



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

“Estimación de la frecuencia respiratoria a través del modelado de la señal fotopletismográfica”

“Estimation of respiratory rate from pulse modeling of photoplethysmographic”

Autor

Carlos Puig Ortigosa

Director

Jesús Lázaro Plaza

Codirector

Eduardo Gil Herrando

**Escuela de Ingeniería y Arquitectura**

2023



# Resumen

En el presente trabajo, se va a estudiar la posibilidad de estimar la frecuencia respiratoria utilizando la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG). Para ello se pretende aplicar el análisis de descomposición de pulso (PDA, Pulse Decomposition Analysis), a una base de datos formada por 40 voluntarios sometidos a una sesión basal y una sesión de estrés. Se obtendrá una estimación de la frecuencia respiratoria a partir de la anchura de la primera onda (W1) de la descomposición. Finalmente, se validará el método propuesto comparándolo con una referencia de señal respiratoria.

La metodología de este trabajo se inicia con la adecuación de las señales PPG y su descomposición mediante el PDA. Estas descomposiciones se examinan para determinar la validez de las señales W1 generadas a partir de este método. Posteriormente, se tratan las señales W1 interpolándolas, para obtener unas señales muestreadas uniformemente, se realiza un descarte a aquellas señales que contienen poca información de muestras y finalmente se pasan al dominio frecuencial, mediante la transformada de Fourier, para obtener una estimación de la frecuencia respiratoria.

Respecto a los resultados, se parte de la base de que solo serán válidas aquellas señales W1 que tengan asociadas una señal de referencia considerada valida, con el objetivo de comparar ambas señales. Posteriormente, se estudia los resultados de las señales W1 discriminando los casos de que exista o no una componente frecuencial clara posiblemente asociada a la respiración.

A modo de conclusión, cuando estimación de la respiración basada en la W1 presenta una componente frecuencial clara, los resultados indican que la medida de la frecuencia respiratoria es precisa (error menor 10%) en la mayoría de los casos (72.4% estrés; 56.24% basal).

**Palabras Clave:** Señal fotopleletismográfica de pulso (PPG); Tasa respiratoria; Análisis de descomposición de pulso (PDA); Anchura de la primera onda (W1); Picudez;

## Abstract

In the present work, the possibility of estimating the respiratory frequency using the pulse photoplethysmographic signal (PPG) will be studied. To this end, the aim is to apply the pulse decomposition analysis (PDA, Pulse Decomposition Analysis), a database made up of 40 volunteers subjected to a basal session and a stress session. An estimate of the respiratory rate will be obtained from the width of the first wave (W1) of the fault. Finally, the proposed method will be validated by comparing it with a respiratory signal reference.

The methodology of this work begins with the adaptation of the PPG signals and their decomposition using the PDA. These decompositions are examined to determine the validity of the W1 signals generated from this method. Subsequently, the W1 signals are treated by interpolating them, to obtain uniformly sampled signals, a discard is made to those signals that contain little sample information and finally they are passed to the frequency domain, through the Fourier transform, to obtain an estimate of the frequency. respiratory.

Regarding the results, it is assumed that only those W1 signals associated with a reference signal considered valid will be valid, in order to compare both signals. Subsequently, the results of the W1 signals are studied, discriminating the cases in which there is or is not a clear frequency component possibly associated with respiration.

In conclusion, when estimation of respiration based on W1 presents a clear frequency component, the results indicate that the measurement of respiratory rate is accurate (minor error 10%) in most cases (72.4% stress; 56.24% % basal).

**Key words:** Pulse Photoplethysmographic Signal (PPG); Respiratory rate; Pulse Decomposition Analysis (PDA); Width of the first wave (W1); Sharpness;

## INDICE DE CONTENIDO BREVE

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 1. INTRODUCCIÓN                       | 1  |
| 2. MATERIALES                         | 5  |
| 3. METODOLOGÍA / MÉTODOS              | 7  |
| 4. RESULTADOS                         | 17 |
| 5. DISCUSIÓN                          | 22 |
| 6. CONCLUSIONES                       | 25 |
| 7. LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS          | 28 |
| 8. OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE | 29 |
| 9. BIBLIOGRAFÍA                       | 30 |



