



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Estudio sobre la utilización del material
piezorresistivo “velostat” para medir la frecuencia
respiratoria

Study on the piezo-resistant material “velostat” to
measure respiratory rate

Autor

Alberto Alonso Esteban

Directores

Raúl Igual Catalán

Javier Martínez Cesteros

Escuela Universitaria Politécnica de Teruel

2020-2021



Escuela Universitaria
Politécnica - Teruel
Universidad Zaragoza



Universidad
Zaragoza



Resumen

La frecuencia respiratoria es un parámetro fundamental en el campo de la salud y el bienestar para prevenir enfermedades respiratorias. La medición de esta frecuencia respiratoria se ha realizado mediante la fabricación de un sensor flexible con un material bastante novedoso como es el *velostat*.

Este material piezorresistivo permite detectar cambios en su resistencia cuando se presiona sobre él. Este es el principio físico en el que se basa el sensor para medir la frecuencia respiratoria, permitiendo así crear una diferencia de resistencia entre la inspiración y la expiración.

La idea de este proyecto es estudiar la viabilidad de este material para medir la frecuencia respiratoria. Para ello, se ha realizado un procesado automático de los datos experimentales obtenidos de diferentes pruebas sobre tres sujetos, con dos prototipos de sensor colocados en tres partes distintas del cuerpo humano y a diferentes frecuencias respiratorias.

Abstract

Respiratory rate is a fundamental parameter in the field of health and well-being to prevent respiratory diseases. A flexible sensor made of *velostat* to measure respiratory rate has been manufactured.

This piezo-resistive material allows detecting changes in its resistance when pressed. The physical principle of this sensor is the change in resistance values in inspiration and expiration phases.

This project aims to study the viability of this material to measure respiratory rate. For this, different tests have been carried out on three subjects with two prototypes placed in three different parts of the human body. Subjects were asked to breathe at different respiration rates. Automatic processing of the data was performed to obtain respiration rate from the registered signals.



Escuela Universitaria
Politécnica - Teruel
Universidad Zaragoza



Universidad
Zaragoza



Índice de contenidos

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación.....	1
1.2. Objetivos	1
2. MEDICIÓN DE LA RESPIRACIÓN HUMANA	2
2.1. Introducción a la monitorización de la frecuencia respiratoria	2
2.2 Aplicaciones de la medición de frecuencia respiratoria.....	3
2.3 Tecnologías vestibles empleadas para la monitorización de la frecuencia respiratoria (contact-based techniques).....	4
2.3.1. Tecnologías basadas en el flujo de aire respiratorio.....	6
2.3.2. Tecnologías basadas en los sonidos respiratorios	6
2.3.3. Tecnologías basadas en la temperatura del aire	6
2.3.4. Tecnologías basadas en la humedad del aire.....	7
2.3.5. Tecnologías basadas en componentes de aire	8
2.3.6. Tecnologías basadas en el análisis del movimiento del pecho.....	8
2.3.7. Tecnologías basadas en la modulación de la actividad cardíaca.....	9
2.4 Tecnologías ambientales empleadas para la monitorización de la frecuencia respiratoria (contactless techniques)	9
3. SENSORES PIEZORRESISTIVOS	10
3.1. Principio físico	10
3.2. Aplicaciones de los sensores piezorresistivos	11
4. VELOSTAT	11
5. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN.....	13
5.1. Introducción al circuito de adquisición	13
5.2. Filtro RC paso bajo.....	14
5.3. Circuito de adquisición mediante Arduino.....	16
6. PROTOTIPADOS	17



6.1. Introducción a los prototipados	17
6.2. Primer prototipo	17
6.3. Segundo prototipo	18
7. MATERIALES Y PROGRAMAS	18
7.1. Materiales	18
7.2. Programas informáticos.....	21
8. EXPERIMENTOS Y PROCESADO.....	22
8.1. Experimentos.....	22
8.2. Adquisición de datos	23
8.3. Procesado.....	23
9. RESULTADOS	25
9.1. Primer prototipo (sensor pequeño).....	25
9.2. Segundo prototipo (sensor grande).....	35
9.3. Tablas completas de los resultados	45
9.4. Conclusiones de los resultados.....	47
10. CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE FUTURO	48
11. REFERENCIAS.....	49

ANEXOS

Anexo I: Resultados del resto de pruebas.....	1
Anexo II: Conclusiones de los resultados.....	38
Anexo III: Código Arduino (anexo digital)	
Anexo IV: Códigos Matlab (anexo digital)	
Anexo V: Ficheros de las pruebas (anexo digital)	



Índice de figuras

Figura 1: Aplicaciones de la monitorización respiratoria [1].	4
Figura 2: Tecnologías de sensores de contacto directo (vestibles) [2].	4
Figura 3: Tecnologías ambientales más populares [6].	9
Figura 4: Lámina de velostat.	12
Figura 5: Esquema eléctrico del circuito. Figura 6: Realización del experimento.	13
Figura 7: Representación de la respiración en el osciloscopio sin el filtro RC.	14
Figura 8: Esquema eléctrico del circuito con el filtro RC.	15
Figura 9: Representación de la respiración en el osciloscopio con el filtro RC.	15
Figura 10: Esquema del montaje de la protoboard con el microcontrolador.....	16
Figura 11: Diagrama de flujo del programa de adquisición de datos.	16
Figura 12: Primer prototipo de sensor.	17
Figura 13: Segundo prototipo de sensor.	18
Figura 14: Velostat de 32 x 24 cm.	19
Figura 15: Cinta elástica de 76 x 5 cm.	19
Figura 16: Velcro de 13 x 5 cm.	19
Figura 17: Cinta adhesiva.	19
Figura 18: Resistencia de 18 k Ω (izquierda) y resistencia de 560 Ω (derecha).	20
Figura 19: Condensador electrolítico de 100 μ F.	20
Figura 20: Multímetro KAISE MY-63 con pinzas de cocodrilo.	20
Figura 21: Osciloscopio Tektronik TDS 210.	20
Figura 22: Fuente de tensión EP-603.	21
Figura 23: Elegoo Uno R3.	21
Figura 24: Pruebas realizadas con ambos prototipos.	22
Figura 25: Diagrama de flujo del procesado por software de los datos.	24
Figura 26: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.	26
Figura 27: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.	27
Figura 28: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.	27
Figura 29: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.	28
Figura 30: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.	28
Figura 31: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.	29
Figura 32: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.	29



Figura 33: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.	30
Figura 34: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.....	30
Figura 35: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.....	31
Figura 36: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.	31
Figura 37: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.	32
Figura 38: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.	32
Figura 39: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.	33
Figura 40: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.	33
Figura 41: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.....	34
Figura 42: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.....	34
Figura 43: Resultados 3º sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.....	35
Figura 44: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	36
Figura 45: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min....	36
Figura 46: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.	37
Figura 47: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.	37
Figura 48: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.	38
Figura 49: Resultados 1º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.	38
Figura 50: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	39
Figura 51: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min....	39
Figura 52: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.	40
Figura 53: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.	40
Figura 54: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.....	41
Figura 55: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.....	41
Figura 56: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	42
Figura 57: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min....	42
Figura 58: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.	43
Figura 59: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.	43
Figura 60: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.	44
Figura 61: Resultados 3º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.....	44



Índice de tablas

Tabla 1: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	26
Tabla 2: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.....	27
Tabla 3: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.	27
Tabla 4: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.	28
Tabla 5: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.....	28
Tabla 6: Resultados 1 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.	29
Tabla 7: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	29
Tabla 8: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.....	30
Tabla 9: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.	30
Tabla 10: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.	31
Tabla 11: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.....	31
Tabla 12: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.....	32
Tabla 13: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	32
Tabla 14: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.....	33
Tabla 15: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.	33
Tabla 16: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.	34
Tabla 17: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.	34
Tabla 18: Resultados 3 ^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.	35
Tabla 19: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.....	36
Tabla 20: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min....	36
Tabla 21: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.....	37
Tabla 22: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.....	37
Tabla 23: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.	38
Tabla 24: Resultados 1 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.	38
Tabla 25: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.	39
Tabla 26: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.	39
Tabla 27: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.	40
Tabla 28: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.	40
Tabla 29: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.	41
Tabla 30: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.	41
Tabla 31: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.	42



Tabla 32: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.....	42
Tabla 33: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.....	43
Tabla 34: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.....	43
Tabla 35: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.	44
Tabla 36: Resultados 3 ^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.	44
Tabla 37: Tabla completa de los resultados obtenidos con el primer prototipo.	45
Tabla 38: Tabla completa de los resultados obtenidos con el segundo prototipo.	46



Escuela Universitaria
Politécnica - Teruel
Universidad Zaragoza



Universidad
Zaragoza



1. INTRODUCCIÓN

1.1. Motivación

Este proyecto viene motivado por el interés que tiene monitorizar la respiración humana. Así mismo, también se desea ser partícipe en la realización de aplicaciones con un material tan novedoso y a la vez tan impredecible como es el *velostat*.

El mundo tecnológico está muy ligado al campo de la salud y el bienestar. La innovación en prótesis, sensores vestibles y otros elementos cada vez es más frecuente. En este caso, se va a emplear la tecnología *wearable* para monitorizar el ritmo respiratorio. Actualmente, este tipo de tecnología se está implementando para cualquier tipo de complemento que se puede llevar en el día a día.

La aplicación de este proyecto sería el primer paso que, en un futuro, podría dar lugar a la aparición de camisetas comerciales capaces de medir la respiración humana con este material, de manera similar a llevar relojes, pulseras y otros complementos que se utilizan en la actualidad para este fin.

1.2. Objetivos

El objetivo de este proyecto es realizar un estudio sobre la viabilidad de desarrollar un sensor con *velostat* capaz de medir la respiración humana.

El *velostat* también conocido como *Linqstat* es un material conductor de polímero sensible a la presión. Este material, al ser presionado, doblado o arrugado provoca una disminución de su resistencia. Precisamente, esta es la base del proyecto, detectar esos cambios de resistencia para así, posteriormente, una vez verificada la viabilidad de este estudio, pueda ser integrado en elementos textiles. De esta forma, será posible crear un sensor flexible con este material capaz de medir la respiración humana de manera sencilla, más usable y económica que aquellas soluciones que se encuentran en el mercado.



Para la consecución del objetivo principal se han realizado diversos prototipos de sensor para verificar que es posible detectar cambios de resistencia según la presión que se ejerza sobre el material. Es objeto de este proyecto el probar esos prototipos en diferentes ubicaciones del torso humano. Una vez diseñados los sensores, los cambios de presión tienen que ser traducidos a frecuencia respiratoria con la ayuda de un microcontrolador. Este microcontrolador va a permitir capturar los datos para posteriormente ser procesados de manera automática y obtener métricas objetivas que permitan determinar el nivel de prestaciones del sensor diseñado.

2. MEDICIÓN DE LA RESPIRACIÓN HUMANA

2.1. Introducción a la monitorización de la frecuencia respiratoria

La monitorización de la frecuencia respiratoria es esencial para muchos de los estudios realizados, entre otros, de sueño, deporte y salud en el trabajo. Permite obtener información de gran utilidad para la salud de las personas, incluyendo la detección de enfermedades respiratorias como puede ser el asma y enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. Además, puede identificar ataques o fallos del corazón [1].

La frecuencia respiratoria aporta información fundamental. Esta variable es medible y aplicable en numerosos ámbitos. Hay diferentes métodos para medirla, por esto mismo es complicado elegir el sensor específico o la técnica a emplear [2]. La búsqueda de nuevas metodologías para tomar medidas viene impulsada por el crecimiento de la demanda de dispositivos baratos que permitan monitorizar la respiración de los humanos. El desarrollo de sensores respiratorios permite reducir los costes de fabricación y simplificar sus diseños [3]. Actualmente, existen diferentes métodos para automatizar la monitorización con el objetivo de mejorar los actuales y que sean más fiables y precisos [4].

La necesidad de obtener una buena señal respiratoria es fundamental para que la monitorización respiratoria sea efectiva. Tiene un gran peso cuando se desea detectar las respiraciones por minuto, puesto que, si fuese de mala calidad, sería sumamente complicado distinguir si la persona está respirando o no [5].



2.2 Aplicaciones de la medición de frecuencia respiratoria

Actualmente la frecuencia respiratoria tiene muchos campos de aplicación en los que se estudian y desarrollan distintos sensores. Uno de los campos de aplicación es el de salud y seguridad en el trabajo. Obtener información de la respiración puede ser útil para prevenir riesgos o enfermedades profesionales en el ámbito de la salud. Para el caso del trabajo, la información de la respiración podría ayudar a prevenir accidentes de trabajo en conductores de máquinas industriales, autobuses o trenes, puesto que, recibirían información de su respiración en tiempo real.

La información de la respiración también se puede aplicar en el análisis de las emociones humanas, de tal manera que se pueda prevenir enfermedades mentales y en la atención a pacientes con trastornos mentales. Además, es frecuente que se emplee en informática para mejorar software de ingeniería permitiendo superar limitaciones en cuestionarios de usabilidad y para aportar experiencias web más personalizadas, ya que puede proporcionar la información sobre el comportamiento e interacciones de los consumidores. La monitorización puede contribuir a la identificación de emociones en tiempo real, que es un área de investigación activa en la industria de los videojuegos para generar experiencias de videojuegos dinámicas. Otro campo aplicable es en el de los deportes, permitiendo así monitorizar la actuación de los atletas durante sus actividades. Los datos obtenidos se podrían utilizar para mejorar su rendimiento o para detectar problemas de salud. Por último, otra aplicación menos común, es la evaluación de la salud de los soldados en combate. Permite proporcionar información sobre la integridad de los soldados, así como interpretar información del campo. Destacar que la monitorización respiratoria también se ha usado para situaciones de emergencia como rescatar o buscar personas con sensores ambientales para mayor rapidez y efectividad de intervención [1].

La Figura 1 muestra un resumen de las aplicaciones comentadas anteriormente y algunas otras en las que también se aplica la monitorización respiratoria.

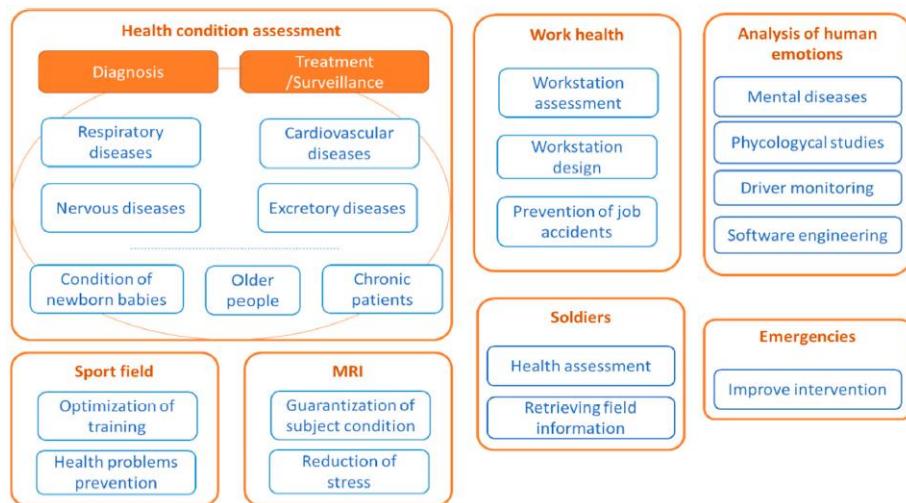


Figura 1: Aplicaciones de la monitorización respiratoria [1].

2.3 Tecnologías vestibles empleadas para la monitorización de la frecuencia respiratoria (contact-based techniques)

La existencia de numerosas tecnologías disponibles para medir frecuencia respiratoria permite desarrollar infinidad de estudios sobre la misma. Estas tecnologías se pueden clasificar en tecnologías vestibles y ambientales. En cuanto a las tecnologías vestibles, el sensor tiene que estar en contacto con el cuerpo del sujeto. En la Figura 2 se puede apreciar una clasificación de las tecnologías vestibles más habituales para la monitorización de la frecuencia respiratoria, remarcando el área en la que el sensor se posiciona en cada una de ellas.

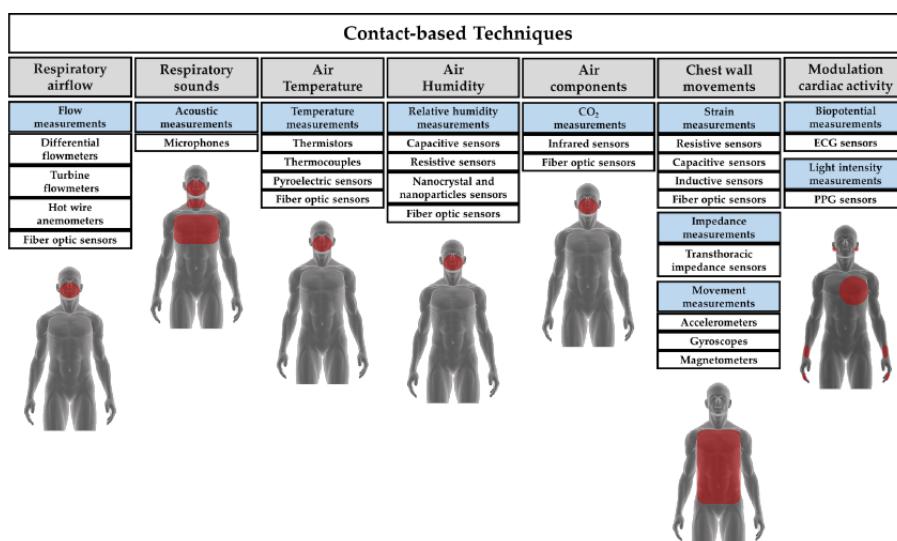


Figura 2: Tecnologías de sensores de contacto directo (vestibles) [2].



Al haber tantas tecnologías para obtener valores de frecuencia respiratoria, de acuerdo con Carlo Massaroni et al. [2] sería necesario realizar un resumen cualitativo de propiedades y características que contiene cada tecnología atendiendo a las propiedades metrológicas, las características del sensor y las posibles aplicaciones y sus características teniendo en cuenta las respiraciones por minuto habituales de las personas según la edad que posean.

- Propiedades metrológicas
 - Sensibilidad
 - Tiempo de respuesta
 - Linealidad de salida
 - Exactitud
- Características del sensor
 - Tamaño
 - Coste
 - Monitorización en tiempo real.
 - Intrusión de medidas que pueden limitar la actividad y el movimiento del individuo.
 - Sensibilidad a los movimientos del dispositivo que pueden dar lugar a respuestas erróneas de las medidas.
 - Influencia de factores medioambientales como humedad y temperatura.
- Posibles aplicaciones y sus características teniendo en cuenta las respiraciones por minuto a las que respira una persona según su edad, en este caso adultos (mayores de 65 años).
 - Respiración suave cuando la frecuencia respiratoria sea menor a 12 respiraciones por minuto.
 - Respiración pausada cuando la frecuencia respiratoria oscila entre las 12 y las 20 respiraciones por minuto.
 - Respiración rápida cuando sobrepasa las 21 respiraciones por minuto.

En los siguientes subapartados se van a describir cada una de las tecnologías recogidas en la Figura 2 según la posición del cuerpo en la que trabajan los diferentes sensores.



2.3.1. Tecnologías basadas en el flujo de aire respiratorio

Los sensores de flujo de aire respiratorio permiten medir el volumen corriente y la velocidad en la inhalación y exhalación para poder realizar una estimación de sus valores. Entre ellos, se encuentran los caudalímetros diferenciales que son sensores de presión que contienen una resistencia neumática a la entrada por donde fluye el aire. Esta resistencia permite que el caudal del aire se convierta en una caída de presión, pero es necesario otro elemento que mida este último valor, normalmente un neumotacógrafo. Otro de los sensores que se utilizan, similares a los anteriores son los caudalímetros de turbina que contienen algunos espirómetros. Estos sensores ofrecen buen rendimiento en la estimación de la duración de la inspiración y expiración. También se utilizan anemómetros de hilo caliente que intercambian el calor con el flujo de aire y se emplean para medir el ritmo respiratorio y la inhalación y exhalación, aunque son muy frágiles. Por último, están los caudalímetros basados en fibra óptica cuyo funcionamiento se basa en los cambios de luz que se producen cuando se dobla una fibra en la inhalación y exhalación, y se pueden emplear en aplicaciones donde hay fuertes campos electromagnéticos [2].

