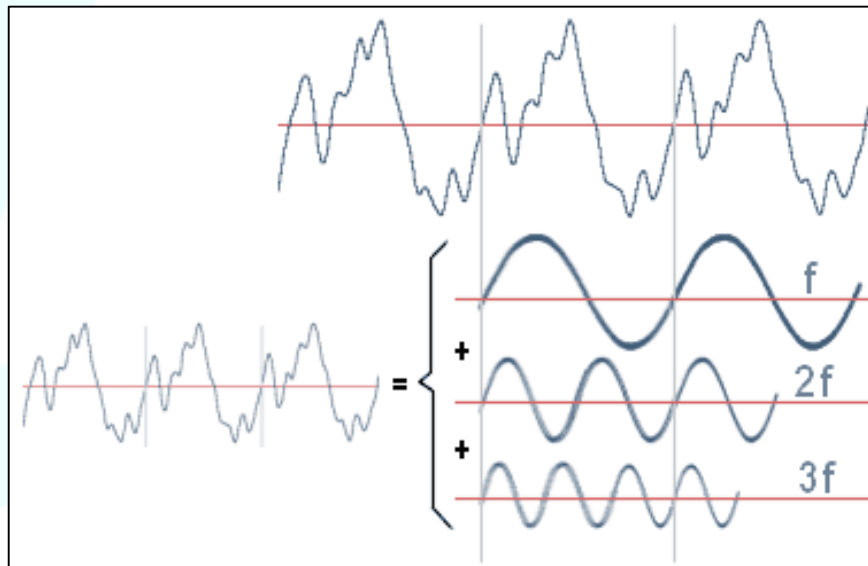


Figura 15: Ejemplo transformada de Fourier [19]

Una vez hemos diferenciado el armónico que nos interesa, se procede a calcular su frecuencia. Para ello simplemente se realiza la inversa del periodo. Una vez se ha calculado esa frecuencia en repeticiones por segundo se extrapola para un minuto, ya que el resultado que se pretende obtener en este trabajo es el de la frecuencia de la respiración en unidades de repeticiones por minuto. Este resultado será enviado al monitor en cuestión, ya sea un móvil, una Tablet o un ordenador, a través del módulo Bluetooth Low Energy que incorpora la tarjeta Arduino Nano 33 BLE. Este programa consiste en un bucle que va calculando y mostrando la frecuencia de la respiración cada 10 segundos.

## 5.2.- GESTIÓN DE LAS MEDIDAS Y DE LA VISUALIZACIÓN

La visualización de los resultados se va a realizar en este caso desde un dispositivo móvil, el cual recibirá el resultado arrojado por el Arduino a través de Bluetooth Low Energy.



A continuación, se muestra información y características de la comunicación a través de Bluetooth Low Energy [20]:

- BLE fue introducido en Bluetooth v4 (2010), centrado en el bajo consumo energético, transmisión de pequeñas cantidades de datos, transmisiones infrecuentes.
- Bluetooth clásico y BLE operan en la misma banda (ISM 2.4 GHz).

**Características:**

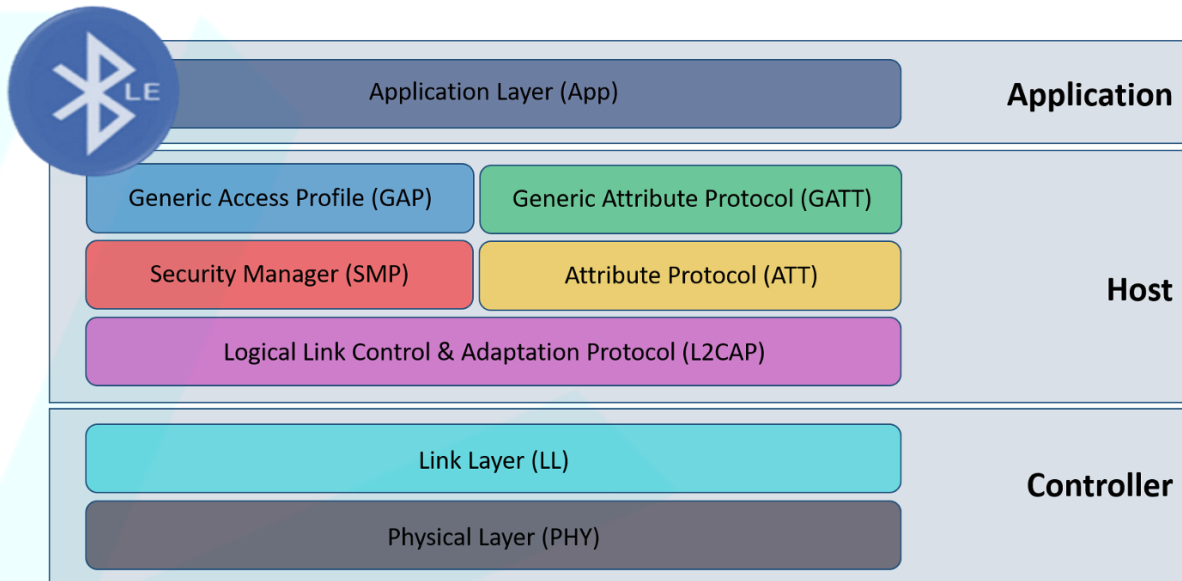
- Funciona en Banda ISM (2.400 - 2.4835 GHz.)
- 40 canales (3 canales de publicidad principales)
- Máx. velocidad de datos 2 Mbps (Core 5)
- El rango depende de la velocidad de datos. Típico 10-30 metros.
- Corriente pico típica en transmisión <15 mA