## INDICE DE CONTENIDO

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. INTRODUCCIÓN</b>                                     | <b>1</b>  |
| 1.1. CONTEXTO Y MOTIVACIÓN                                 | 1         |
| 1.2. FUNDAMENTOS DE LA PPG                                 | 1         |
| 1.3. ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE                           | 3         |
| 1.4. OBJETIVOS   | 4         |
| <b>2. MATERIALES</b>                                       | <b>5</b>  |
| 2.1. BASE DE DATOS   | 5         |
| 2.1.1. <i>Pacientes</i>                                    | 5         |
| 2.1.2. <i>Protocolo experimental</i>                       | 5         |
| <b>3. METODOLOGÍA / MÉTODOS</b>                            | <b>7</b>  |
| 3.1. INTRODUCCIÓN  | 7         |
| 3.2. PREPROCESADO PPG                                      | 7         |
| 3.3. DESCOMPOSICIÓN PPG                                    | 8         |
| 3.4. SEÑAL W1  | 11        |
| 3.5. RESP  | 13        |
| 3.6. DOMINIO FRECUENCIAL                                   | 14        |
| 3.6.1. <i>Welch</i>  | 14        |
| 3.7. ESTIMACIÓN DE LA FRECUENCIA Y FIABILIDAD DE LA MEDIDA | 15        |
| <b>4. RESULTADOS</b>                                       | <b>17</b> |
| <b>5. DISCUSIÓN</b>  | <b>22</b> |
| 5.1. FIABILIDAD DE LA SEÑAL RESP                           | 22        |
| 5.2. FIABILIDAD DE LA SEÑAL W1                             | 22        |
| 5.3. ERRORES FRECUENCIALES                                 | 23        |
| 5.4. UMBRAL DE ERROR                                       | 23        |
| <b>6. CONCLUSIONES</b>                                     | <b>25</b> |
| 6.1. FUNCIONES   | 25        |
| 6.1.1. <i>Información</i>                                  | 25        |
| 6.1.2. <i>Investigación PDA</i>                            | 25        |
| 6.1.3. <i>Justificación de parámetros</i>                  | 25        |
| 6.1.3.1. <i>Hamming</i>                                    | 25        |



---

INDICES

|  |           |
|--|-----------|
| 6.1.3.2. Umbral de picudez                   | 26        |
| 6.2. OBJETIVOS                               | 27        |
| <b>7. LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS</b>          | <b>28</b> |
| <b>8. OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE</b> | <b>29</b> |
| <b>9. BIBLIOGRAFÍA</b>                       | <b>30</b> |