2.3.2. Tecnologías basadas en los sonidos respiratorios

La estimación de la frecuencia respiratoria se puede realizar con el sonido generado en la garganta-nariz de las personas en los procesos de inspiración y expiración. Se producen diferentes espectros dependiendo de la localización del sensor. Para medir estos sonidos se utilizan sensores acústicos colocados en la piel cuyo principio de funcionamiento se basa en la sensibilidad a los cambios físicos del entorno donde se coloca la fuente. Los sensores más frecuentes son los micrófonos, transductores que convierten la variación de presión acústica en señales eléctricas. Este tipo de sensores son interesantes, puesto que apenas tienen desventajas y se pueden incrustar en dispositivos vestibles [2].

2.3.3. Tecnologías basadas en la temperatura del aire

En la exhalación del aire, la temperatura del mismo es más cálida que en la inhalación que se encuentra a temperatura ambiente. La diferencia entre ambas puede alcanzar los 15 °C. Por ello, hay sensores de temperatura que permiten estimar la frecuencia respiratoria teniendo en cuenta esa diferencia de temperatura producida entre la



exhalación y la inhalación. Los sensores eléctricos más utilizados para la estimación de la frecuencia respiratoria son los termistores, los termopares y los piroeléctricos.

En primer lugar, están los termistores, que son resistencias dependientes de la temperatura. Existen dos tipos de termistores, los que tienen un coeficiente de temperatura negativo (NTC) que disminuyen su resistencia cuando aumenta la temperatura y los que tienen un coeficiente de temperatura positivo (PTC) que aumentan su resistencia conforme aumenta la temperatura. Este tipo de sensores destacan por la alta sensibilidad en los rangos de temperatura para la monitorización respiratoria en tiempo real, aunque son resistencias no lineales. Otro de los sensores utilizados son los termopares que son transductores formados por la unión de dos metales que producen una pequeña diferencia de potencial dependiente de la temperatura como consecuencia de un efecto termoeléctrico. Estos sensores se colocan en la nariz para monitorizar la temperatura durante la hipoapnea. Por último, están los sensores piroeléctricos, cuyo funcionamiento se basa en ser sometidos a un cambio de temperatura que produzca una polarización del dipolo causando una expansión térmica. Al igual que los termopares, también se utilizan para monitorizar la respiración a través de la nariz. La elección de cada uno de los sensores, depende del tiempo de respuesta deseado [2].

2.3.4. Tecnologías basadas en la humedad del aire

Esta tecnología se basa en la diferencia de cantidad de vapor de agua que se produce en la inhalación y exhalación de aire. El parámetro que mide la cantidad de vapor de agua es la humedad relativa (RH). Esta humedad relativa es menor en la inhalación que en la exhalación; por ello, se produce una diferencia de vapor de agua. Los sensores más comunes están basados en el cambio de la capacitancia o resistencia con la humedad relativa.

Por un lado, los sensores capacitivos toman medidas de la humedad relativa cuando se produce un cambio de la capacitancia entre los dos electrodos debido a la interposición de un material dieléctrico. Este tipo de sensores son los más utilizados para tomar mediciones de humedad relativa. El material dieléctrico normalmente es poroso. También puede ser cualquier otro que permita, por un lado, absorber el vapor de agua cuando la humedad relativa suba, y por otro, o desprender cuando ésta disminuya. Otro tipo de



sensores son los resistivos que basan su funcionamiento en el cambio de la impedancia eléctrica con la humedad. Tienen una respuesta muy buena para valores altos de frecuencia respiratoria, ya que su tiempo de respuesta es muy bajo [2].

2.3.5. Tecnologías basadas en componentes de aire

La tecnología de estos sensores se basa en la diferencia de contenido de dióxido de carbono en la inhalación y en la exhalación de aire. Estas variaciones permiten medir la frecuencia respiratoria mediante sensores químicos. En este ámbito destacan los sensores eléctricos y ópticos.

Los sensores de infrarrojos se caracterizan por tener una gran absorción. Por ello se utilizan para detectar CO₂ en ambientes gaseosos. El gas se distribuye por un tubo de luz y se mide la absorción de la longitud de onda de la luz [2].

2.3.6. Tecnologías basadas en el análisis del movimiento del pecho

Las tecnologías basadas en el movimiento del pecho analizan la contracción del diafragma al respirar produciendo una diferencia de presión al entrar aire a los pulmones. La contracción de los músculos intercostales provoca una elevación de las costillas que permite aumentar la cavidad torácica permitiendo así una mayor entrada de volumen de aire.

Uno de los sensores utilizados en esta tecnología son los sensores de esfuerzo que se emplean para traducir ciclos de expansión y contracción en la cavidad torácica en una señal con el fin de extraer un patrón de respiración y valores de frecuencia respiratoria. Dentro de estos sensores, destacan los resistivos (con los que se va a trabajar en este TFG), capacitivos e inductivos. Por otra parte, también se utilizan sensores de impedancia, en concreto, sensores transtorácicos en los que se produce un cambio de la resistencia eléctrica. Cuando se inspira, el volumen de aire en el pecho aumenta en comparación con el volumen del fluido, lo que hace que la conductividad decrezca. Por ello, se produce un incremento de la impedancia eléctrica durante la inspiración, la cual es aproximadamente lineal con el cambio del volumen respiratorio. Por último, también se utilizan sensores de movimiento y posición como acelerómetros, giróscopos y magnetómetros que permiten detectar movimientos del pecho [2].

2.3.7. Tecnologías basadas en la modulación de la actividad cardíaca

Para estas tecnologías se usan los electrocardiogramas (ECG) y los fotoplestismogramas (PPG), capaces de obtener valores de frecuencia respiratoria. Los sensores ECG son sensores biopotenciales que miden la actividad eléctrica generada por los potenciales de acción del corazón en cada latido. Mientras que, los sensores PPG son sensores de haz de luz sencillos que miden los cambios en el volumen de sangre de los tejidos [2]. A partir de los datos proporcionados por estos sensores es posible extraer también información de respiración.

2.4 Tecnologías ambientales empleadas para la monitorización de la frecuencia respiratoria (contactless techniques)

Tras haber comentado las tecnologías vestibles en el apartado anterior, a continuación, se comentarán algunas tecnologías ambientales que pueden ser de gran ayuda en distintos campos de investigación.

En la Figura 3 se muestra un listado con las tecnologías ambientales más utilizadas en el ámbito de la asistencia sanitaria, el entorno ocupacional y el deporte.

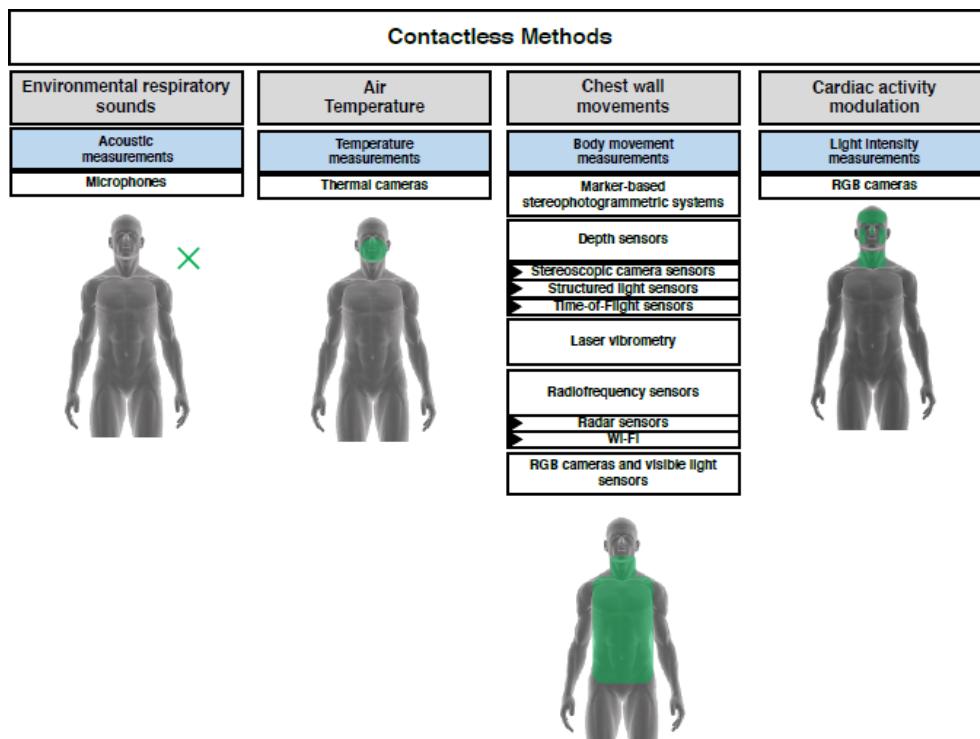


Figura 3: Tecnologías ambientales más populares [6].



Sin ánimo de ser exhaustivos, nombraremos algunas de las tecnologías ambientales más comunes para medir la frecuencia respiratoria. Las tecnologías basadas en sonidos respiratorios utilizan micrófonos como sensores acústicos para convertir los cambios de presión del aire en señales eléctricas que permitan el procesamiento de los datos de la inspiración y expiración. La diferencia con los sensores respiratorios vestibles es que en este caso están ubicados en el ambiente. En cambio, las tecnologías basadas en la temperatura del aire emplean sensores de temperatura para grabar datos del flujo de aire cerca de la nariz y de la boca. Las cámaras térmicas son principalmente las utilizadas para medir la frecuencia respiratoria teniendo en cuenta la diferencia entre el aire al inspirar y al expirar. Por otra parte, las tecnologías basadas en el movimiento del pecho utilizan seguimientos para obtener trayectorias que permitan capturar el movimiento. También se emplean sensores de profundidad para obtener información más profunda de las señales utilizando técnicas activas o pasivas, sensores láser y de radiofrecuencia. Por último, las tecnologías basadas en la modulación de la actividad cardíaca manejan cámaras RGB que permiten monitorizar remotamente la frecuencia respiratoria de las personas mediante la grabación de las caras de los humanos [6].

3. SENSORES PIEZORRESISTIVOS

Este tipo de sensor es el que se ha utilizado para medir la frecuencia respiratoria, puesto que, el *velostat* es un material piezorresistivo. A continuación, se va a describir el principio físico en el que se basa este tipo de sensores y los distintos tipos existentes.

3.1. Principio físico

Los sensores piezorresistivos basan su principio de operación en el efecto piezorresistivo producido en algunos materiales al someterlos a una deformación elástica. Este tipo de sensores son de aplicación en el campo de aplicaciones biológicas y biomédicas y en la industria pesada, aunque es en el campo de la robótica en el que su aplicación ha progresado notablemente [7].

La piezorresistividad es el cambio eléctrico de la resistividad de un semiconductor o de un metal cuando se somete a un esfuerzo mecánico. Para el caso de los semiconductores,



las variaciones en la concentración de portadores debido al esfuerzo mecánico afectará a los electrones de la banda de prohibición. Estos electrones tenderán a moverse a la banda de conducción. Mientras que, para los metales, las variaciones en la distancia interatómica será lo que provoque los cambios en la resistencia. Estos cambios de resistencia son menores que en los semiconductores [8].

3.2. Aplicaciones de los sensores piezorresistivos

Existe una extensa variedad de componentes para realizar sensores piezorresistivos, algunos de los más comunes son potenciómetros, galgas extensiométricas, termorresistencias o termistores. Algunos sensores piezorresistivos producen variaciones de resistencias bajas por lo que necesitan de amplificadores de instrumentación o la configuración de puente de Wheatstone para capturar las variaciones.

El sensor piezorresistivo se utiliza en múltiples aplicaciones. Sin ánimo de ser exhaustivos podemos citar los medidores de profundidad en entornos oceánicos para producir lecturas de profundidad de forma precisa [9]. Otra de las aplicaciones en la que se emplea este tipo de sensores es en el campo biomédico para medir la presión arterial [10]. Además, también se utilizan en instrumentos que miden la presión barométrica o en altímetros de aviones [11]. Por último, podemos citar la medida de niveles de petróleo y gas. Actualmente, también se integran en electrodomésticos cotidianos [12].

4. VELOSTAT

El *velostat* (ver Figura 4) es un material compuesto de polímeros impregnado de carbón negro para que sea conductor eléctrico [13]. Debido a su conductividad eléctrica, pertenece al grupo de los materiales piezorresistivos. Al doblarlo, arrugarlo o presionarlo, disminuye la resistencia del mismo, es decir, cuando se somete a esfuerzos mecánicos. Este material es impermeable, pero con el calor se podrían dañar sus propiedades. Al entrar en contacto dos capas de conductores que actúan como electrodos [14], permite detectar rangos de presiones extensos [15]. Esta idea es en la que se basa el diseño del sensor para medir frecuencia respiratoria.



Figura 4: Lámina de velostat.

Este tipo de materiales se utilizan para el desarrollo de sensores táctiles, los cuales requieren materiales poliméricos estables y un sistema de transducción de la señal eficiente y preciso. Las principales ventajas de este material son el rango de flexibilidad en cuanto a sus dimensiones, la estabilidad tanto mecánica como química y su bajo coste. Se puede utilizar especialmente para el diseño de sensores flexibles, muy demandados en mecatrónica y en aplicaciones biomédicas [16].

Los sensores flexibles piezorresistivos se emplean en robótica, sensores vestibles y en dispositivos de interacción hombre-máquina. Las ventajas más significativas de este tipo de sensores son su bajo coste de fabricación, la simplicidad para integrar circuitos y el proceso de adquisición de datos. Por el contrario, la principal desventaja de estos materiales es que las propiedades eléctricas cambian con el paso del tiempo y si se deforman luego no vuelven a su estado inicial. Estos factores limitan la precisión, repetitividad y habilidad para ser reemplazados. Por tanto, estos sensores no son adecuados para buscar precisión, repetitividad y fiabilidad cuando se deseen obtener medidas de presión o fuerza. Recientemente, se han implementado diferentes aplicaciones pero sus propiedades eléctricas y mecánicas son insuficientes para llevarlas a cabo con éxito [16].

El *velostat* es una opción relativamente económica para realizar sensores resistivos aplicados a la electrónica flexible, electrónica vestible y sensores matriciales para la distribución del peso o la fuerza en la superficie [14].

5. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN

5.1. Introducción al circuito de adquisición

Se ha realizado un circuito básico con un divisor de tensión formado por una resistencia fija y el sensor piezoresistivo conectados en serie con una fuente de tensión. El objetivo es leer con un microcontrolador la tensión de la resistencia fija, dependiente del valor de la resistencia del sensor en cada momento. La resistencia del sensor es variable dependiendo de la presión que se ejerza sobre el material, por lo que la tensión también será variable. Para este caso, tiene vital importancia controlar esos picos producidos en la inspiración y expiración.

En la implementación del circuito se ha introducido también una resistencia de $18\text{ k}\Omega$ para poder realizar el divisor de tensión (Figura 5). La alimentación se ha realizado con una fuente de tensión de 5 V, de tal manera que, el valor de la tensión medida en la resistencia fija se obtendrá obedeciendo a la fórmula del divisor de tensión (ecuación 1).

$$V_{fija} = \frac{R_{fija}}{R_{fija} + R_{sensor}} * V_{fuente} \quad (1)$$

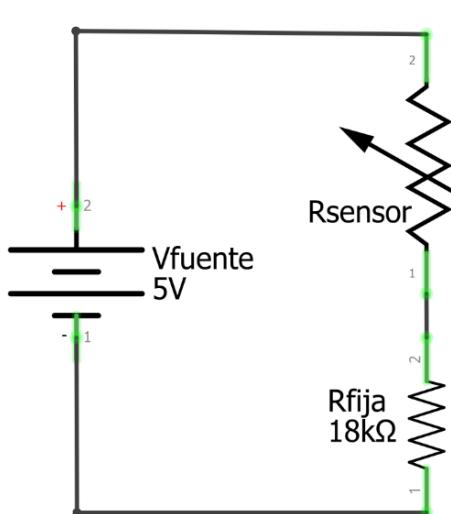


Figura 5: Esquema eléctrico del circuito.

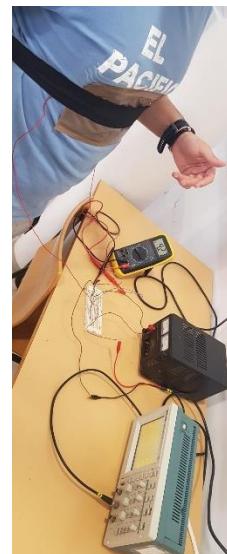


Figura 6: Realización del experimento.

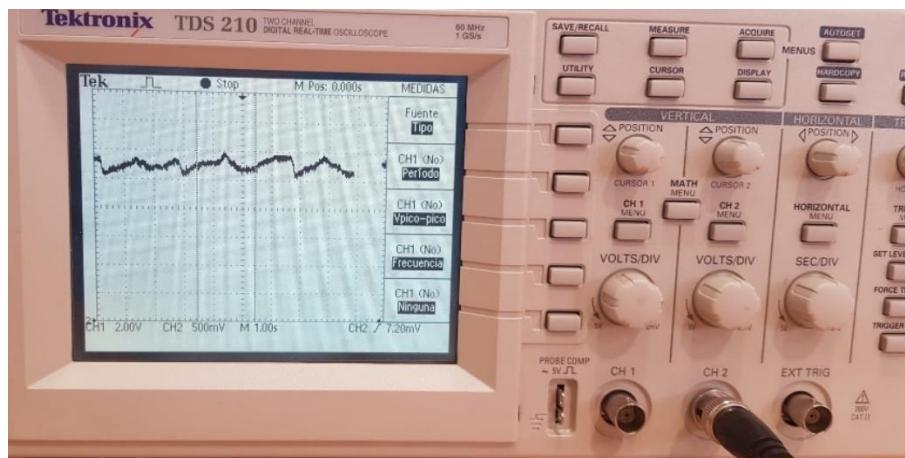


Figura 7: Representación de la respiración en el osciloscopio sin el filtro RC.

5.2. Filtro RC paso bajo

Los resultados observados a través del osciloscopio son bastante mejorables (ver en Figura 7), por lo que se ha diseñado un filtro pasivo. Los filtros pasivos son componentes cuya principal ventaja es que son sencillos de implementar y es, por esto mismo, por lo que se emplean para muchas aplicaciones.

Hay diversas configuraciones posibles para este tipo de filtros, pero la más simple es un filtro RC. Este tipo de filtro permite eliminar ciertas frecuencias de ruido que se pueden dar en medidas a alta frecuencia. Por tanto, se trata de un filtro paso bajo. Este filtro se basa en colocar en serie una resistencia y un condensador que a su vez están en paralelo con el elemento al que se le quiere eliminar o reducir el ruido (ver en Figura 8). La tensión de salida será aquella que adquiera el condensador. Cuando la señal es de baja frecuencia, la impedancia del condensador es muy alta (tiende a infinito). Si la señal es de alta frecuencia, la impedancia del condensador es prácticamente cero, por lo que la tensión también se aproxima a cero. Así pues, el ruido se habrá eliminado de la señal, obteniendo sólo las bajas frecuencias. La señal de respiración es de muy baja frecuencia. Por tanto, un filtro paso bajo es útil en este caso.