**Rango:**

- Diseñado para corto alcance.
- Banda ISM afectada por obstáculos.
- El recinto puede afectar el rendimiento de la antena.
- Depende de la potencia de la radio.



**Pila de protocolos:**



*Figura 16: Pila de protocolos BLE [21]*

En este prototipado se ha utilizado una aplicación móvil para la visualización de los resultados en un teléfono móvil. Concretamente la aplicación ha sido nRF Connect, que se encuentra en Play Store de forma gratuita. Ha continuación se muestra una captura de pantalla de un ejemplo en el que se están visualizando los resultados. (Figura 18).

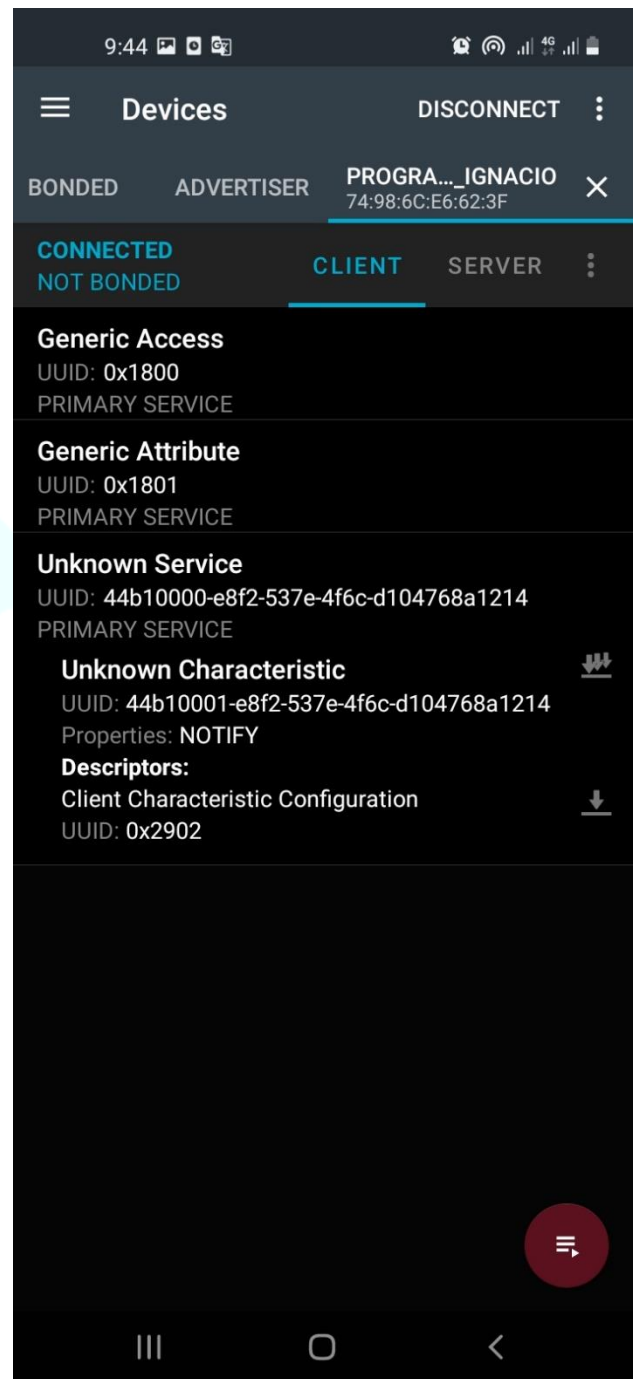
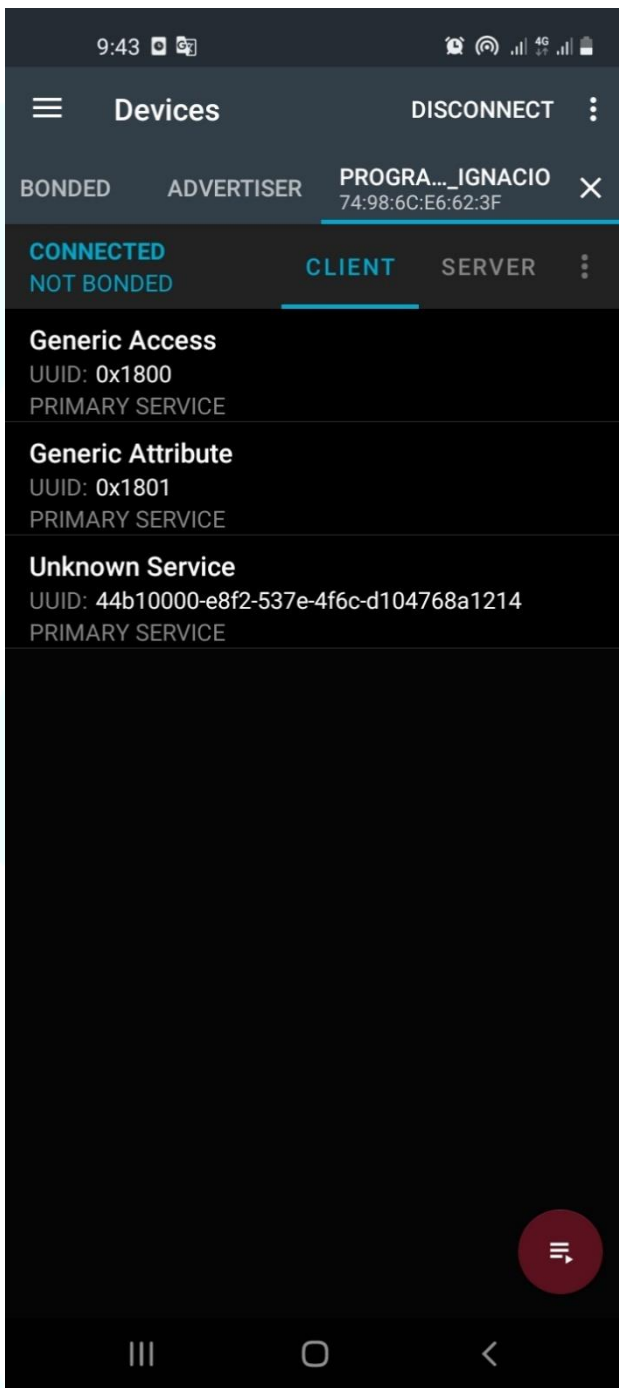