## INDICE DE ILUSTRACIONES

|   |    |
|---|----|
| <b>FIGURA 1.</b> TÉCNICAS ÓPTICAS DE LA MEDICIÓN DE LA PPG.....   | 2  |
| <b>FIGURA 2.</b> COMPONENTE AC Y DC DE LA SEÑAL PPG .....   | 2  |
| <b>FIGURA 3.</b> CICLO DE UNA SEÑAL PPG.....  | 3  |
| <b>FIGURA 4.</b> EJEMPLO DE SEÑAL ECG Y PPG MEDIADA MEDIANTE MEDICOM. REPRODUCIDA DE [5].....   | 5  |
| <b>FIGURA 5.</b> PROTOCOLO EXPERIMENTAL: CONSISTE EN DOS SESIONES, BASAL Y ESTRÉS, GRABADAS EN<br>DIFERENTES .....  | 6  |
| <b>FIGURA 6.</b> PPG SUJETO 29 BASAL, SIN LA IMPLEMENTACIÓN DE PROCESADO .....  | 7  |
| <b>FIGURA 7.</b> SEÑAL PPG SUJETO 29 BASAL, CON FILTRO BUTTERWORTH PASO BANDA APLICADO .....  | 8  |
| <b>FIGURA 8.</b> EJEMPLO ILUSTRATIVO PDA APLICADO A ONDA PPG Y PUNTOS NA, NB Y ND.....  | 9  |
| <b>FIGURA 9.</b> PDA. EJEMPLO ILUSTRATIVO. MODIFICADA DE [2] .....  | 9  |
| <b>FIGURA 10.</b> TRAMO DE SEÑAL PPG CON APLICACIÓN DEL PDA .....   | 10 |
| <b>FIGURA 11.</b> SESIÓN BASAL SUJETO 2: CRITERIOS DE RECHAZO PDA.....  | 10 |
| <b>FIGURA 12.</b> ONDAS PPG SIN DETECCIONES NB.....   | 10 |
| <b>FIGURA 13.</b> SEÑAL GENERADA A PARTIR DE W1 .....   | 11 |
| <b>FIGURA 14.</b> EJEMPLO SEÑAL W1 INTERPOLADA.....   | 11 |
| <b>FIGURA 15.</b> EJEMPLO SEÑAL W1 INTERPOLADA CON FILTRO PASO ALTO BUTTERWORTH.....  | 12 |
| <b>FIGURA 16.</b> EJEMPLOS DE TRAMOS DE INTERPOLACIÓN NO VALIDO DEBIDO A LA CREACIÓN DE POSIBLES<br>MUESTRAS NO FIABLES .....   | 12 |
| <b>FIGURA 17.</b> INICIO Y FINAL DE UNA SEÑAL W1 INTERPOLADA.....   | 13 |
| <b>FIGURA 18.</b> EJEMPLO SEÑAL RESP.....   | 13 |
| <b>FIGURA 19.</b> EJEMPLO SEÑAL RESP REMUESTREADA. ....   | 14 |
| <b>FIGURA 20.</b> EJEMPLOS DE SEÑAL W1 INTERPOLADA Y SEÑAL RESP REMUESTREADAS EN EL DOMINIO<br>FRECUENCIAL JUNTO CON LAS LIMITACIONES DE CADA BANDA FRECUENCIAL ..... | 15 |
| <b>FIGURA 21.</b> SEÑALES RESP Y W1: ÁREA BAJO LA CURVA TOTAL Y DEL PICO MÁXIMO PARA EL<br>CÁLCULO DE LA PICUDEZ DE LA SEÑAL. ....                                    | 16 |
| <b>FIGURA 22.</b> SEÑALES RESULTANTES EN BASE A LOS CRITERIOS DE DESCARTE. ....   | 17 |
| <b>FIGURA 23.</b> POWER SPECTRAL DENSITY (PSD), DE SUJETO 12 EN SESIÓN DE ESTRÉS, A PARTIR DE<br>VENTANAS DE HAMMING DE 5s, 12s Y 50s, RESPECTIVAMENTE. ....          | 26 |

## INDICE DE TABLAS

|  |    |
|--|----|
| <b>TABLA 1.</b> SESIÓN ESTRÉS: RESULTADOS SEÑALES RESP QUE SUPERAN EL UMBRAL DE PICUDEZ.....   | 18 |
| <b>TABLA 2.</b> SESIÓN BASAL: RESULTADOS SEÑALES RESP QUE SUPERAN EL UMBRAL DE PICUDEZ.....  | 18 |
| <b>TABLA 3.</b> SESIÓN ESTRÉS: RESULTADOS SEÑALES W1 DE LAS SEÑALES RESP PICUDAS .....   | 19 |
| <b>TABLA 4.</b> SESIÓN BASAL: RESULTADOS SEÑALES W1 DE LAS SEÑALES RESP PICUDAS .....  | 19 |
| <b>TABLA 5.</b> SESIÓN ESTRÉS: MEDIA (MEAN, M) Y DESVIACIÓN TÍPICA (STANDARD DESVIATION, SD) DEL<br>ERROR FRECUENCIAL ENTRE EL PICO MÁXIMO DE LA SEÑAL RESP Y W1 PICUDA..... | 20 |
| <b>TABLA 6.</b> SESIÓN BASAL: MEDIA Y DESVIACIÓN TÍPICA (STANDARD DESVIATION,SD) DEL ERROR<br>FRECUENCIAL ENTRE EL PICO MÁXIMO DE LA SEÑAL RESP Y W1 PICUDA .....            | 20 |
| <b>TABLA 7.</b> SESIÓN ESTRÉS: SEÑALES QUE TIENEN UN ERROR RELATIVO MENOR AL UMBRAL PLANTEADO<br>.....   | 21 |
| <b>TABLA 8.</b> SESIÓN BASAL: PORCENTAJE DE SEÑALES CON UN ERROR RELATIVO MENOR AL UMBRAL<br>PLANTEADO.....  | 21 |



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. CONTEXTO Y MOTIVACIÓN

Las constantes vitales son los parámetros que permiten valorar el estado de las funciones corporales. Estas son la tensión arterial, la temperatura corporal, la frecuencia cardiaca, la saturación de oxígeno y la tasa respiratoria [4], siendo esta última objeto de estudio en el siguiente trabajo.