El aspecto más importante del filtro RC paso bajo es la frecuencia de corte, el valor límite de la frecuencia para el que las frecuencias que lo superen, queden eliminadas. El valor de la frecuencia de corte para este tipo de filtrado se obtiene tal y como se indica en la ecuación 2.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

En el caso que nos ocupa, es necesario elegir los componentes del filtro RC. Se fija una frecuencia de corte de 3 Hz, puesto que la frecuencia respiratoria es inferior. Además, se fija el condensador a 100 μ F para poder obtener el valor de la resistencia a colocar en serie (ecuación 3).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi * 3 \text{ Hz} * 100e - 6 F} = 530.52 \Omega \quad (3)$$

Finalmente, la resistencia elegida es de 560 Ω teniendo en cuenta los valores normalizados de las resistencias y las disponibles en el laboratorio. Tras añadir este filtro RC, el ruido se ha visto reducido notablemente en la visualización de la frecuencia respiratoria en el osciloscopio como se puede apreciar en la Figura 9.

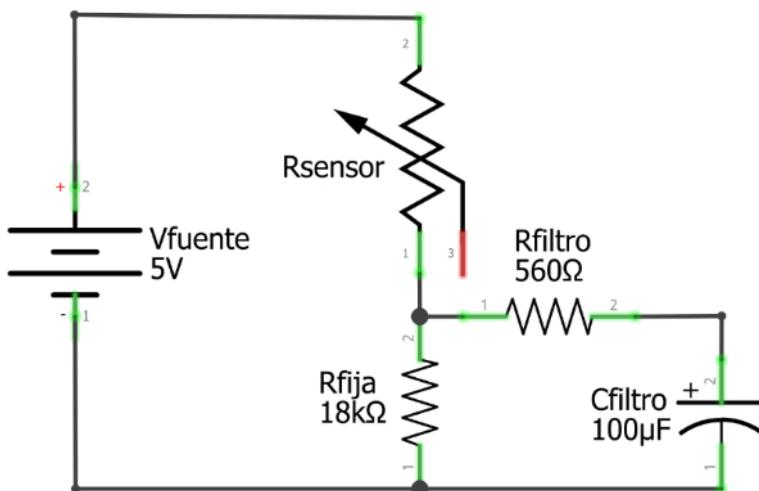


Figura 8: Esquema eléctrico del circuito con el filtro RC.

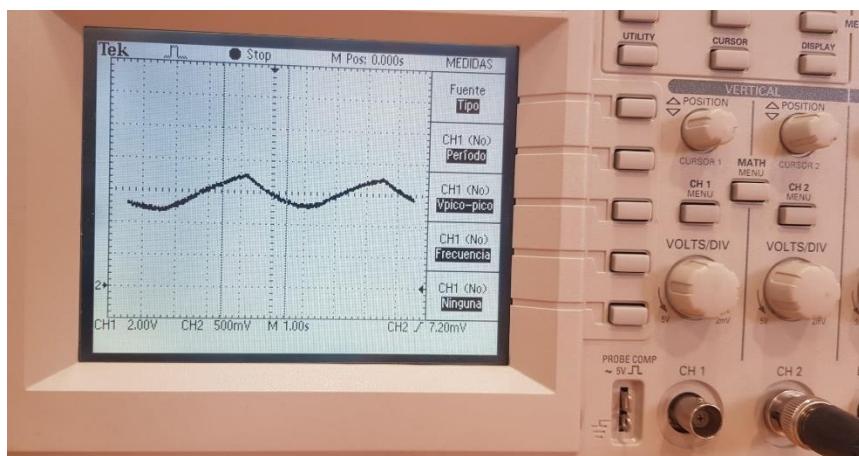


Figura 9: Representación de la respiración en el osciloscopio con el filtro RC.

5.3. Circuito de adquisición mediante Arduino

Una vez comprobado que es posible detectar picos de respiración en el osciloscopio, un microcontrolador Arduino será el que procese la tensión del circuito. Por tanto, este microcontrolador sustituirá a la fuente, en cuanto a tensión se refiere, y también sustituirá al osciloscopio, en cuanto a visualización, mediante el *Serial Plotter*. De esta manera, es posible obtener los datos de unidades del ADC de la resistencia fija de manera instantánea por el puerto serie. Una vez comprobado que los datos son correctos, se extraen en formato *.txt* para la representación de los diferentes experimentos y el procesado de datos posterior. A continuación, en la Figura 10, se muestra el montaje sencillo realizado.

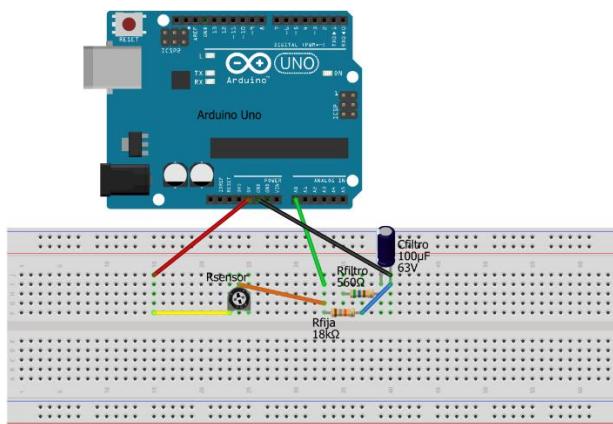


Figura 10: Esquema del montaje de la protoboard con el microcontrolador.

Para facilitar la comprensión del proceso de adquisición de datos se ha realizado el diagrama de flujo de la Figura 11 del programa realizado en Arduino IDE adjuntado en el Anexo digital “ANEXO II – Código Arduino”.

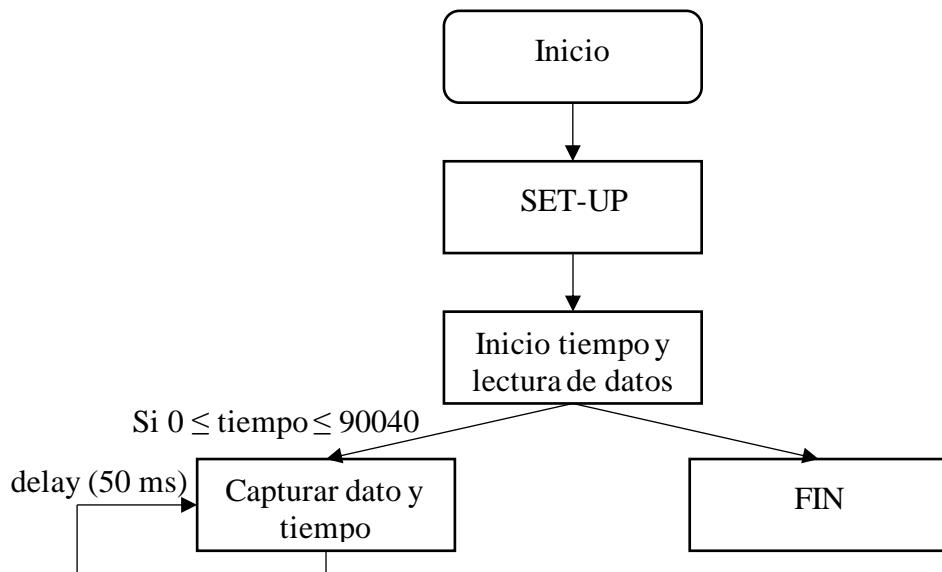


Figura 11: Diagrama de flujo del programa de adquisición de datos.



6. PROTOTIPADOS

6.1. Introducción a los prototipados

El diseño del sensor flexible con *velostat* tiene el objetivo de poder realizar mediciones respiratorias con un sensor de bajo coste y sencillo de fabricar. Este diseño está basado en la creación de diferentes capas del material en contacto con dos conductores eléctricos y unido entre sí con un material aislante, creando una especie de “sándwich” [17].

6.2. Primer prototipo

El primer prototipo de sensor (ver Figura 12) se realizó con el objetivo de que se pudiese incluir en una banda elástica como la que se utiliza actualmente para ciclismo y otras actividades deportivas. Para ello, a una cinta elástica, se le cosió otro trozo pequeño de cinta, de tal manera que fuera como un bolsillo para ubicar el sensor.

En un principio, el material aislante era cinta americana, pero al construir el sensor se quedaba rígido provocando así que fuese más difícil de doblar. Por tanto, se decidió probar con cinta adhesiva de color marrón. El resultado fue mucho mejor porque aportaba más flexibilidad y el rango de valores al hacer presión sobre él era mayor y se conseguía prácticamente anular la resistencia al hacer mucha presión con la mano.

Al incluirlo en la cinta el resultado fue el mismo, el rango de valores del segundo de ellos era mayor que el otro. Este rango es de vital importancia, puesto que, cuanto mayor es, más fácil será diferenciar los momentos de inspiración y expiración, de ahí el hincapié realizado sobre él.



Figura 12: Primer prototipo de sensor.



6.3. Segundo prototipo

El segundo prototipo de sensor (Figura 13) se realizó con trozos más grandes de material *velostat*, de tal manera que la superficie que abarca el sensor fue mayor. Al igual que el segundo de los modelos del primer prototipado, éste también fue realizado con cinta adhesiva marrón debido al mejor comportamiento ofrecido.



Figura 13: Segundo prototipo de sensor.

7. MATERIALES Y PROGRAMAS

7.1. Materiales

Para implementar los prototipos se han utilizado varios materiales:

- *Velostat*: Material piezorresistivo de polímero cubierto de carbón negro, que permite la conductividad eléctrica a través del material. Se comporta de manera que, al ser presionado, su resistencia disminuye. Las características que posee dicho material son las siguientes [18]:

- Límites de temperatura: -45°C a 65°C
- Resistencia transversal: < 500 Ωcm
- Resistencia superficial: < 31000 Ω/cm²
- Dimensiones: 32 x 24 cm

La pieza de *velostat* se ha dividido en tres partes de 8 x 24 cm para formar tres capas para obtener mayor fiabilidad en las medidas, a pesar de aumentar la resistencia del sensor con *velostat* (Figura 14).



Figura 14: Velostat de 32 x 24 cm.

- Cinta elástica: Cinta a la que posteriormente se le ha cosido un bolsillo de 15 x 3 cm para incrustar uno de los prototipos, cuyas dimensiones son de 76 x 5 cm (Figura 15).



Figura 15: Cinta elástica de 76 x 5 cm.

- Velcro: Sistema de cierre cosido a la cinta elástica que permite ajustarse a distintas personas (Figura 16).



Figura 16: Velcro de 13 x 5 cm.

- Cinta adhesiva: Elemento con el cual se ha pegado el *velostat* con el cable conductor formando el “sándwich” y dando lugar al sensor (Figura 17).



Figura 17: Cinta adhesiva.



- Resistencias: Se han empleado dos resistencias: una de $18\text{ k}\Omega$ para el divisor de tensión y otra de $560\text{ }\Omega$ para el diseño del filtro paso bajo (Figura 18).



Figura 18: Resistencia de $18\text{ k}\Omega$ (izquierda) y resistencia de $560\text{ }\Omega$ (derecha).

- Condensador: Condensador electrolítico de $100\text{ }\mu\text{F}$ para el diseño del filtro (Figura 19).



Figura 19: Condensador electrolítico de $100\text{ }\mu\text{F}$.

- Multímetro KAISE MY-63: Aparato con el que inicialmente se han ido realizando las mediciones de la variabilidad de la resistencia y de la tensión para verificar que se producían cambios que pudiesen ocasionar picos para detectar la frecuencia respiratoria (Figura 20).



Figura 20: Multímetro KAISE MY-63 con pinzas de cocodrilo.

- Osciloscopio Tektronik TDS 210: Instrumento de visualización electrónico que permite representar las señales en el tiempo. En este caso, ha sido posible ver en tiempo real los picos que se producían en las inspiraciones y expiraciones (Figura 21).

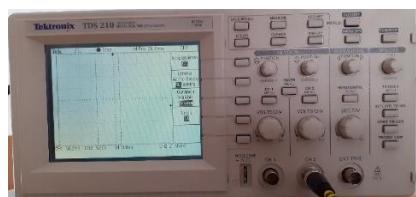


Figura 21: Osciloscopio Tektronik TDS 210.



- Fuente de tensión Manson EP-603: Dispositivo que permite alimentar al circuito electrónico (Figura 22).



Figura 22: Fuente de tensión EP-603.

- Elegoo Uno R3: Placa hardware de circuito impreso basada en un microcontrolador que permite alimentar por puerto USB el circuito electrónico y cuenta con 14 pines digitales y 6 pines analógicos (Figura 23).



Figura 23: Elegoo Uno R3.

7.2. Programas informáticos

Los diferentes programas que se han utilizado en este trabajo fin de grado han sido:

- Arduino IDE [19]: Software de código abierto que permite programar la placa Arduino.
- Fritzing [20]: Hardware de código abierto utilizado para el diseño de circuitos electrónicos de forma esquemática, en protoboard, en PCB y con lenguaje de código.
- Coolterm [21]: Programa informático de distribución gratuita (freeware) que permite la comunicación por el puerto serie con el fin de intercambiar datos con el hardware conectado. En este caso, se ha utilizado para guardar las mediciones en un archivo .txt con el fin de que puedan ser procesadas de manera gráfica.
- Matlab [22]: Software de programación y cálculo matemático. En este caso, se ha utilizado para la representación de las mediciones tomadas con el microcontrolador.

8. EXPERIMENTOS Y PROCESADO

8.1. Experimentos

Los prototipos citados anteriormente se han utilizado para realizar diferentes experimentos para evaluar la frecuencia respiratoria. Dichos experimentos se han realizado con ambos prototipos a tres personas, a diferentes velocidades de respiración y en diferentes partes del cuerpo.

Las tres personas elegidas han sido tres varones; dos de 22 años (1^{er} y 2^º sujeto) y uno de 60 años (3^{er} sujeto). Así pues, es posible comparar los resultados con dos sujetos de la misma edad y otro de distinta edad. Como se ha comentado anteriormente, las pruebas se han realizado a distintas velocidades de respiración con una duración total de 90 segundos. Las velocidades elegidas han sido 3, 5, 8, 10, 15 y 20 respiraciones por minuto (resp/min) al son de un metrónomo [23]. Este metrónomo ha sido configurado durante 90 segundos con 2 tiempos para inspiración y expiración y, por tanto, con el doble del número de respiraciones deseadas puesto que hay 2 tiempos. Además, se han realizado experimentos ubicando los sensores en tres partes del cuerpo: en la tripa, en la zona superior de la espalda y en el pecho (esternón). Todo ello, se ha realizado con el primer prototipo (pequeño) y también se ha repetido con segundo prototipo (grande).



Figura 24: Pruebas realizadas con ambos prototipos.



8.2. Adquisición de datos

Una vez realizado el programa de Arduino a cargar en el microcontrolador, es imprescindible capturar los datos que se están tomando durante la realización de la prueba. Por ello, la captura de los datos se ha realizado con ayuda de un software informático llamado Coolterm. Este programa permite guardar los datos de las pruebas en un archivo .txt de forma sencilla. Basta con ir a *Connection - Capture to Text/Binary file - Guardar* en el directorio deseado. Una vez realizado esto, simplemente hay que hacer *click* en *Connect* para que se empiece a ejecutar el programa creado en Arduino IDE y dé comienzo la realización de la prueba. Al ejecutarse el programa, irán apareciendo los datos en la pantalla que posteriormente serán almacenados en el archivo .txt generado.

8.3. Procesado

Tras los experimentos realizados, se han extraído los datos registrados para verificar los resultados. La representación se ha realizado con Matlab debido a su potencial en cálculo matemático.

En primer lugar, los datos previamente almacenados en un archivo .txt se leen en este software informático para ser procesados. Una vez obtenida la gráfica de la respiración, se ha eliminado la tendencia de los datos para centrar el análisis en las fluctuaciones de los mismos en vez de sobre la tendencia (esta tendencia es habitual en los sensores de respiración y se debe al movimiento del sujeto o del sensor [24]). De esta forma, la función *detrend* [25] fuerza la media a cero y reduce la variación general en los datos. En algunas gráficas obtenidas aparece una cantidad pequeña de ruido indeseable, por lo que se ha optado por reducir ese ruido con la función *wdenoise* [26] que utiliza un método basado en la transformada *Wavelet* para eliminar las altas frecuencias. Finalmente, aplicando tanto la línea de tendencia como la reducción de ruido, se han buscado los picos de la gráfica para obtener la frecuencia respiratoria con la función *findpeaks* [27]. Esta función permite encontrar los picos a lo largo de un periodo de tiempo. Como en ocasiones se producen pequeños picos en la respiración que no son deseados, el parámetro *MinPeakProminence* permite filtrar dichos picos para lograr una mayor exactitud a la hora de obtener la frecuencia respiratoria.

Una vez obtenidos los picos de frecuencia es posible obtener la frecuencia respiratoria y compararla con la teórica para establecer un criterio de error. En primer lugar, se obtiene la duración exacta de la prueba, teniendo en cuenta el número de datos adquiridos y el periodo de muestreo que se realiza cada 50 ms (ecuación 4).

$$t(s) = n^o \text{ datos} * T_s(s) \quad (4)$$

Para calcular la frecuencia respiratoria basta con realizar el cociente entre el número de picos y el tiempo obtenido anteriormente (ecuación 5).

$$\text{frecuencia respiratoria}(resp/min) = \frac{n^o \text{ picos}(resp)}{\text{tiempo}(s)} * \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}} \quad (5)$$

Para facilitar la comprensión del procesado mediante software de los datos se ha realizado el diagrama de flujo de la Figura 25 del programa realizado en Matlab adjuntado en el Anexo digital “ANEXO III – Códigos Matlab”.

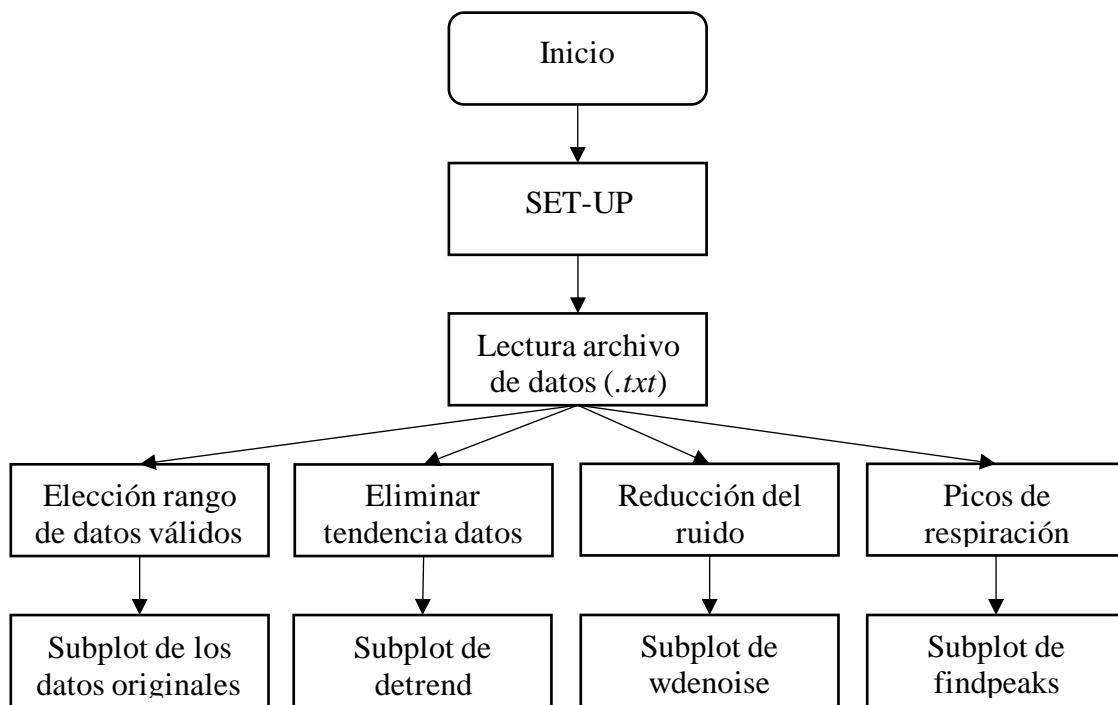


Figura 25: Diagrama de flujo del procesado por software de los datos.