Figura 37: Visualización de los atributos y de los servicios Bluetooth

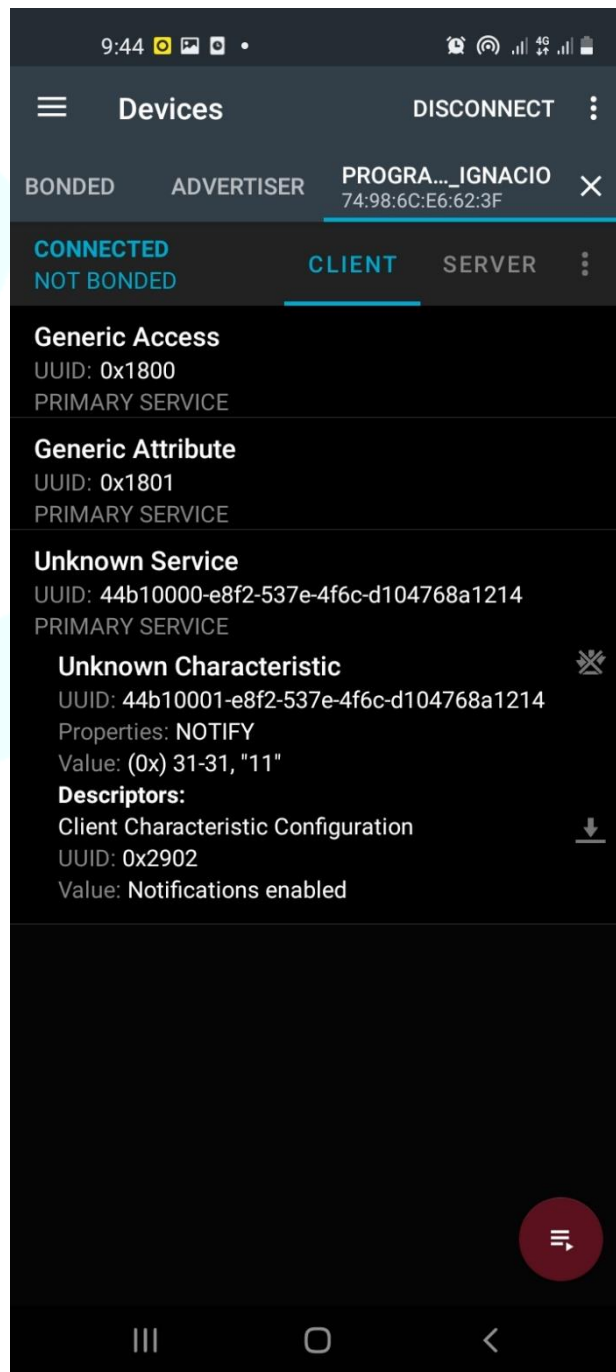


Figura 18: Visualización del resultado de frecuencia de respiración



## 6.- RESULTADOS

### 6.1.- PROTOCOLO DE VALIDACIÓN

El protocolo de validación que se va a emplear para comprobar el correcto desempeño del dispositivo va a ser el siguiente:

Un conjunto de tres sujetos se van a someter a pruebas de frecuencia con un metrónomo. El metrónomo se fijará a una frecuencia de pulsaciones por minuto, la cual el usuario deberá imitar con su respiración, de manera que debería haber una inspiración en cada pulso del metrónomo. Los sujetos se encontraran en posición estática durante la prueba. La prueba durará un minuto, en el cual se deben realizar las pulsaciones marcadas previamente. El sensor vestible irá arrojando resultado de frecuencia de respiración cada 10 segundos. Para pasar la prueba y validar el sensor en dicho sujeto y a dicha frecuencia, la mayoría de los resultados arrojados por el sensor deberán coincidir con un error menor al 10% con la frecuencia predeterminada para la prueba (valor considerado razonable para muchas aplicaciones) [5].

Los resultados han sido los siguientes:

Sujeto 1 (frecuencia 20 rpm):