9. RESULTADOS

Los resultados obtenidos son fruto de la realización de los diferentes experimentos con cada una de las personas con ambos prototipos y a distintas velocidades. En algunos casos, se han recortado algunos datos adquiridos al inicio de la prueba, previos a la calibración. Para dar validez a los mismos, se obtendrá el error relativo en la toma de mediciones. Como bien se ha mencionado anteriormente, la obtención de las gráficas se ha realizado en Matlab. Para cada una de ellas, se ha tenido que modificar algún aspecto del programa como el rango de valores deseados para ambos ejes, la longitud de los ejes (*axes*) y la distancia mínima de los picos (*MinPeakProminence*).

Tal y como se ha descrito anteriormente, para dar validez a los resultados se va a calcular, por un lado, el error absoluto de cada medida tal y como se describe en la ecuación 6 y, por otro, el error relativo expresado en porcentaje de cada una de las gráficas obtenidas de cada medición de la forma expresada en la ecuación 7.

$$\text{Error Absoluto } (\varepsilon_a) = | \text{Valor real} - \text{Valor medido} | \quad (6)$$

$$\text{Error Relativo } (\varepsilon_r) = \frac{| \text{Valor real} - \text{Valor medido} |}{\text{Valor real}} * 100 \quad (7)$$

A continuación, en los dos siguientes apartados se pueden ver los resultados obtenidos de las pruebas realizadas con cada sensor. Se pueden visualizar aquellas realizadas con una frecuencia respiratoria de entre 5 y 10 respiraciones por minuto. Las demás pruebas realizadas se incluyen en el Anexo I.

9.1. Primer prototipo (sensor pequeño)

En este apartado se muestran los resultados de validar el prototipo de sensor pequeño para los tres sujetos y dos de las frecuencias respiratorias estudiadas:

- Sujeto 1: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 26, Tabla 1), la espalda (Figura 28, Tabla 3) y la tripa (Figura 30, Tabla 5).
- Sujeto 1: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 27, Tabla 2), la espalda (Figura 29, Tabla 4) y la tripa (Figura 31, Tabla 6).

- Sujeto 2: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 32, Tabla 7), la espalda (Figura 34, Tabla 9) y la tripa (Figura 36, Tabla 11).
- Sujeto 2: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 33, Tabla 8), la espalda (Figura 35, Tabla 10) y la tripa (Figura 37, Tabla 12).
- Sujeto 3: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 38, Tabla 13), la espalda (Figura 40, Tabla 15) y la tripa (Figura 42, Tabla 17).
- Sujeto 3: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 39, Tabla 14), la espalda (Figura 41, Tabla 16) y la tripa (Figura 43, Tabla 18).

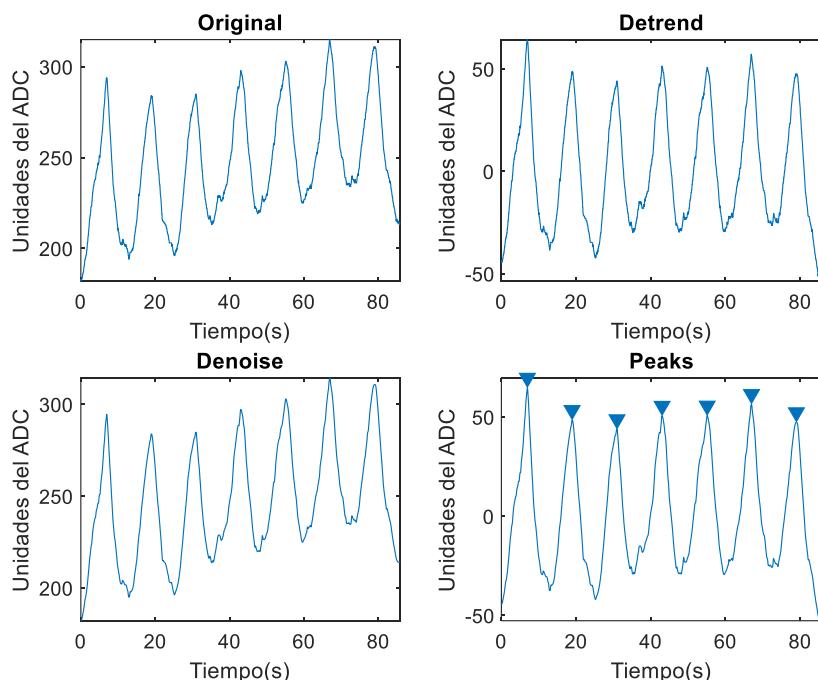


Figura 26: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1702	7	85,10	4,94	0,065	1,29

Tabla 1: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

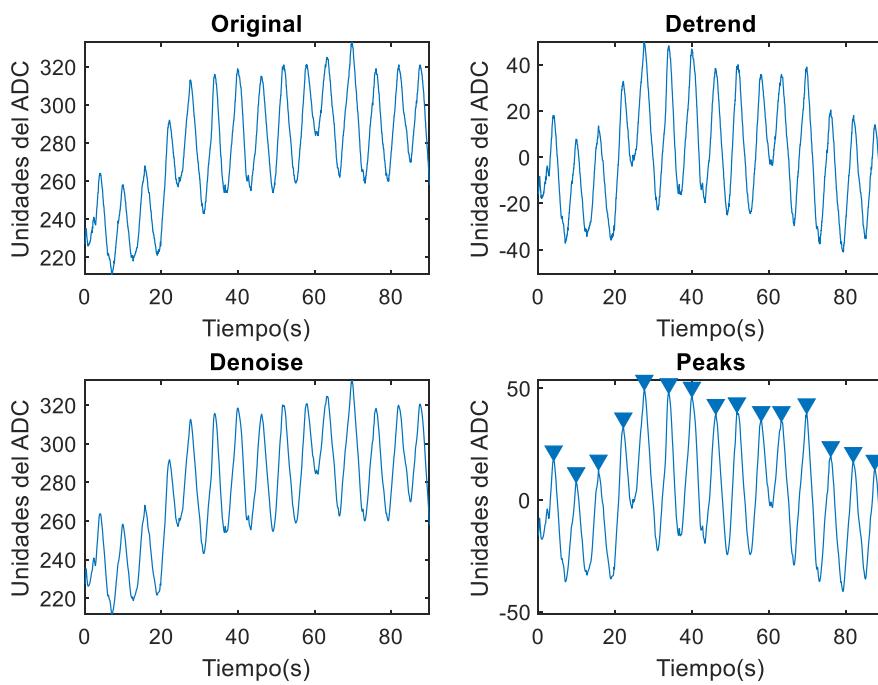


Figura 27: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 2: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

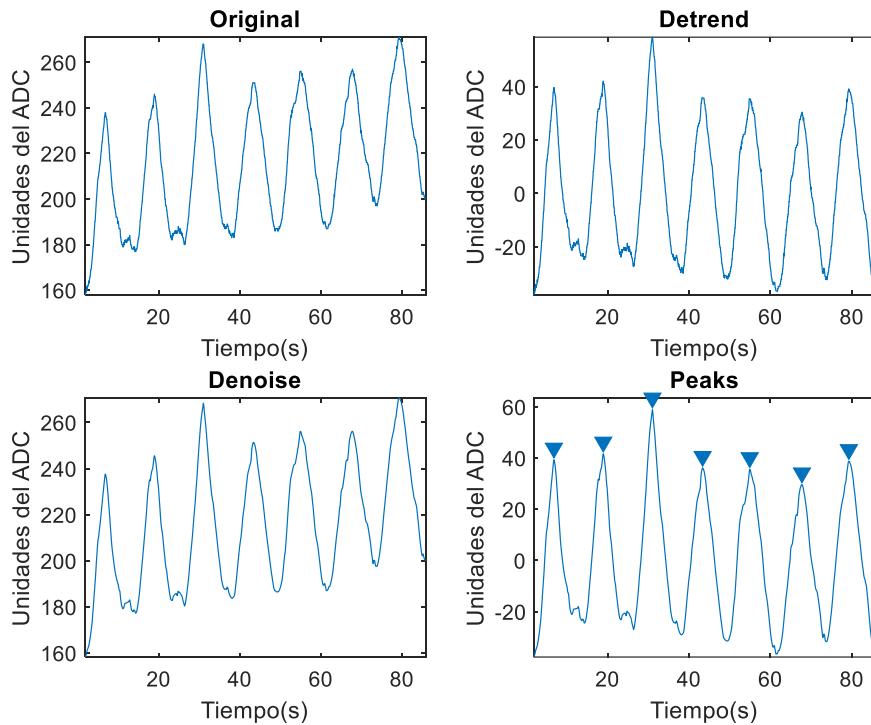


Figura 28: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1665	7	83,25	5,05	0,045	0,90

Tabla 3: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

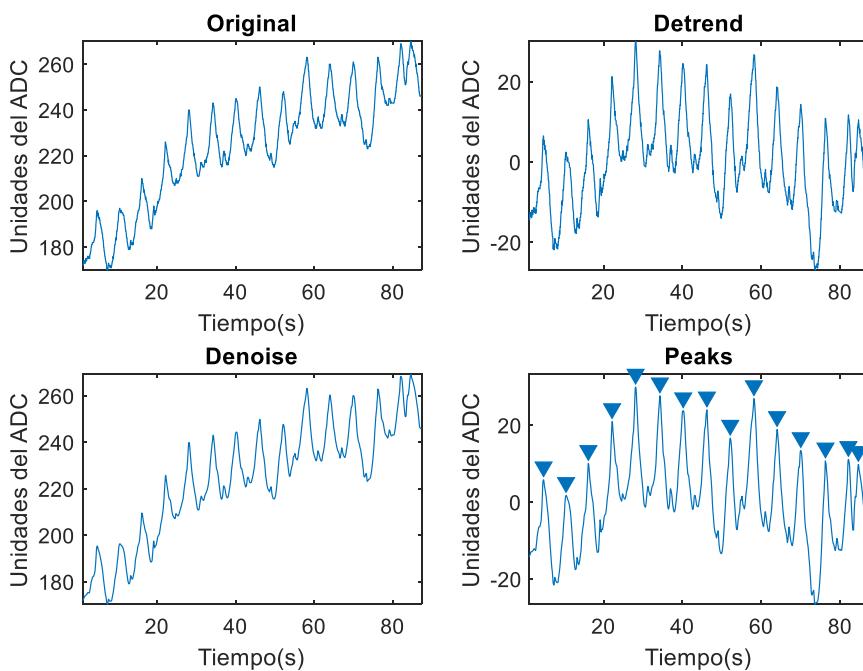


Figura 29: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1710	15	85,50	10,53	0,526	5,26

Tabla 4: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

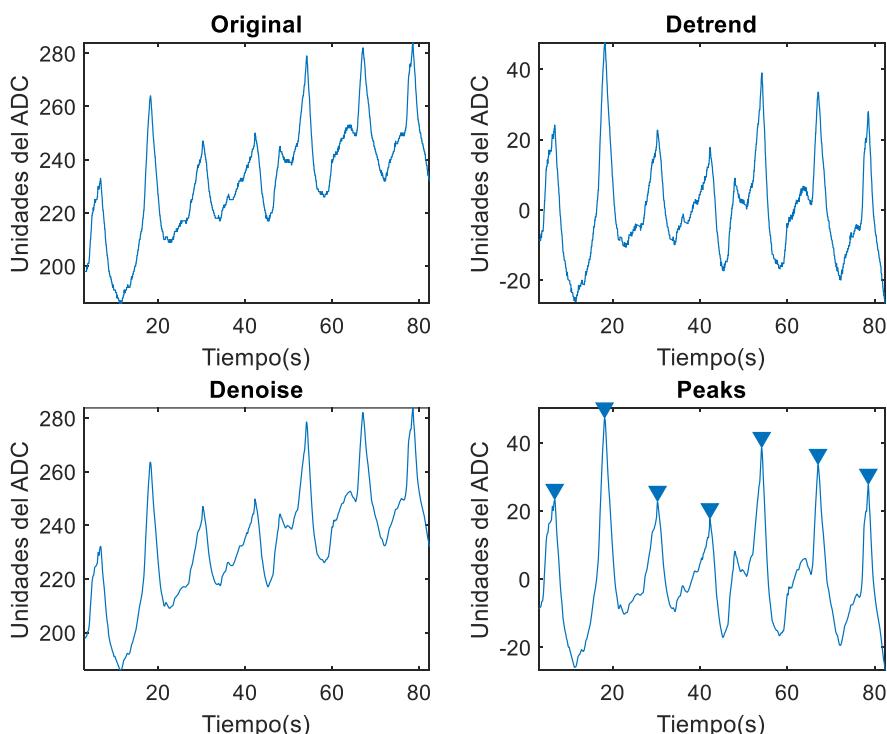


Figura 30: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1571	7	78,55	5,35	0,347	6,94

Tabla 5: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

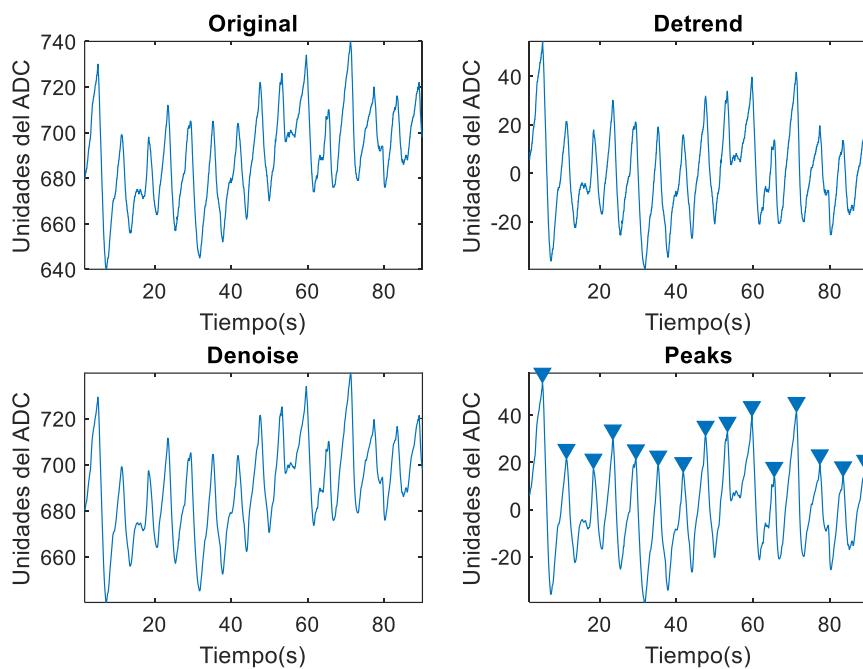


Figura 31: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1750	15	87,50	10,29	0,286	2,86

Tabla 6: Resultados 1^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

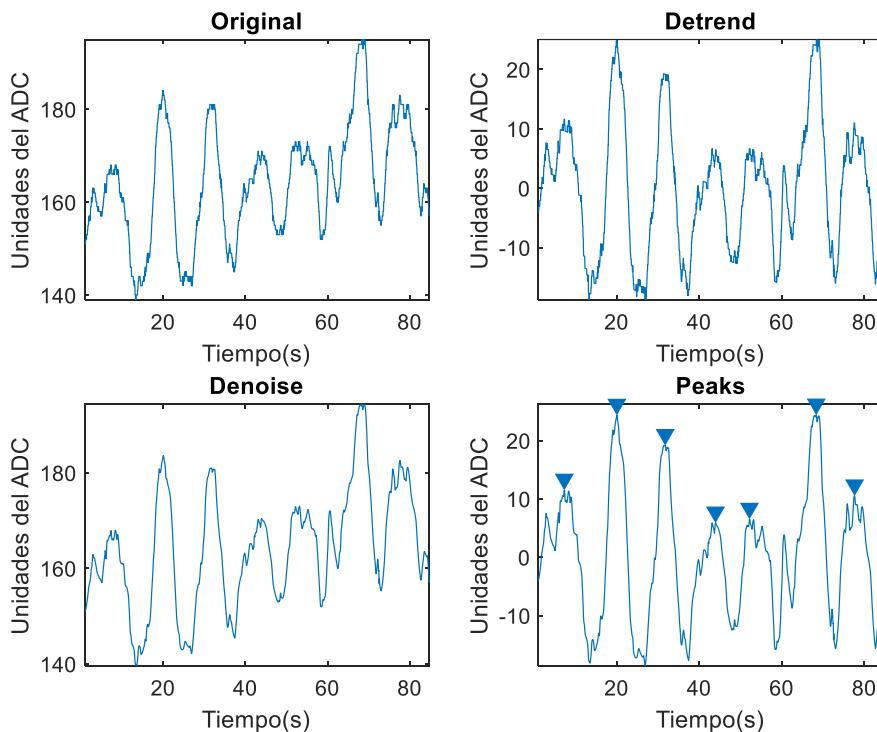


Figura 32: Resultados 2^º sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
15	1659	7	82,95	5,06	0,063	1,27

Tabla 7: Resultados 2^º sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

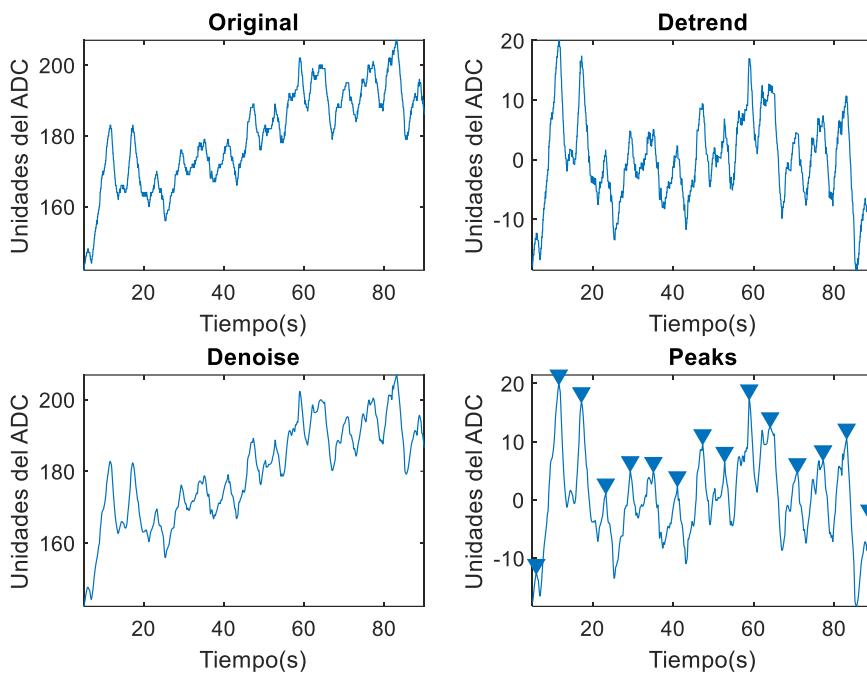


Figura 33: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
3	1684	15	84,20	10,69	0,689	6,89

Tabla 8: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

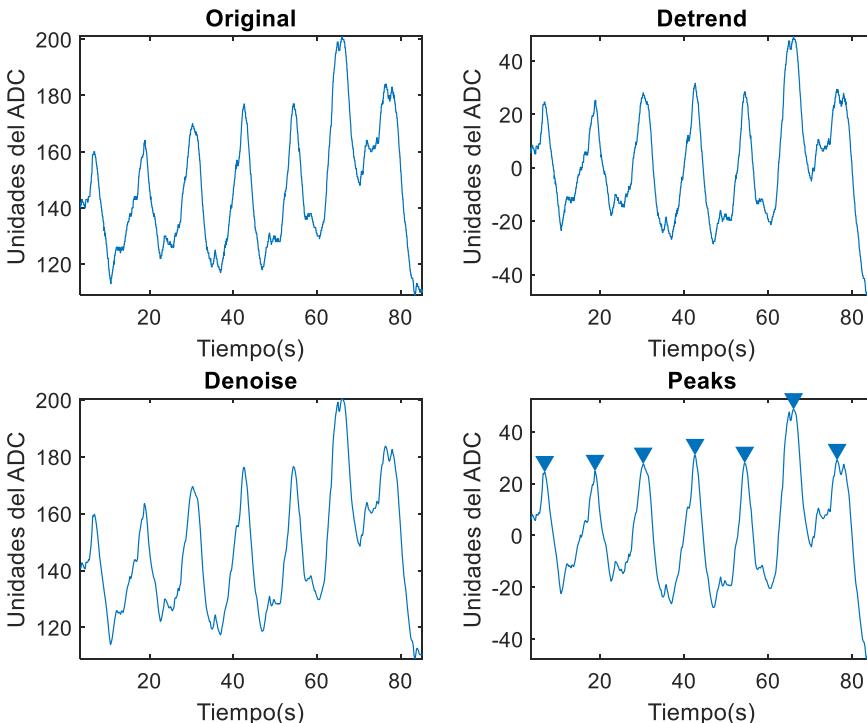


Figura 34: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
15	1619	7	80,95	5,19	0,188	3,77

Tabla 9: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

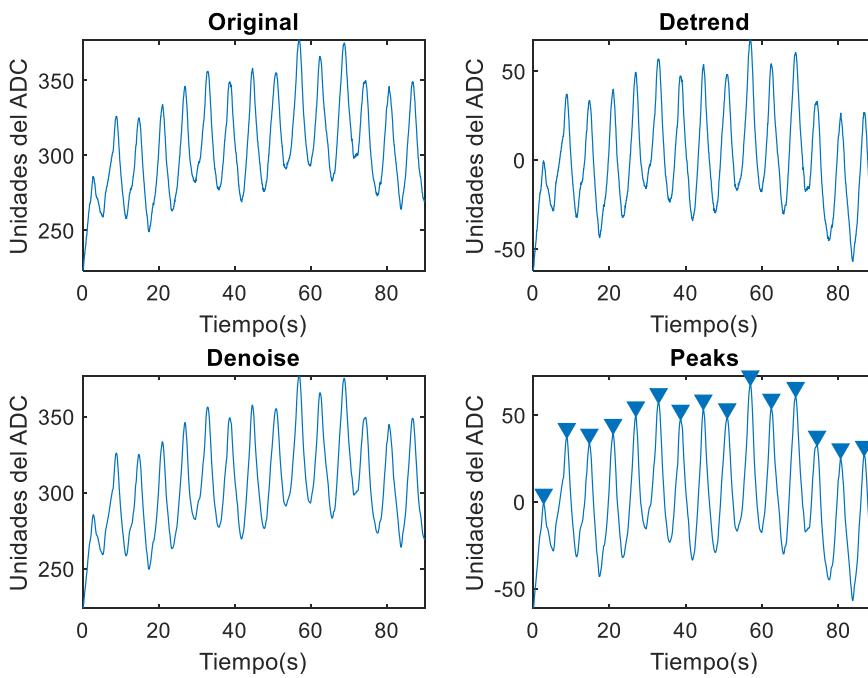


Figura 35: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
8	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 10: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

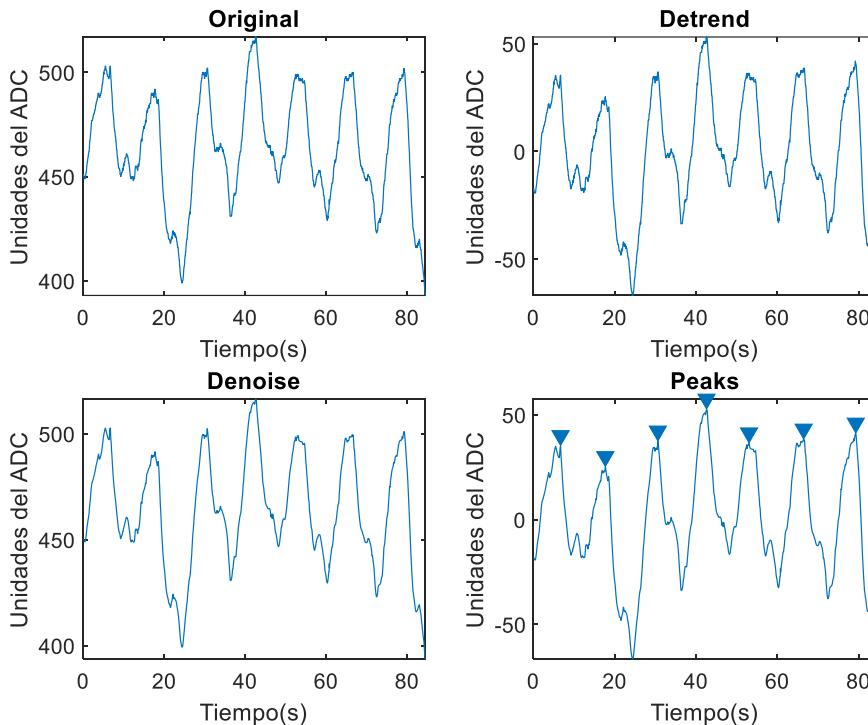


Figura 36: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1674	7	83,70	5,02	0,018	0,36

Tabla 11: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

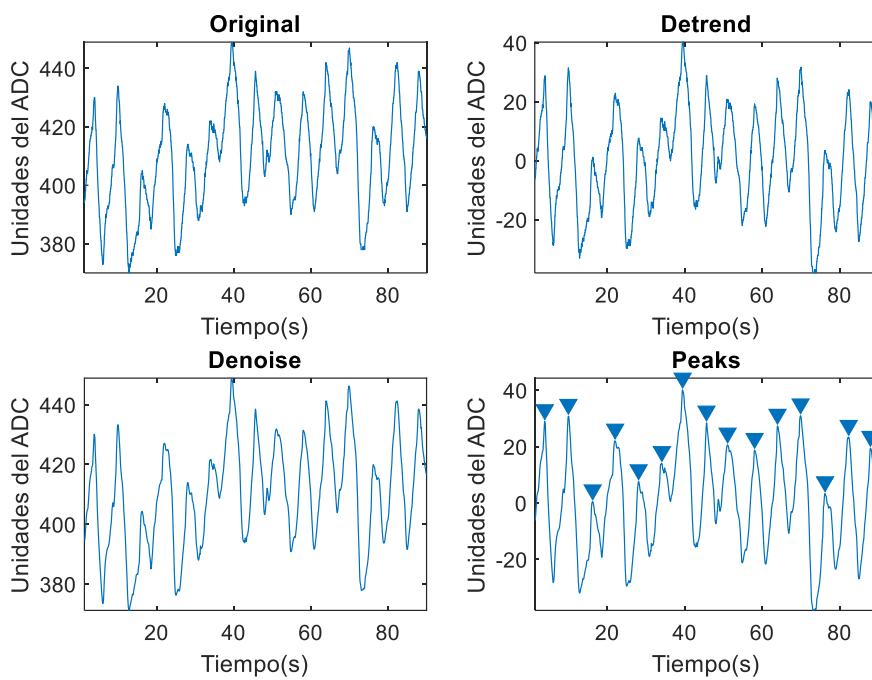


Figura 37: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1758	15	87,90	10,24	0,239	2,39

Tabla 12: Resultados 2º sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

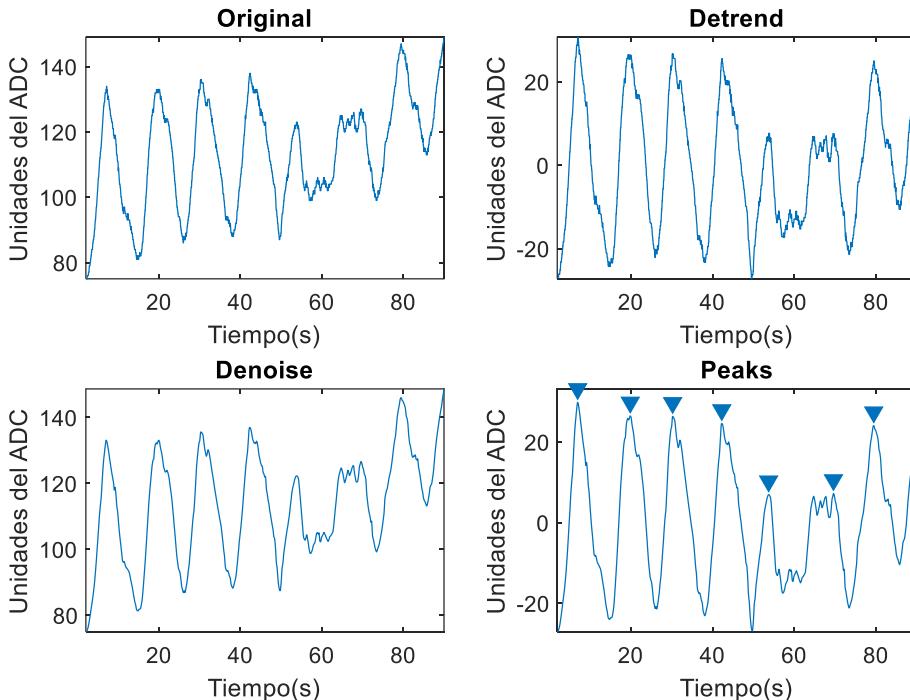


Figura 38: Resultados 3er sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1662	7	83,10	5,05	0,054	1,08

Tabla 13: Resultados 3er sujeto con primer prototipo en el esternón a 5 resp/min.

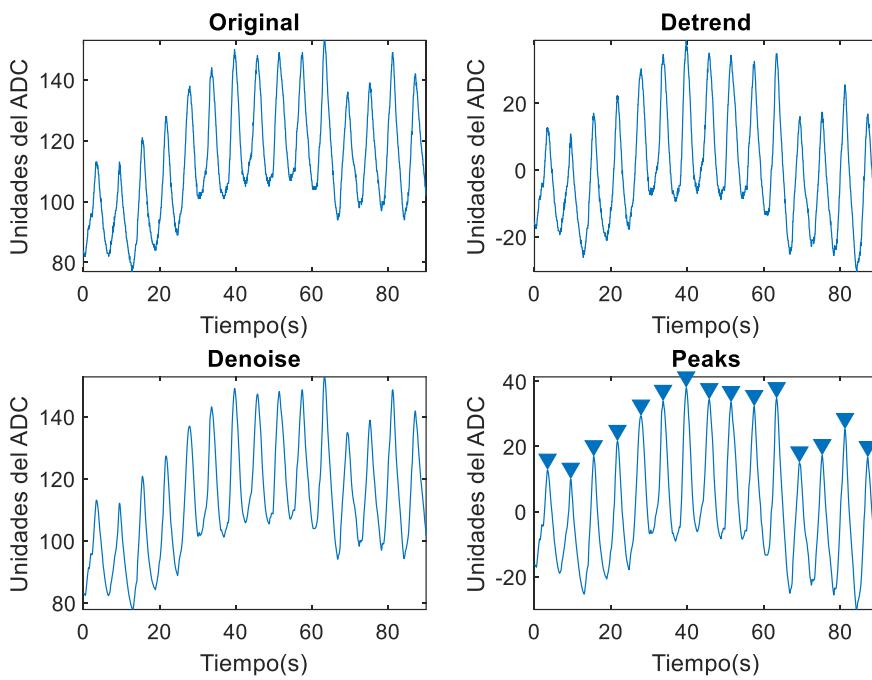


Figura 39: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
6	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 14: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en el esternón a 10 resp/min.

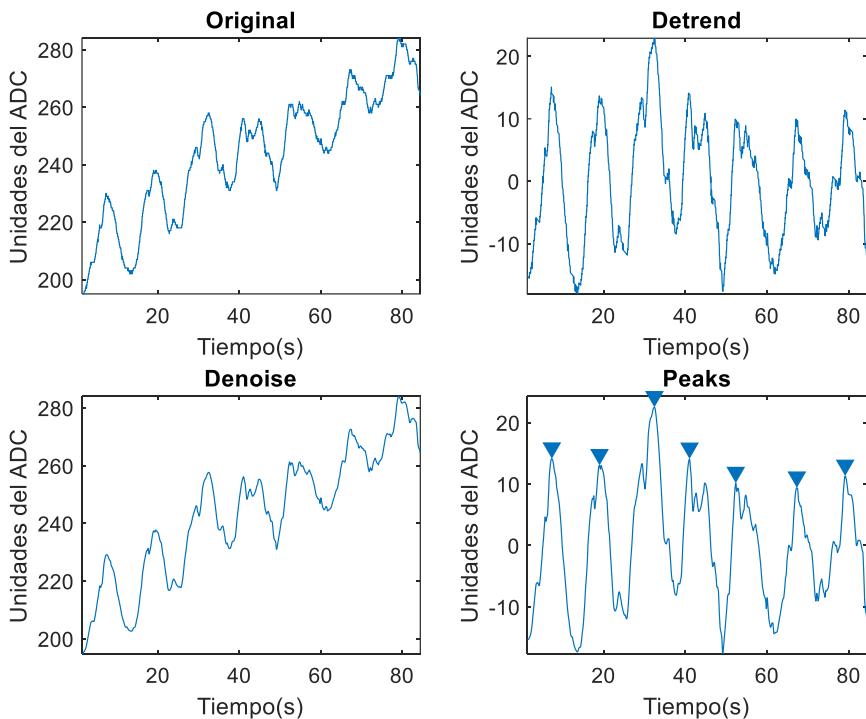


Figura 40: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
15	1647	7	82,35	5,10	0,100	2,00

Tabla 15: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 5 resp/min.

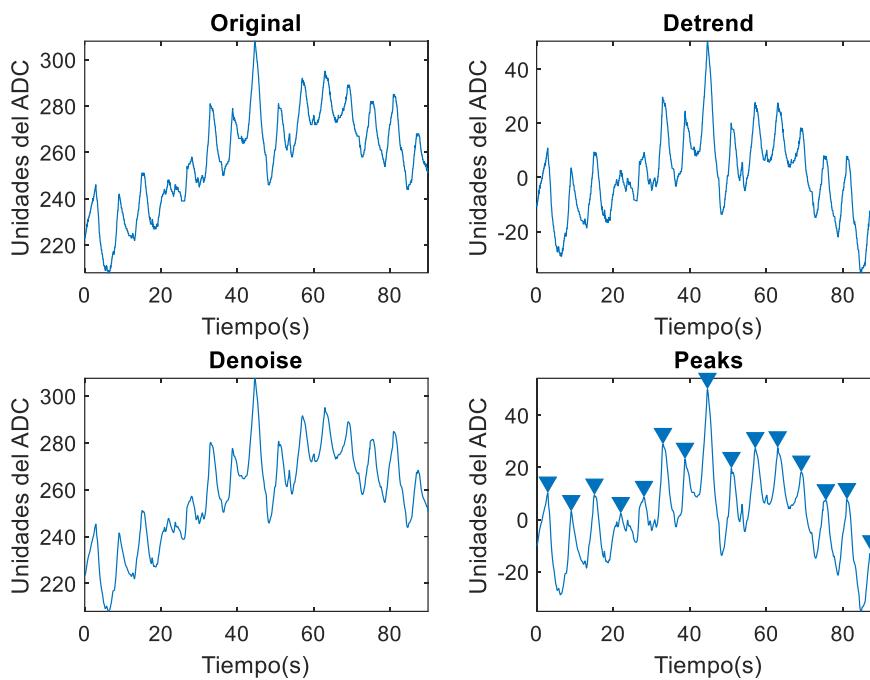


Figura 41: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 16: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la espalda a 10 resp/min.

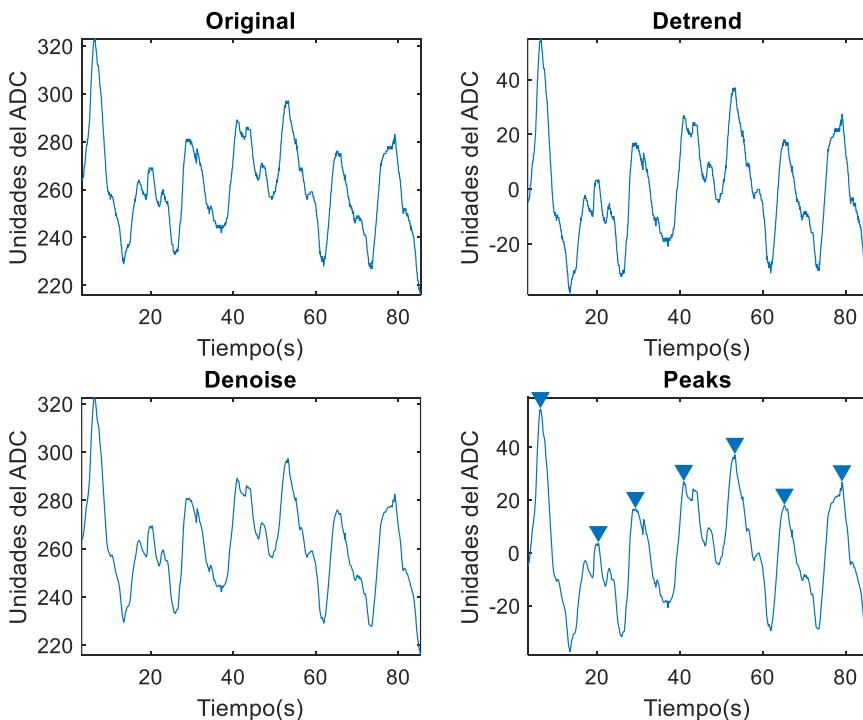


Figura 42: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1627	7	81,35	5,16	0,163	3,26

Tabla 17: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 5 resp/min.

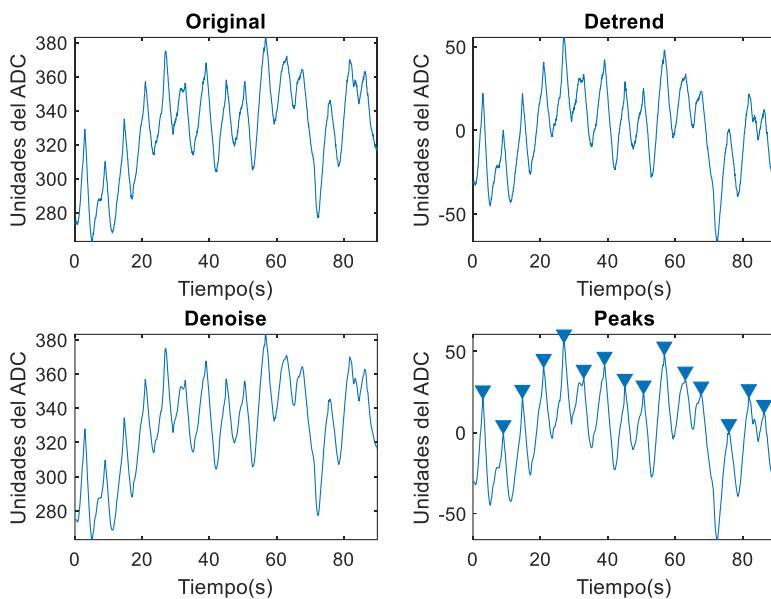


Figura 43: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 18: Resultados 3^{er} sujeto con primer prototipo en la tripa a 10 resp/min.

9.2. Segundo prototipo (sensor grande)

En este apartado se muestran los resultados de validar el prototipo de sensor grande para los tres sujetos y dos de las frecuencias respiratorias estudiadas:

- Sujeto 1: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 44, Tabla 19), la espalda (Figura 46, Tabla 21) y la tripa (Figura 48, Tabla 23).
- Sujeto 1: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 45, Tabla 20), la espalda (Figura 47, Tabla 22) y la tripa (Figura 49, Tabla 24).
- Sujeto 2: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 50, Tabla 25), la espalda (Figura 52, Tabla 27) y la tripa (Figura 54, Tabla 29).
- Sujeto 2: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 51, Tabla 26), la espalda (Figura 53, Tabla 28) y la tripa (Figura 55, Tabla 30).
- Sujeto 3: 5 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 56, Tabla 31), la espalda (Figura 58, Tabla 33) y la tripa (Figura 60, Tabla 35).
- Sujeto 3: 10 respiraciones por minuto con el sensor colocado en el esternón (Figura 57, Tabla 32), la espalda (Figura 59, Tabla 34) y la tripa (Figura 61, Tabla 36).