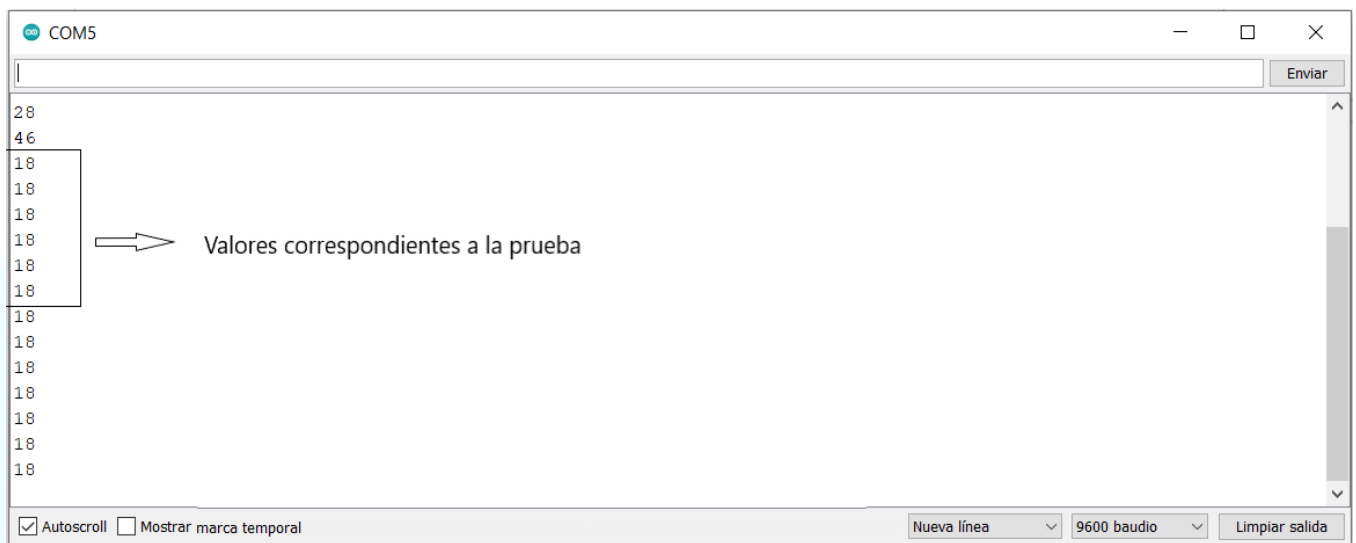
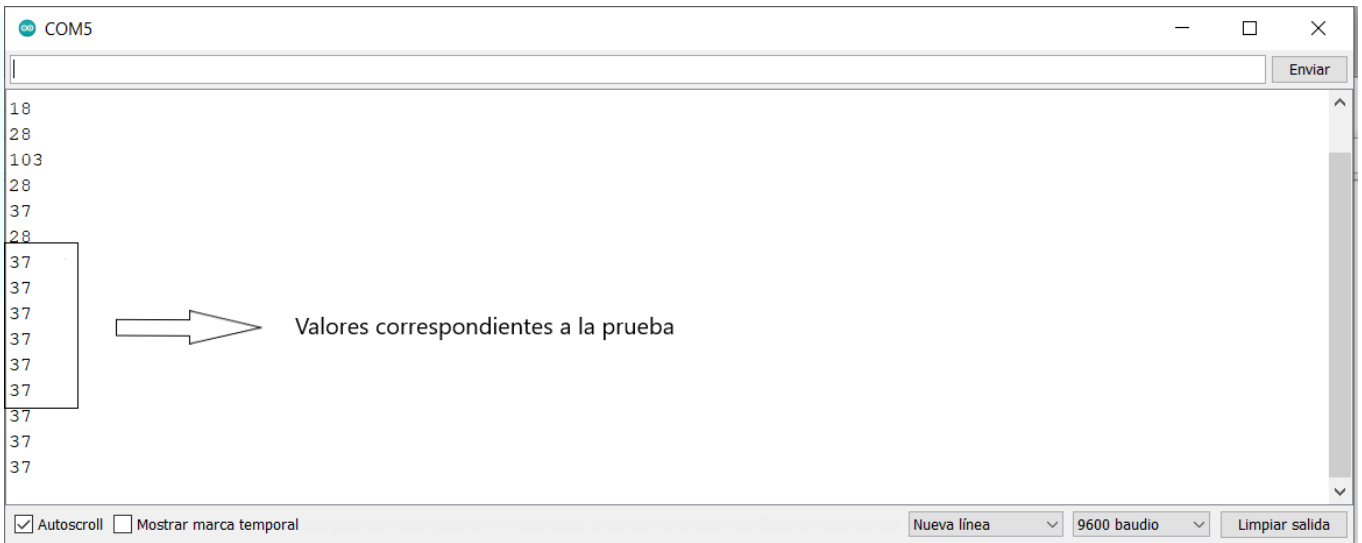


Figura 19: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 1

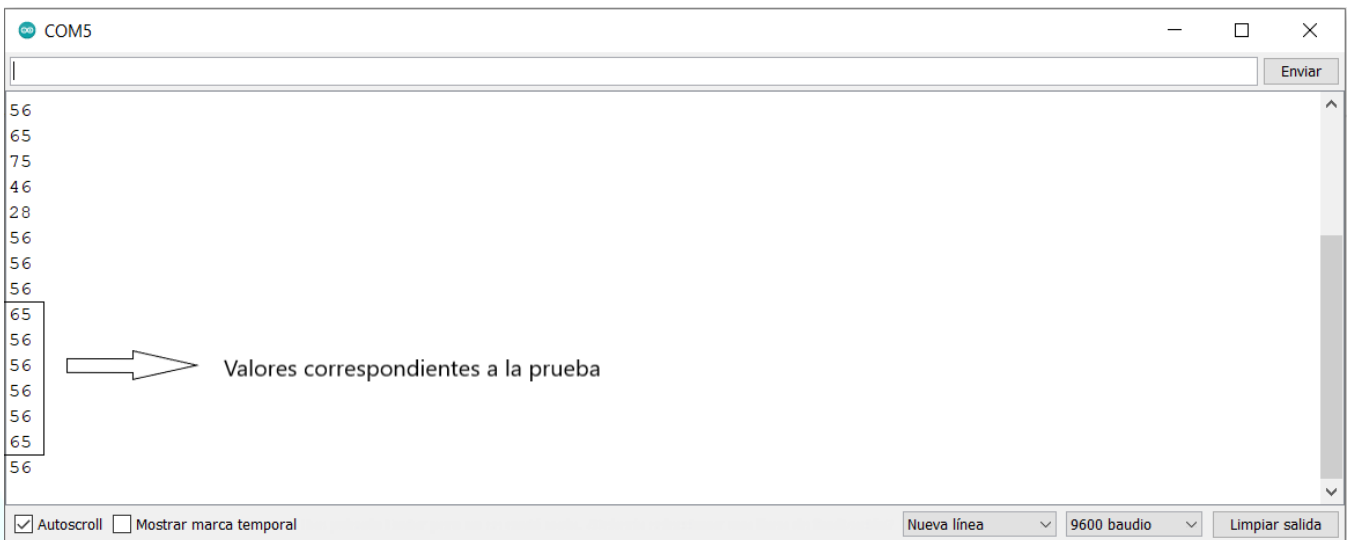


**Sujeto 2 (frecuencia 40 rpm):**



*Figura 40: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 2*

**Sujeto 3 (frecuencia 60 rpm):**



*Figura 21: Resultados obtenidos en la prueba para el sujeto 3*





## 6.2.- EVALUACION DE DESEMPEÑO

Para la evaluación del desempeño se ha calculado el error que comete el sensor en la medición, este error se calcula con la siguiente fórmula:

$$\% \text{ error} = \frac{|\text{valor medido} - \text{valor real}|}{\text{valor real}};$$

La prueba 1 se realiza a una frecuencia de respiración teórica de 20 rpm. El valor obtenido ha sido 18. Por lo tanto el error obtenido en esta prueba ha sido de:

$$\frac{|18-20|}{20} = \frac{2}{20} = 0,1 = 10\%$$

La prueba 2 se realiza a una frecuencia de respiración teórica de 40 rpm. El valor obtenido ha sido 37. Por lo tanto el error obtenido en esta prueba ha sido de:

$$\frac{|37-40|}{40} = \frac{3}{40} = 0,075 = 7,5 \%$$

La prueba 3 se realiza a una frecuencia de respiración teórica de 60 rpm. El valor obtenido ha sido de 65 y de 56. Por lo tanto el error obtenido para cada uno de ellos en esta prueba ha sido de:

$$\frac{|65-60|}{60} = \frac{5}{60} = 0,083 = 8,3 \%$$

$$\frac{|56-60|}{60} = \frac{4}{60} = 0,067 = 6,7 \%$$

Ningún valor ha superado el 10% de error. Con esto podemos afirmar que el sensor podría ser útil para algunas aplicaciones.



## 7.- CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE TRABAJO FUTURO

Las conclusiones que se derivan tras la finalización del presente trabajo de fin de master son las siguientes:

- El uso del material piezorresistivo *Velostat* puede ser conveniente para algunas aplicaciones ya que detecta los cambios de estado tras inspirar y expirar, es decir, es capaz de captar las diferencias en el volumen de la caja torácica tras la acción de completar un ciclo de respiración y poder identificar cuándo se está inspirando y cuándo espirando. De esta información se puede extraer el valor de frecuencia respiratoria por minuto. Además de para esta aplicación, el *Velostat* podría ser útil para otras aplicaciones ya que tiene una elevada sensibilidad, es decir, capta muy pequeños cambios de estado.
- La tarjeta Arduino Nano 33 BLE tiene capacidad de computación para la aplicación en cuestión. Además no se ha notificado ningún problema en su uso. Quizás el único problema haya sido simplemente las altas temperaturas que puede llegar a alcanzar. La sencillez en el lenguaje de programación que se utiliza en Arduino ha facilitado enormemente el trabajo. Además, el funcionamiento del Arduino está orientado para aplicaciones similares, por lo que su utilización ha sido sencilla, a la vez que se ha podido acceder a bibliotecas gratuitas con facilidad.
- Se ha llegado a la conclusión también de que, si se mejora la versión actual, el presente dispositivo podría llegar a ser un producto comercial debido a su bajo coste y cómodo uso. El integrar un sensor de respiración en una camiseta hace realmente cómoda la monitorización de la respiración en cualquier tipo de sujeto. Además, el hecho de que la comunicación del resultado se haga de manera inalámbrica acentúa la comodidad de uso de este producto. Para ello, por supuesto, el prototipo tendría que miniaturizarse mucho más, se deberían realizar pruebas de validación exhaustivas y solventar satisfactoriamente el modo de realizar el lavado de la prenda.