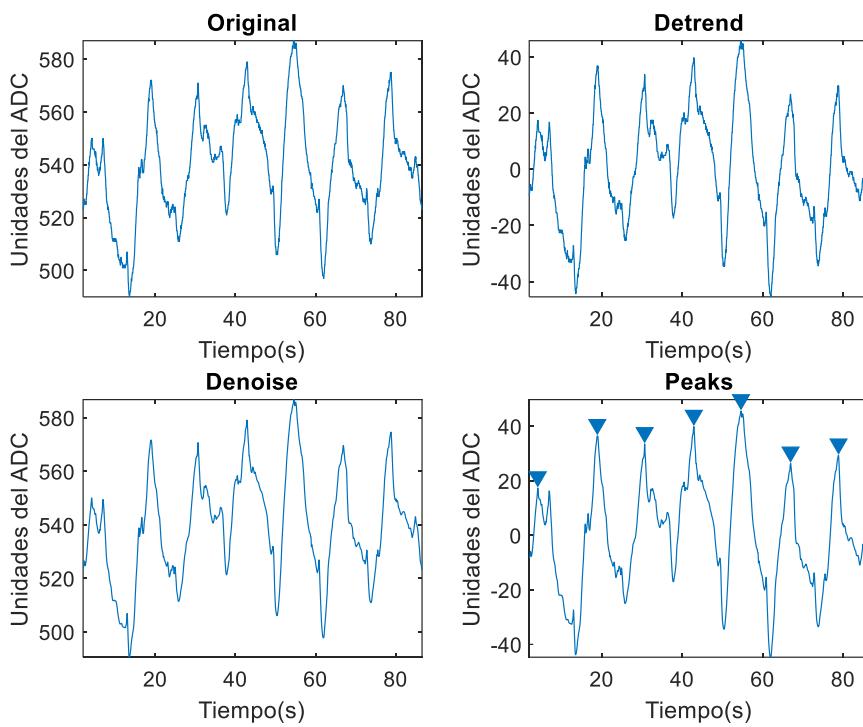


Figura 44: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
30	1676	7	83,80	5,01	0,012	0,24

Tabla 19: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

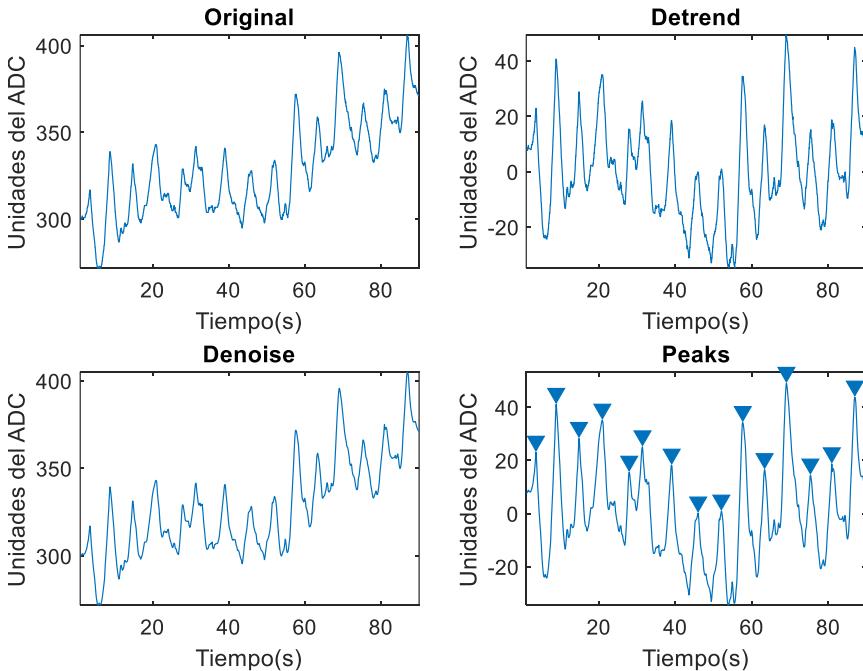


Figura 45: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1763	15	88,15	10,21	0,210	2,10

Tabla 20: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

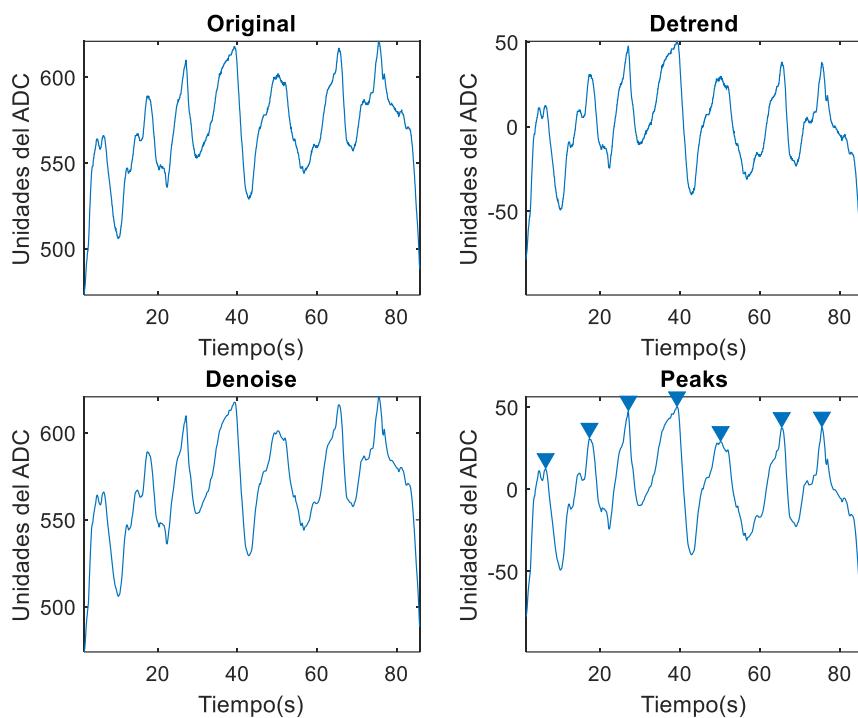


Figura 46: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1672	7	83,60	5,02	0,024	0,48

Tabla 21: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

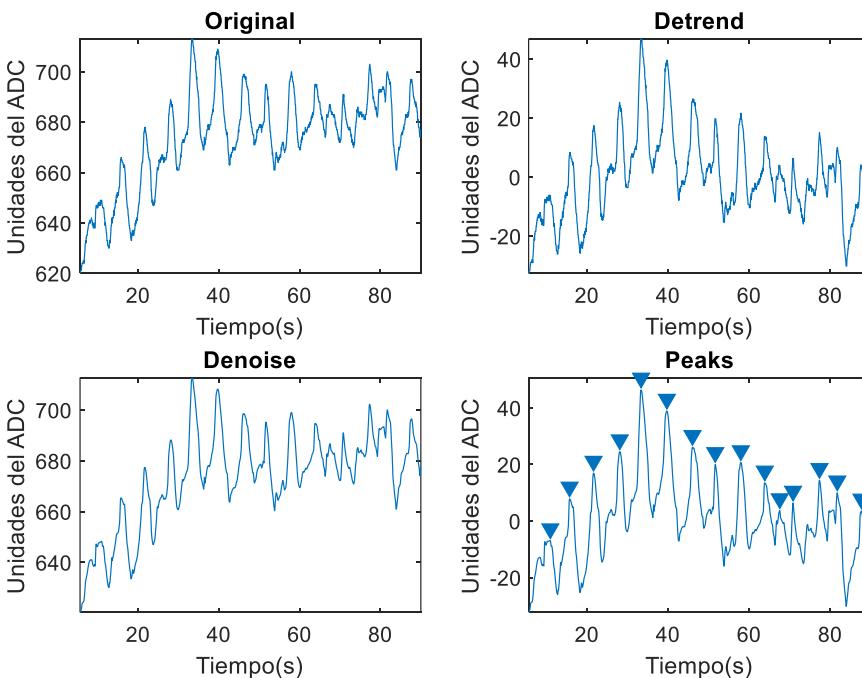


Figura 47: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1672	15	83,60	10,77	0,766	7,66

Tabla 22: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

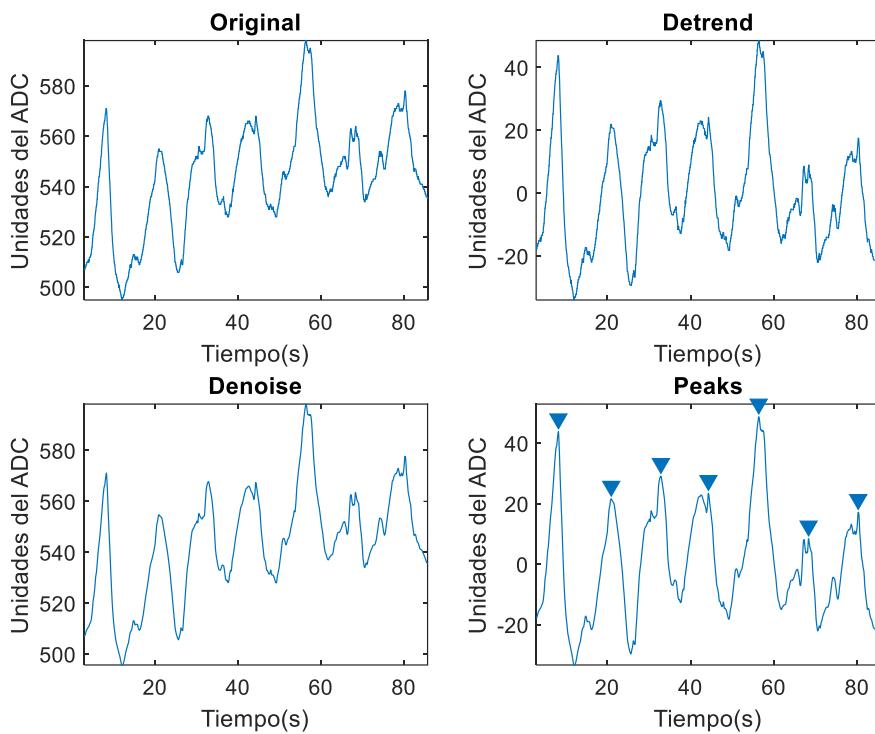


Figura 48: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1640	7	82,00	5,12	0,122	2,44

Tabla 23: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

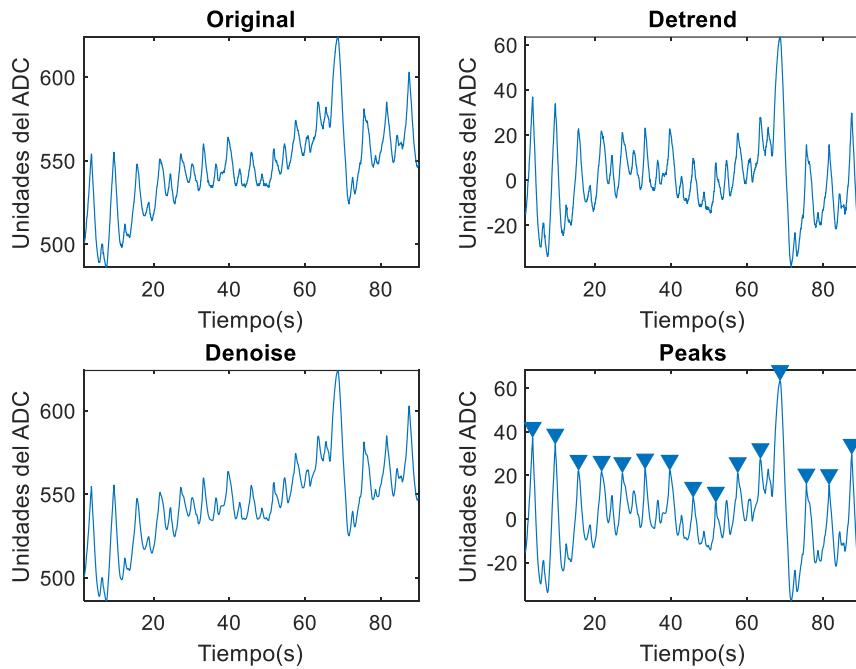


Figura 49: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
16	1752	15	87,60	10,27	0,274	2,74

Tabla 24: Resultados 1^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.

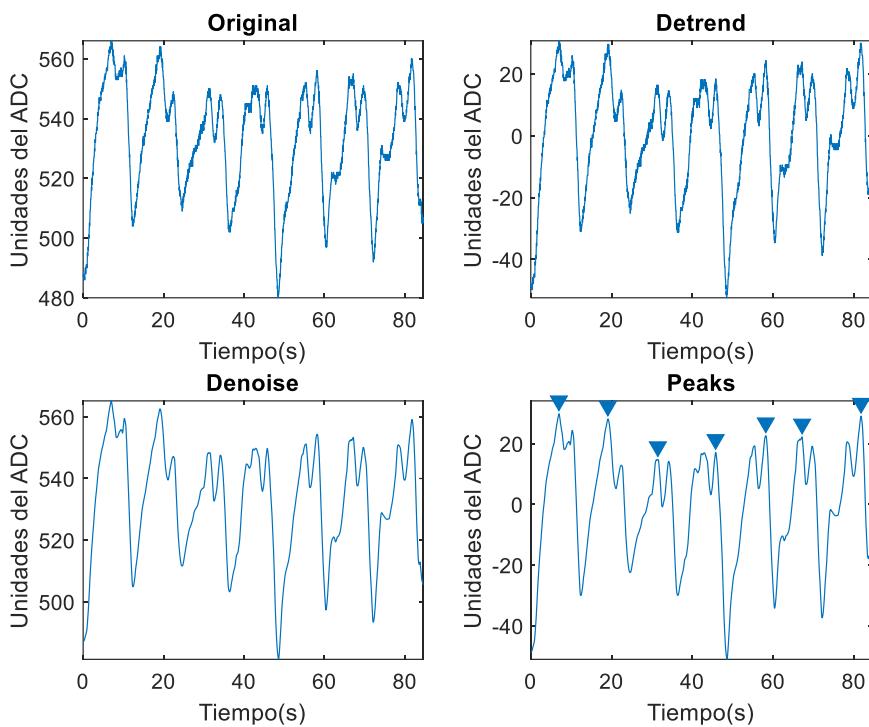


Figura 50: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1675	7	83,75	5,01	0,015	0,30

Tabla 25: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

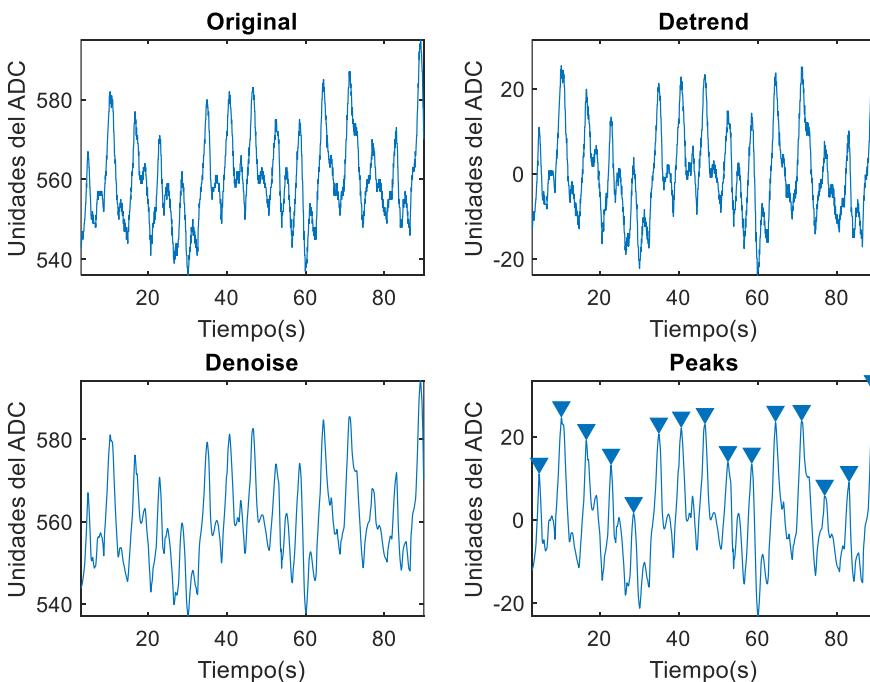


Figura 51: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1724	15	86,20	10,44	0,441	4,41

Tabla 26: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

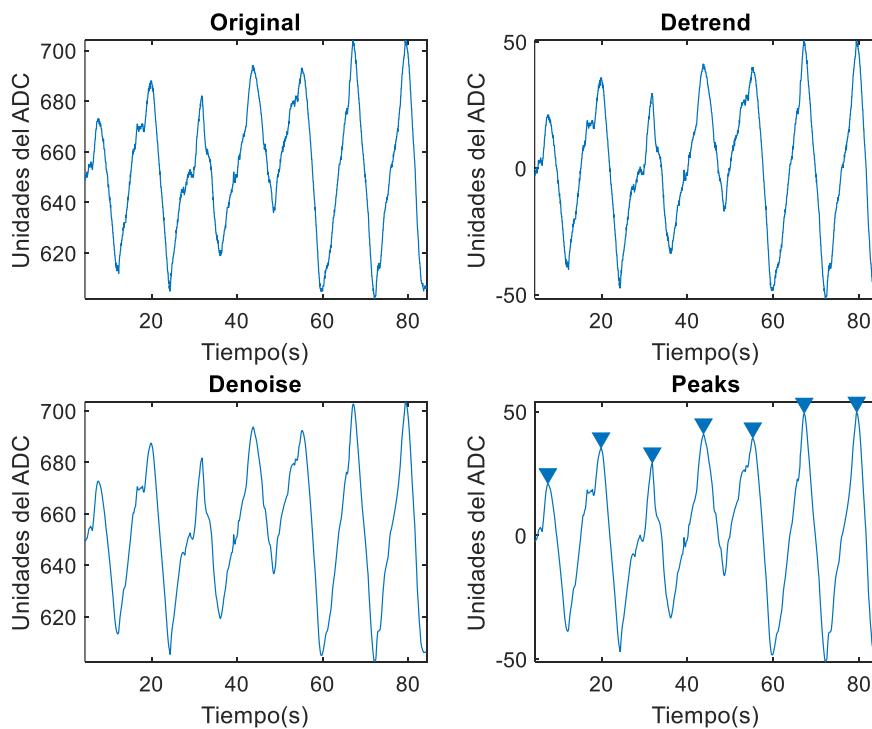


Figura 52: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1582	7	79,10	5,31	0,310	6,19

Tabla 27: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

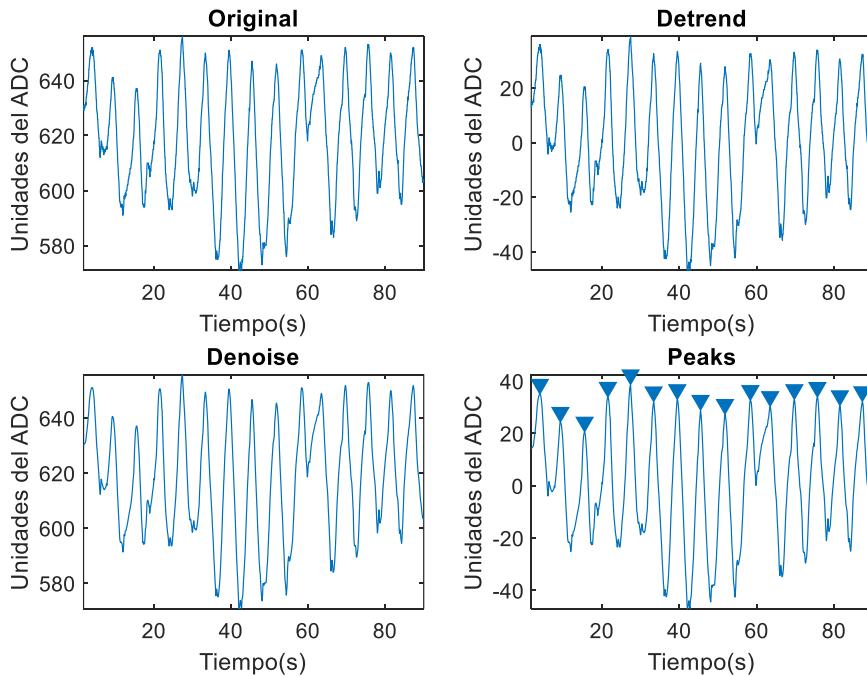


Figura 53: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1749	15	87,45	10,29	0,292	2,92

Tabla 28: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

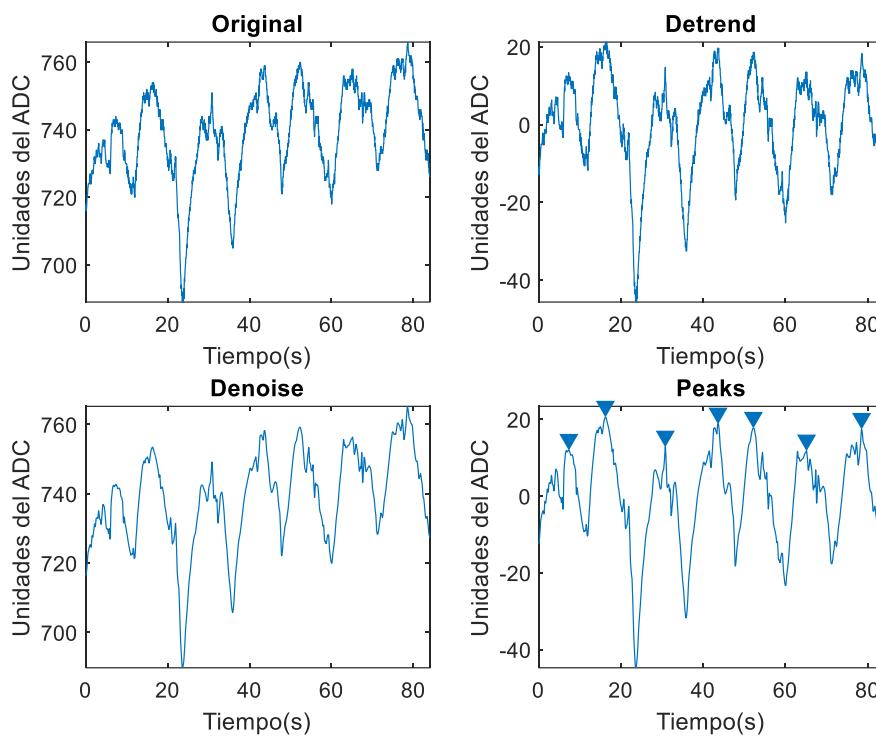


Figura 54: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1664	7	83,20	5,05	0,048	0,96

Tabla 29: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

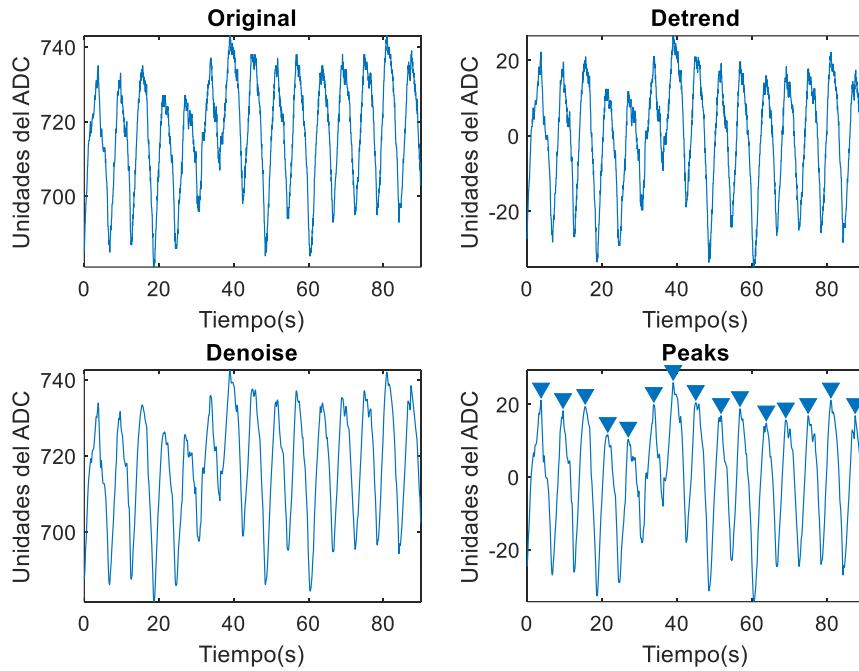


Figura 55: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 30: Resultados 2º sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.

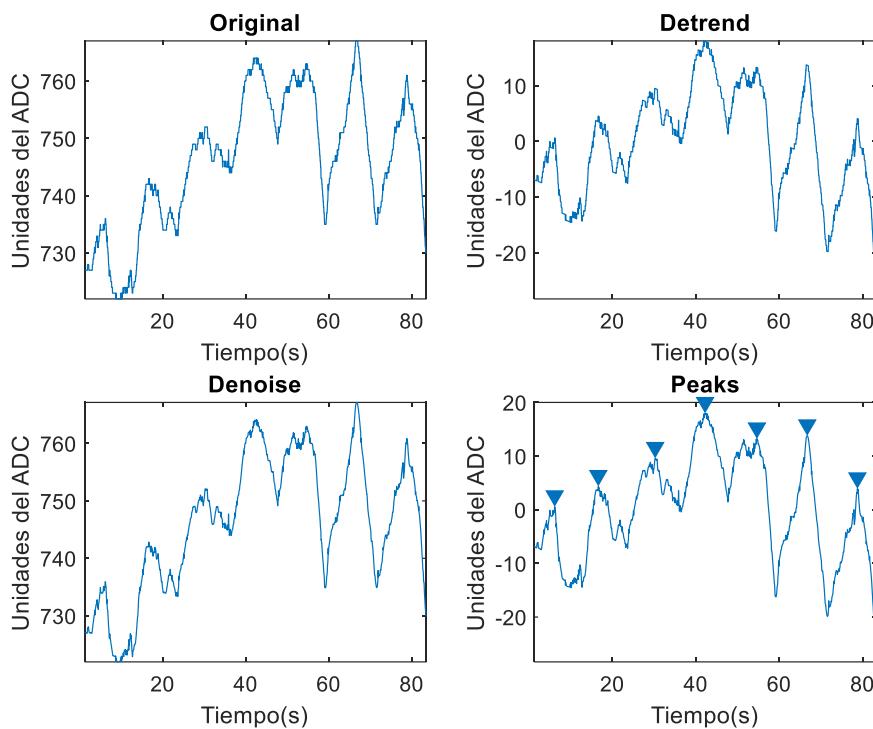


Figura 56: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
8	1629	7	81,45	5,16	0,157	3,13

Tabla 31: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 5 resp/min.

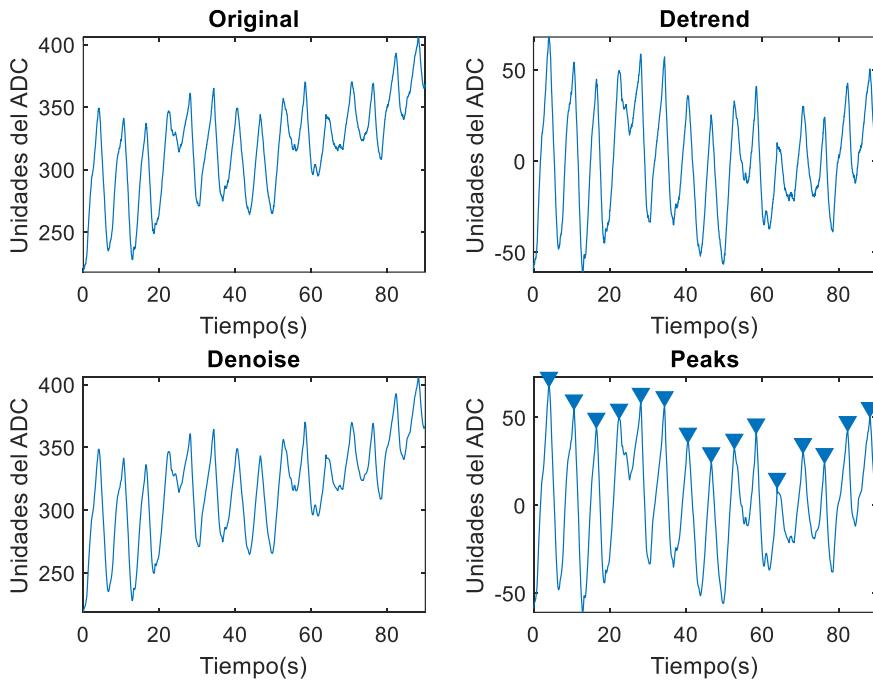


Figura 57: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 32: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en el esternón a 10 resp/min.

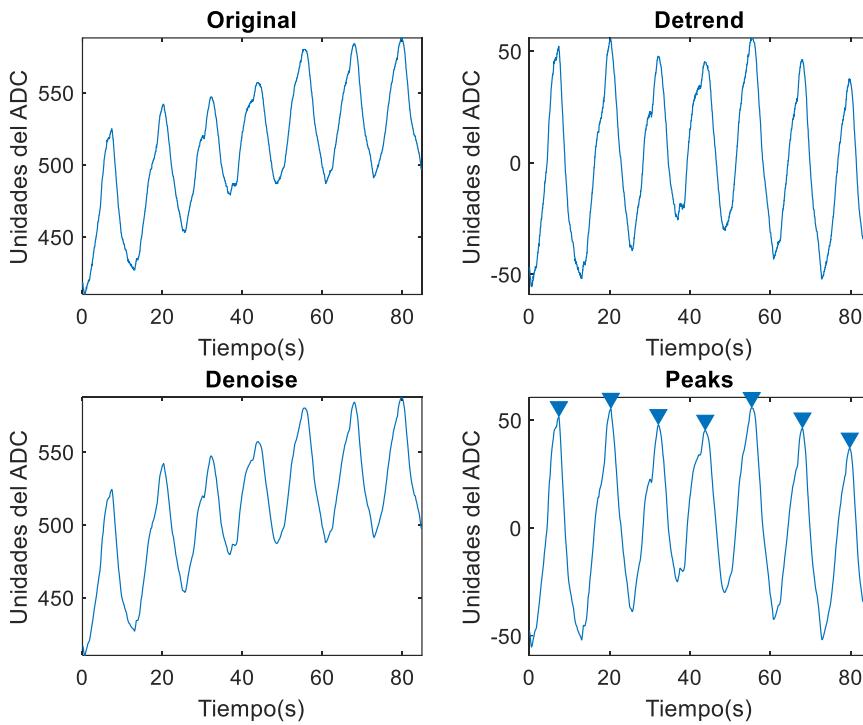


Figura 58: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1681	7	84,05	5,00	0,003	0,06

Tabla 33: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 5 resp/min.

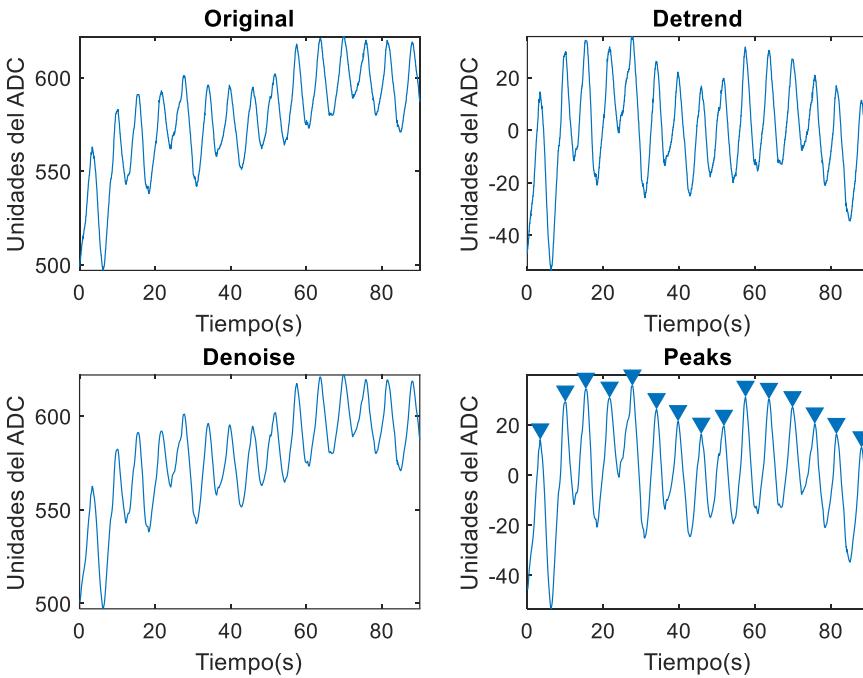


Figura 59: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95

Tabla 34: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la espalda a 10 resp/min.

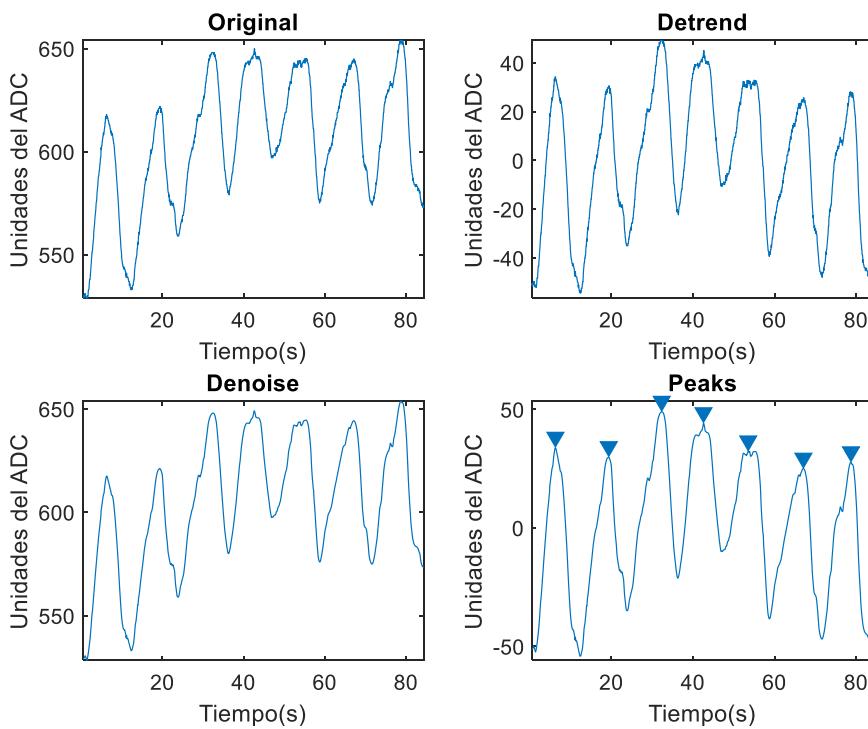


Figura 60: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
20	1663	7	83,15	5,05	0,051	1,02

Tabla 35: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 5 resp/min.

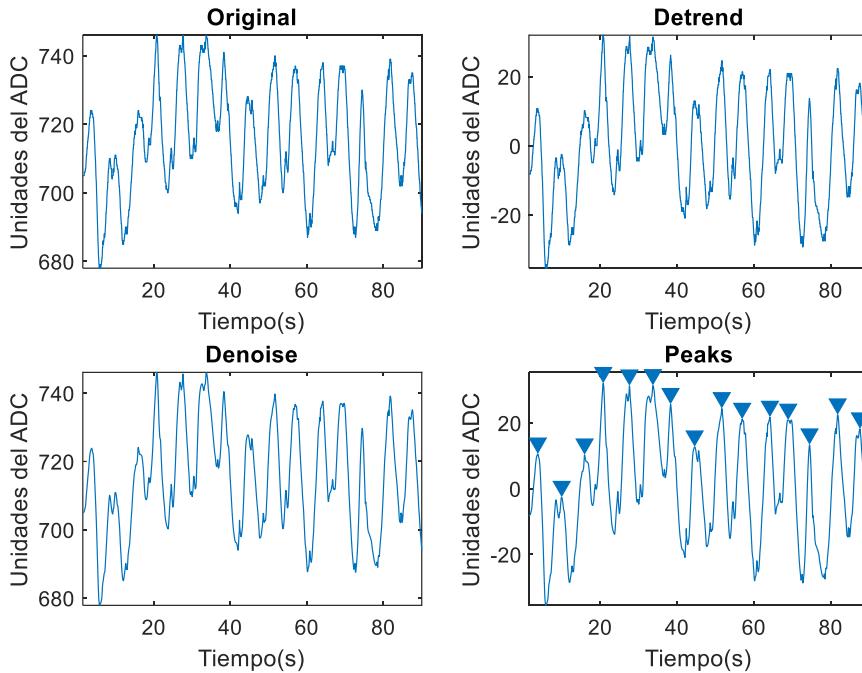


Figura 61: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.

Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
10	1755	15	87,75	10,26	0,256	2,56

Tabla 36: Resultados 3^{er} sujeto con segundo prototipo en la tripa a 10 resp/min.



9.3. Tablas completas de los resultados

En este apartado se van a incluir, a modo de resumen, todos los resultados obtenidos por cada sujeto en las diferentes pruebas realizadas tanto con el primer prototipo (Tabla 37) como con el segundo (Tabla 38).

Tipo sensor	Sujeto	Parte del cuerpo	Velocidad (resp/min)	Periodo de muestreo (s)	Rango	Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	3	0,05	1-1631	20	1631	4	81,55	2,94	0,057	1,90
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	5	0,05	1-1702	20	1702	7	85,10	4,94	0,065	1,29
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	8	0,05	1-end	20	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	10	0,05	1-end	20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	15	0,05	1-end	10	1783	22	89,15	14,81	0,193	1,29
Pequeño	1 ^{er}	Esternón	20	0,05	38-1760	3	1723	29	86,15	20,20	0,197	0,99
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	3	0,05	36-1582	20	1547	4	77,35	3,10	0,103	3,43
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	5	0,05	37-1701	20	1665	7	83,25	5,05	0,045	0,90
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	8	0,05	1-end	5	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	10	0,05	22-1731	10	1710	15	85,50	10,53	0,526	5,26
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	15	0,05	39-1754	2	1716	22	85,80	15,38	0,385	2,56
Pequeño	1 ^{er}	Espalda	20	0,05	40-end	6	1744	29	87,20	19,95	0,046	0,23
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	3	0,05	58-1516	20	1459	4	72,95	3,29	0,290	9,66
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	5	0,05	61-1631	20	1571	7	78,55	5,35	0,347	6,94
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	8	0,05	52-end	20	1732	12	86,60	8,31	0,314	3,93
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	10	0,05	34-end	20	1750	15	87,50	10,29	0,286	2,86
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	15	0,05	17-end	4	1767	22	88,35	14,94	0,059	0,40
Pequeño	1 ^{er}	Tripa	20	0,05	53-end	4	1731	29	86,55	20,10	0,104	0,52
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	3	0,05	1-1631	15	1631	4	81,55	2,94	0,057	1,90
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	5	0,05	20-1678	15	1659	7	82,95	5,06	0,063	1,27
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	8	0,05	90-end	5	1694	12	84,70	8,50	0,501	6,26
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	10	0,05	90-end	3	1684	15	84,20	10,69	0,689	6,89
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	15	0,05	60-end	2	1724	22	86,20	15,31	0,313	2,09
Pequeño	2 ^{er}	Esternón	20	0,05	35-end	5	1749	30	87,45	20,58	0,583	2,92
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	3	0,05	1-1582	20	1582	4	79,10	3,03	0,034	1,14
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	5	0,05	70-1688	15	1619	7	80,95	5,19	0,188	3,77
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	8	0,05	42-end	10	1742	12	87,10	8,27	0,266	3,33
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	10	0,05	1-end	8	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	15	0,05	65-end	5	1719	22	85,95	15,36	0,358	2,39
Pequeño	2 ^{er}	Espalda	20	0,05	70-end	7	1714	30	85,70	21,00	1,004	5,02
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	3	0,05	1-1566	20	1566	4	78,30	3,07	0,065	2,17
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	5	0,05	1-1674	20	1674	7	83,70	5,02	0,018	0,36
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	8	0,05	25-end	10	1759	12	87,95	8,19	0,186	2,33
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	10	0,05	26-end	10	1758	15	87,90	10,24	0,239	2,39
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	15	0,05	45-end	5	1739	22	86,95	15,18	0,181	1,21
Pequeño	2 ^{er}	Tripa	20	0,05	1-end	8	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	3	0,05	1-1585	20	1585	4	79,25	3,03	0,028	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	5	0,05	41-1702	20	1662	7	83,10	5,05	0,054	1,08
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	8	0,05	42-end	6	1742	12	87,10	8,27	0,266	3,33
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	10	0,05	1-end	6	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	15	0,05	1-1748	6	1748	22	87,40	15,10	0,103	0,69
Pequeño	3 ^{er}	Esternón	20	0,05	1-end	6	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	3	0,05	16-1651	20	1636	4	81,80	2,93	0,066	2,20
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	5	0,05	27-1673	15	1647	7	82,35	5,10	0,100	2,00
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	8	0,05	1-end	10	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	10	0,05	1-end	10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	15	0,05	1-1756	10	1756	22	87,80	15,03	0,034	0,23
Pequeño	3 ^{er}	Espalda	20	0,05	1-end	10	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	3	0,05	62-1610	20	1549	4	77,45	3,10	0,099	3,29
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	5	0,05	65-1691	20	1627	7	81,35	5,16	0,163	3,26
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	8	0,05	34-end	10	1750	12	87,50	8,23	0,229	2,86
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	10	0,05	1-end	10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	15	0,05	1-1742	10	1742	22	87,10	15,15	0,155	1,03
Pequeño	3 ^{er}	Tripa	20	0,05	1-end	8	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95

Tabla 37: Tabla completa de los resultados obtenidos con el primer prototipo.