Las líneas de trabajo futuro que se plantean tras la realización del presente trabajo de fin de master son:

- Un diseño de conjunto más optimizado y más estético, en el cual, la banda de *Velostat* y los cables que descienden de ella, se podrían coser por el interior de la propia camiseta de manera que quedaran ocultos. A su vez, en vez de cables se podrían utilizar tiras planas de cobre para que no se notaran estos cables que conforman el circuito del sensor, haciéndolo más estético, cómodo y ligero.
- El diseño del encapsulado de la electrónica se intentará hacer más ergonómico, de manera que se pueda adaptar a la curvatura de la cadera. Además se puede lograr reducir de una manera notable su tamaño y peso utilizando baterías eléctricas de menor relación volumen/peso.
- Para líneas futuras de trabajo, se propone también hacer un procesado más exhaustivo de la señal, eliminando por ejemplo posibles artefactos de movimiento que se puedan registrar, incluso utilizando otro algoritmo de procesado que filtre la señal de una manera más exhaustiva. Se podría plantear también hacer un filtrado hardware de la señal.
- También se podría contemplar en líneas de trabajo futuras el desempeño del dispositivo para diferentes disposiciones del usuario (tumbado, sentado, de pie...). Ya que el presente dispositivo se ha creado para medir la frecuencia de la respiración del portador cuando está de pie, es probable que no se pueda llegar a medir correctamente la frecuencia de la respiración cuando el usuario está sentado o tumbado por ejemplo. Para poder calcular el resultado en estas disposiciones del usuario, sería necesario procesar la señal de manera única en cada una de las disposiciones.
- La realización de una validación exhaustiva también es una línea de trabajo a abordar. En este trabajo se han realizado unas pruebas iniciales de laboratorio que están lejos de poder considerarse una validación exhaustiva. Para poder llevar a cabo esta validación se debería definir un protocolo claro, solicitar consentimiento escrito a los participantes, obtener el permiso del comité de ética correspondiente y, a ser posible, utilizar un dispositivo “gold standar” en vez de un metrónomo para limitar el error humano. Todo esto excede en mucho el alcance de este trabajo.
- La sustitución del sistema de comunicación Bluetooth Low Energy por una antena Wi-Fi, supondría que sería posible monitorizar la respiración del usuario desde



prácticamente cualquier lugar del planeta, esto supondría un gran ahorro de tiempo y de dinero, tanto para el usuario, como para la institución que se esté encargando de monitorizar la respiración del sujeto.

Finalmente, se puede concluir afirmando que se ha desarrollado un prototipo inicial de sensor de respiración con un material novedoso como es el “Velostat”, que se ha conseguido integrar parcialmente en una prenda de ropa y que las pruebas iniciales de laboratorio parecen arrojar resultados prometedores.



## 8.- REFERENCIAS

[1] Junta de Andalucía, Escuela Andaluza de Salud Pública, 2016:

[www.easp.es](http://www.easp.es), fecha de último acceso: 12/11/2021

[2] Información obtenida de “Wikipedia” en referencia a la tecnología vestible, 2021:

[https://es.wikipedia.org/wiki/Tecnolog%C3%ADa\\_vestible](https://es.wikipedia.org/wiki/Tecnolog%C3%ADa_vestible), fecha de último acceso: 12/11/2021

[3] Philips Co., Información obtenida en referencia a la monitorización remota de la salud,

2020: <https://www.philips.es/aw/about/news/archive/standard/news/press/2021/20210401-10-innovative-examples-of-telehealth-in-action.html>, fecha de último acceso: 25/11/2021

[4] Aydaley, Información obtenida en referencia al proyecto de Google denominado “Google Glasses”, 2020:

<https://ayudaleyprotecciondatos.es/2020/07/21/google-glasses>, fecha de último acceso: 25/11/2021

[5] Vanegas E, Igual R, Plaza I. Sensing Systems for Respiration Monitoring: A Technical Systematic Review. Sensors. 2020; 20(18):5446. <https://doi.org/10.3390/s20185446>

[6] Terazawa M, Karita M, Kumaqai S, Sasaki M. Respiratory Motion Sensor Measuring Capacitance Constructed across Skin in Daily Activities. Micromachines. 2018; 9(11):543.