Tipo sensor	Sujeto	Parte del cuerpo	Velocidad (resp/min)	Periodo de muestreo (s)	Rango	Min_peak	Nº datos	Nº picos	Tiempo exacto (s)	Frecuencia respiratoria (resp/min)	Error absoluto	Error relativo (%)
Grande	1 ^{er}	Esternón	3	0,05	1-1567	20	1567	4	78,35	3,06	0,063	2,11
Grande	1 ^{er}	Esternón	5	0,05	40-1715	30	1676	7	83,80	5,01	0,012	0,24
Grande	1 ^{er}	Esternón	8	0,05	1-end	20	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Grande	1 ^{er}	Esternón	10	0,05	21-end	10	1763	15	88,15	10,21	0,210	2,10
Grande	1 ^{er}	Esternón	15	0,05	43-1772	15	1730	22	86,50	15,26	0,260	1,73
Grande	1 ^{er}	Esternón	20	0,05	49-end	8	1735	30	86,75	20,75	0,749	3,75
Grande	1 ^{er}	Espalda	3	0,05	28-1585	20	1558	4	77,90	3,08	0,081	2,70
Grande	1 ^{er}	Espalda	5	0,05	29-1700	20	1672	7	83,60	5,02	0,024	0,48
Grande	1 ^{er}	Espalda	8	0,05	70-end	15	1714	12	85,70	8,40	0,401	5,02
Grande	1 ^{er}	Espalda	10	0,05	112-end	10	1672	15	83,60	10,77	0,766	7,66
Grande	1 ^{er}	Espalda	15	0,05	1-1730	7	1730	22	86,50	15,26	0,260	1,73
Grande	1 ^{er}	Espalda	20	0,05	1-end	7	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	1 ^{er}	Tripa	3	0,05	72-1586	20	1515	4	75,75	3,17	0,168	5,61
Grande	1 ^{er}	Tripa	5	0,05	59-1698	20	1640	7	82,00	5,12	0,122	2,44
Grande	1 ^{er}	Tripa	8	0,05	1-end	12	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Grande	1 ^{er}	Tripa	10	0,05	32-1783	16	1752	15	87,60	10,27	0,274	2,74
Grande	1 ^{er}	Tripa	15	0,05	1-1746	10	1746	22	87,30	15,12	0,120	0,80
Grande	1 ^{er}	Tripa	20	0,05	1-end	10	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	2 ^a	Esternón	3	0,05	42-1555	20	1514	4	75,70	3,17	0,170	5,68
Grande	2 ^a	Esternón	5	0,05	1-1675	20	1675	7	83,75	5,01	0,015	0,30
Grande	2 ^a	Esternón	8	0,05	1-end	10	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Grande	2 ^a	Esternón	10	0,05	60-end	10	1724	15	86,20	10,44	0,441	4,41
Grande	2 ^a	Esternón	15	0,05	35-end	8	1749	21	87,45	14,41	0,592	3,95
Grande	2 ^a	Esternón	20	0,05	46-end	6	1738	29	86,90	20,02	0,023	0,12
Grande	2 ^a	Espalda	3	0,05	47-1554	30	1508	4	75,40	3,18	0,183	6,10
Grande	2 ^a	Espalda	5	0,05	89-1670	20	1582	7	79,10	5,31	0,310	6,19
Grande	2 ^a	Espalda	8	0,05	35-end	20	1749	12	87,45	8,23	0,233	2,92
Grande	2 ^a	Espalda	10	0,05	35-end	10	1749	15	87,45	10,29	0,292	2,92
Grande	2 ^a	Espalda	15	0,05	35-end	8	1749	22	87,45	15,09	0,094	0,63
Grande	2 ^a	Espalda	20	0,05	1-end	5	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	2 ^a	Tripa	3	0,05	1-1580	20	1580	4	79,00	3,04	0,038	1,27
Grande	2 ^a	Tripa	5	0,05	1-1664	20	1664	7	83,20	5,05	0,048	0,96
Grande	2 ^a	Tripa	8	0,05	1-end	20	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Grande	2 ^a	Tripa	10	0,05	1-end	20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Grande	2 ^a	Tripa	15	0,05	1-1755	15	1755	22	87,75	15,04	0,043	0,28
Grande	2 ^a	Tripa	20	0,05	1-end	15	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	3 ^{er}	Esternón	3	0,05	1-1610	15	1610	4	80,50	2,98	0,019	0,62
Grande	3 ^{er}	Esternón	5	0,05	25-1653	8	1629	7	81,45	5,16	0,157	3,13
Grande	3 ^{er}	Esternón	8	0,05	34-end	10	1754	12	87,70	8,21	0,210	2,62
Grande	3 ^{er}	Esternón	10	0,05	1-end	10	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Grande	3 ^{er}	Esternón	15	0,05	1-1761	10	1761	22	88,05	14,99	0,009	0,06
Grande	3 ^{er}	Esternón	20	0,05	1-end	10	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	3 ^{er}	Espalda	3	0,05	1-1578	20	1578	4	78,90	3,04	0,042	1,39
Grande	3 ^{er}	Espalda	5	0,05	1-1681	20	1681	7	84,05	5,00	0,003	0,06
Grande	3 ^{er}	Espalda	8	0,05	1-end	20	1783	12	89,15	8,08	0,076	0,95
Grande	3 ^{er}	Espalda	10	0,05	1-end	20	1783	15	89,15	10,10	0,095	0,95
Grande	3 ^{er}	Espalda	15	0,05	1-1753	15	1753	22	87,65	15,06	0,060	0,40
Grande	3 ^{er}	Espalda	20	0,05	1-end	7	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95
Grande	3 ^{er}	Tripa	3	0,05	1-1578	20	1578	4	78,90	3,04	0,042	1,39
Grande	3 ^{er}	Tripa	5	0,05	10-1672	20	1663	7	83,15	5,05	0,051	1,02
Grande	3 ^{er}	Tripa	8	0,05	62-end	15	1722	12	86,10	8,36	0,362	4,53
Grande	3 ^{er}	Tripa	10	0,05	29-end	10	1755	15	87,75	10,26	0,256	2,56
Grande	3 ^{er}	Tripa	15	0,05	77-end	10	1707	22	85,35	15,47	0,466	3,10
Grande	3 ^{er}	Tripa	20	0,05	1-end	5	1783	30	89,15	20,19	0,191	0,95

Tabla 38: Tabla completa de los resultados obtenidos con el segundo prototipo.



9.4. Conclusiones de los resultados

Tras haber realizado todas y cada una de las pruebas, se puede apreciar que normalmente, al respirar, las gráficas diferencian claramente una subida y bajada de la onda como si se tratase de una sinusoida. Respecto a los casos en los que esta apreciación no se da, podría ser debido al movimiento del sensor o del sujeto al realizar la prueba.

Uno de los principales problemas encontrados a la hora de realizar las pruebas es la calibración del sensor. A pesar de haber dejado un margen de 10 segundos, en ocasiones no era suficiente. Además, otro problema hallado al realizar los experimentos fue la utilización del metrónomo como referencia para marcar el ritmo respiratorio en las pruebas. Se produce un pequeño *delay* (máximo de 2 segundos) entre el momento en el que se inicia el metrónomo y el sonido de dar comienzo a la prueba. Los sujetos se guiaban por el sonido al realizar la prueba, por ello, es posible que, sobre todo en el comienzo y en el final de las pruebas, se dé algún pequeño error de sincronismo que no es relevante dada la amplia ventana temporal considerada para medir la frecuencia respiratoria.

Los errores absolutos y relativos medios cometidos con el sensor de forma global han sido 0,187 resp/min y 2,13 %, respectivamente.

En cuanto a los prototipados, el segundo de ellos, el sensor grande, ofrece mejores resultados que el pequeño. Uno de los motivos que explicaría este fenómeno sería que, al estar el sensor pequeño introducido en un elemento textil que lo contiene (pequeño bolsillo cosido), el contacto con el cuerpo humano es menor y, por ello, no son las medidas tan estables. Los errores absolutos y relativos medios para el sensor pequeño han sido 0,195 resp/min y 2,22 %, mientras que para el sensor grande han sido 0,179 resp/min y 2,04 %, respectivamente.

Los resultados del 3^{er} sujeto destacan sobre los otros, puesto que, en la mayoría de las gráficas, se distingue con mayor claridad la sinusoida mencionada anteriormente. Cabe destacar, que el rango de valores de esta persona es algo menor que para las otras dos, es decir, la amplitud de los picos suele ser menor. Quizás, por ello, los resultados obtenidos sean mejores con respecto a los otros dos sujetos. Los errores absolutos y relativos medios



para el 1^{er} sujeto han sido 0,203 resp/min y 2,44 %, para el 2º sujeto han sido de 0,226 resp/min y 2,44 % y para el 3^{er} sujeto han sido 0,132 resp/min y 1,51 %, respectivamente.

Los resultados obtenidos para la ubicación de los prototipos en diferentes partes del cuerpo han sido realmente parecidos, tanto para la parte superior de la espalda como para la tripa. En cambio, el resultado para el esternón es ligeramente inferior. Basándonos en el error cometido, los errores absolutos y relativos medios para el esternón han sido de 0,194 resp/min y 1,98 %, para la espalda han sido de 0,199 resp/min y 2,23 % y para la tripa han sido 0,167 resp/min y 2,10 %, respectivamente. No obstante, sería recomendable conocer la desviación estándar de estos datos para emitir una valoración. No se incluye por limitaciones de espacio.

Por último, destacar que los resultados obtenidos para 10 respiraciones por minuto ofrecen mayor calidad en la forma de la onda en gran parte de las pruebas realizadas a esta velocidad. Destacar también que, para 8 respiraciones por minuto, los resultados también son bastante similares. En cambio, los errores cometidos son menores para 15 y 20 respiraciones por minuto. Los errores absolutos y relativos para 3 respiraciones por minuto han sido de 0,0892 resp/min y 2,97 %, para 5 resp/min han sido de 0,0991 resp/min y 1,98 %, para 8 han sido de 0,199 resp/min y 2,49 %, para 10 resp/min han sido de 0,263 resp/min y 2,53 %, para 15 resp/min han sido de 0,205 resp/min y 1,36 % y para 20 resp/min han sido de 0,267 resp/min y 1,33 %, respectivamente.

NOTA: Todas estas conclusiones de los resultados se basan en el análisis de los datos recogidos en el Anexo II ‘Conclusiones de los resultados’.

10. CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE FUTURO

Como he comentado en la introducción, la frecuencia respiratoria tiene importancia vital, hasta el punto de poder servir de indicador para diagnosticar enfermedades respiratorias. Por ello, en este trabajo se ha implementado un prototipo con el objetivo de realizar un estudio sobre la viabilidad de obtener dicha frecuencia respiratoria con un material todavía en investigación como es el *velostat*.



Tal y como se ha podido comprobar, este sensor flexible fabricado con *velostat* es capaz de medir la frecuencia respiratoria. Si bien es cierto que en algunas de las gráficas no se aprecia con claridad la onda de inspiración y expiración. Destacar que el comportamiento de este material es bastante variable, por tanto, resulta complicado obtener siempre los mismos resultados.

Se podrían realizar posibles mejoras para que las medidas fuesen más fiables. En primer lugar, diseñar una placa de circuito impreso (PCB) para eliminar parte del ruido producido por el cableado y la protoboard, siendo además mucho más sencillo manejar y transportar el prototipo. Además, en caso de emplear esta tecnología como sensor vestible, se podrían sustituir los cables por trozos de cinta de lámina de cobre, ya que quedaría mucho más presentable y menos molesto. Por otro lado, relacionado con las mejoras anteriores, se podría realizar un diseño en 3D de una especie de caja para introducir la placa de circuito impreso en la que fuera integrada el microcontrolador, que en este caso se sustituiría por un Arduino Nano para que cupiese, realizando la alimentación con una batería. Por último, la adquisición de datos se podría realizar vía Bluetooth o incluso Wi-Fi con un microcontrolador que dispusiese de lo anterior, así se podrían transmitir las medidas tomadas en tiempo real a diferentes dispositivos como ordenadores o dispositivos móviles. En su defecto, también se podrían almacenar los datos en una tarjeta SD para su posterior lectura. Todas estas posibles mejoras permitirían acercarse a un sistema de adquisición de datos para medir la frecuencia respiratoria de gran utilidad y empleabilidad.

11. REFERENCIAS

- [1] 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.
- [2] C. Massaroni, A. Nicolò, D. Lo Presti, M. Sacchetti, S. Silvestri, and E. Schena, “Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate,” *Sensors*, vol. 19, no. 4, 2019, doi: 10.3390/s19040908.
- [3] P. Janik, M. A. Janik, and Z. Wróbel, “Micro-condensation sensor for monitoring respiratory rate and breath strength,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 185, pp. 160–167, 2012, doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2012.08.001>.



- [4] H. Liu, J. Allen, D. Zheng, and F. Chen, “Recent development of respiratory rate measurement technologies,” *Physiol. Meas.*, vol. 40, no. 7, p. 07TR01, 2019, doi: 10.1088/1361-6579/ab299e.
- [5] A. Nicolò, C. Massaroni, E. Schena, and M. Sacchetti, “The Importance of Respiratory Rate Monitoring: From Healthcare to Sport and Exercise,” *Sensors*, vol. 20, no. 21, 2020, doi: 10.3390/s20216396.
- [6] C. Massaroni, A. Nicolò, M. Sacchetti, and E. Schena, “Contactless Methods For Measuring Respiratory Rate: A Review,” *IEEE Sens. J.*, p. 1, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3023486.
- [7] A. S. Fiorillo, C. D. Critello, and S. A. Pullano, “Theory, technology and applications of piezoresistive sensors: A review,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 281, pp. 156–175, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.07.006>.
- [8] F. R. M. Rashidi, O. Hussein, and W. Z. W. Hasan, “Investigation on developing of a piezoresistive pressure sensor for foot plantar measurement system,” in *2015 IEEE Regional Symposium on Micro and Nanoelectronics (RSM)*, 2015, pp. 1–4, doi: 10.1109/RSM.2015.7354969.
- [9] A. Mohan, A. P. Malshe, S. Aravamudhan, and S. Bhansali, “Piezoresistive MEMS pressure sensor and packaging for harsh oceanic environment,” in *2004 Proceedings. 54th Electronic Components and Technology Conference (IEEE Cat. No.04CH37546)*, 2004, vol. 1, pp. 948-950 Vol.1, doi: 10.1109/ECTC.2004.1319452.
- [10] S. Chaurasia and B. S. Chaurasia, “Design and simulation of low pressure piezoresistive NEMS sensor using analytical models for biomedical applications,” in *2013 Students Conference on Engineering and Systems (SCES)*, 2013, pp. 1–5, doi: 10.1109/SCES.2013.6547544.
- [11] N. Minh-Dung, H. Takahashi, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, “Barometric pressure change measurement,” in *2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, 2011, pp. 898–901, doi: 10.1109/TRANSDUCERS.2011.5969212.
- [12] Quesignificado.org, “¿Qué es un sensor piezoresistivo?” <https://quesignificado.org/que-es-un-sensor-piezorresistivo/> (accessed May 25, 2021).
- [13] M. Gála, J. Barabáš, and M. Kopášková, “User presence monitoring based on



- Velostat pressure sensors and Arduino platform,” in *2020 IEEE 21st International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, 2020, pp. 1–3, doi: 10.1109/CPEE50798.2020.9238739.
- [14] S. Salibindla, B. Ripoche, D. T. H. Lai, and S. Maas, “Characterization of a new flexible pressure sensor for body sensor networks,” in *2013 IEEE Eighth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, 2013, pp. 27–31, doi: 10.1109/ISSNIP.2013.6529758.
- [15] E. Jeong, J. Lee, and D. Kim, “Finger-gesture Recognition Glove using Velostat (ICCAS 2011),” in *2011 11th International Conference on Control, Automation and Systems*, 2011, pp. 206–210.
- [16] A. Dzedzickis *et al.*, “Polyethylene-Carbon Composite (Velostat®) Based Tactile Sensor,” *Polymers (Basel)*., vol. 12, no. 12, 2020, doi: 10.3390/polym12122905.
- [17] Plusea, “Stickytape Bend Sensor in less than 4 minutes,” *Youtube*, 2009. https://www.youtube.com/watch?v=FEPgLbPv6NM&t=208s&ab_channel=Plusea (accessed Mar. 10, 2021).
- [18] Solectro, “Lámina Velostat/Linqstat 30x30cm para proyectos - Adafruit.” <https://solectroshop.com/es/sensores-de-presion/5340-lamina-velostatlinqstat-30x30cm-para-proyectos-adafruit.html> (accessed Apr. 03, 2021).
- [19] Arduino.cc, “Arduino.” <https://www.arduino.cc/> (accessed May 23, 2021).
- [20] Fritzing, “Fritzing.” <https://fritzing.org/> (accessed May 23, 2021).
- [21] R. Meier, “Roger Meier’s Freeware. Coolterm.” <https://freeware.the-meiers.org/> (accessed May 23, 2021).
- [22] C. Moler, “Matlab.” <https://es.mathworks.com/products/matlab.html> (accessed May 25, 2021).
- [23] Guitarraviva, “Metrónomo - Guitarraviva.” <https://www.guitarraviva.com/metronomo> (accessed Jun. 13, 2021).
- [24] I. Vanegas, Erik; Igual, Raul; Plaza, “The effect of measurement trends in belt breathing sensors,” *Sciforum*, 2021, doi: 10.3390/I3S2021Dresden-10118.
- [25] MathWorks, “Detrending data.” https://es.mathworks.com/help/matlab/data_analysis/detrending-data.html?lang=en (accessed Jun. 10, 2021).
- [26] MathWorks, “Denoise a Signal with the Wavelet Signal Denoiser.” <https://es.mathworks.com/help/wavelet/ug/denoise-a-signal-with-the-wavelet->



signal-denoiser.html (accessed Jun. 10, 2021).

- [27] MathWorks, “Análisis de picos.”
<https://es.mathworks.com/help/signal/examples/peak-analysis.html> (accessed Jun. 10, 2021).