<https://doi.org/10.3390/mi9110543>

[7] T. Jayarathna, G. D. Gargiulo and P. P. Breen, "Polymer sensor embedded, IOT enabled t-shirt for long-term monitoring of sleep disordered breathing," 2019 IEEE 5th World Forum on Internet of Things (WF-IoT), 2019, pp. 139-143, doi: 10.1109/WF-IoT.2019.8767316.

[8] J. De jonckheere et al., "FBG-based smart textiles for continuous monitoring of respiratory movements for healthcare applications," The 12th IEEE International Conference on e-Health



---

[Networking, Applications and Services, 2010, pp. 277-282, doi: 10.1109/HEALTH.2010.5556557.](#)

**[9] H. Balasubramaniam, M. S. Vignesh, E. Florence S, A. A and Abanah, "Design and Development of a IoT based Flexible and Wearable T-Shirt for Monitoring Breathing Rate," [2019 3rd International Conference on Computing Methodologies and Communication \(ICCMC\), 2019, pp. 376-379, doi: 10.1109/ICCMC.2019.8819764.](#)**

**[10] S. Gorgutsa, S. Bellemare-Rousseau, P. Guay, A. Miled and Y. Messaddeq, "Smart T-shirt with wireless respiration sensor," [2017 IEEE SENSORS, pp. 1-3, doi: 10.1109/ICSENS.2017.8234293.](#)**

**[11] L. T. D'Angelo, S. Weber, Y. Honda, T. Thiel, F. Narbonneau and T. C. Luth, "A system for respiratory motion detection using optical fibers embedded into textiles," [2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, pp. 3694-3697, doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650011.](#)**

**[12] C. Massaroni, A. Nicolò, D. Lo Presti, M. Sacchetti and E. Schena, "Respiratory monitoring during cycling exercise: performance assessment of a smart t-shirt embedding fiber optic sensors," [2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT, 2020, pp. 49-53, doi: 10.1109/MetroInd4.0IoT48571.2020.9138307.](#)**

**[13] D. L. Presti, C. Massaroni, P. S. E. Schena, D. Formica, M. A. Caponero and G. D. Tomaso, "Smart textile based on FBG sensors for breath-by-breath respiratory monitoring: tests on women," [2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications \(MeMeA\), 2018, pp. 1-6, doi: 10.1109/MeMeA.2018.8438721.](#)**



**[14] Alonso Esteban, Alberto and Igual Catalán, Raul and Martínez Cesteros, Javier,**  
**“Estudio sobre la utilización del material piezorresistivo “velostat” para medir la frecuencia respiratoria”, 2021 Escuela Universitaria Politécnica de Teruel**

**[15] Raúl Igual. “Prototyping of wearable sensors”. Curso 2020/2021. Máster en innovación y emprendimiento en tecnologías para la salud y el bienestar. Escuela universitaria politécnica de Teruel**

**[16] Abraham Camarillo, Información obtenida de la página web 330ohms, 2021:**  
**<https://blog.330ohms.com/2021/06/07/que-es-el-velostat/>, fecha de último acceso: 25/11/2021**

**[17] Información obtenida de la página web MCI Electronics, 2021:**  
**<https://arduino.cl/producto/arduino-nano-33-ble/>, fecha de último acceso: 25/11/2021**

**[18] Información obtenida de la página web Andupil, 2020:**  
**<https://www.andupil.com/es/pilas-alcalinas/15943-pila-9v-alcalina-pc1604-6lr61-procell-profesional-batteries-by-duracell.html>, fecha de último acceso: 30/11/2021**

**[19] María Quintanilla, Información obtenida de la página web Acústica Musical, 2019:**  
**<http://cpms-acusticamusical.blogspot.com/2009/10/analisis-armonico-el-teorema-de-fourier.html>, fecha de último acceso: 30/11/2021**

**[20] Información obtenida en Learn Adafruit, 2014:**  
**<https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gatt>, fecha de último acceso: 30/11/2021**

**[21] Olivia's Pc, Figura obtenida de la página web pcng médium, 2019:**  
**<https://pcng.medium.com/ble-protocol-stack-controller-2d2d5371deec>, fecha de último acceso: 30/11/2021**