La frecuencia respiratoria está definida como el número de respiraciones que una persona realiza por minuto. Esta tasa puede variar dependiendo de la persona y de la edad siendo, en el caso de una persona adulta, una frecuencia entre 10 a 20 respiraciones por minuto, en reposo [7]. Esta tasa se debe al movimiento rítmico de inspiración y espiración, el cual, está regulado por el sistema nervioso. Este parámetro se utiliza como indicativo de una posible anomalía en el sistema respiratorio. Cuando la tasa es inferior a la normal, se habla de bradipnea y cuando se encuentra por encima, taquipnea.

Este estudio sale del interés de encontrar alternativas a los diferentes aparatos de medición de la frecuencia respiratoria, como es el caso de espirómetros de flujo, sensores de flujo nasal o mascarillas y sensores de flujo bucal, usados para el diagnóstico y seguimiento de condiciones respiratorias, como es el caso del asma, la enfermedad pulmonar obstructiva (EPOC) y trastornos del sueño relacionados con la respiración, como la apnea del sueño, en el ambiente sanitario, con el objetivo de realizar medidas de manera ambulatoria gracias a dispositivos wearables.

Estos dispositivos, aparte de ser menos invasivos, que los aparatos anteriormente mencionados, presentan la ventaja de poder realizar motorizaciones continuas a lo largo del día al paciente o realizar las medidas en el propio hogar del paciente.

Existen estudios previos en los que se estima la tasa respiratoria a partir de la anchura del pulso de la PPG [3] aunque estos métodos presentan algunas limitaciones en la base de datos de estudio del presente Trabajo Fin de Grado.

En este Trabajo de Fin de Grado se obtiene la frecuencia respiratoria a partir de la anchura de la primera onda en la que se descompone la PPG, denominada como W1, con la finalidad de investigar si es posible obtener la tasa respiratoria con una precisión similar o igual, a la que podemos obtener con los aparatos que se utilizan actualmente para ello.

## 1.2. FUNDAMENTOS DE LA PPG

La señal fotoplethysmográfica (Photoplethysmographic, PPG) registra los cambios pulsátiles en el volumen sanguíneo de los capilares y arteriolas que irrigan un área dada, normalmente un dedo [8]. Esta señal se crea a partir de la aplicación de la técnica

fotoplethysmográfica. Uno de los principales pioneros en introducir esta técnica fue Hertzman [1] en el siglo XX.

La idea de la PPG se basa en la cantidad de luz transmitida o reflejada debido a la opacidad que se produce en los vasos sanguíneos, cuando se incrementa el volumen de sangre debido a un pulso generado por un latido de corazón. Para obtener esta señal se hace uso de un fotoplethysmógrafo.

El principio en el que se basa la PPG es el siguiente, la sangre venosa y arterial presenta una absorción de luz diferente al resto de tejidos. La variación en la circulación de la sangre provocada por pulsos provoca variaciones en la absorción y dispersión del tejido. Por lo que cuando se produce un latido, el flujo sanguíneo aumenta en los capilares cercanos a la superficie de la piel suponiendo una mayor absorción de la luz [9].

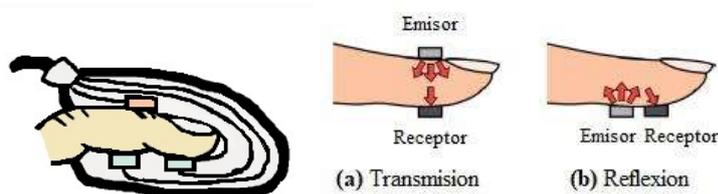


Figura 1. Técnicas ópticas de la medición de la PPG

Por lo tanto, ya que la luz reflejada varía en función de la opacidad que se produce por un pulso, mediante un sensor de PPG, la señal de tensión que se genera es proporcional a la cantidad de sangre que fluye a través de los vasos sanguíneos [5].

Obtenida la señal PPG, se pueden distinguir dos componentes:

- Componente AC: Aquel que refleja el pulso arterial producido por los latidos del corazón (ver Figura 2).
- Componente DC: Surge de las señales ópticas reflejadas o transmitidas por los tejidos, así como los volúmenes de sangre venosa y arterial. Es decir, debido al volumen de sangre no pulsante y al tejido circundante que produce una señal con cambios lentos (ver Figura 2).

La frecuencia básica de la componente de CA varía con la frecuencia cardíaca y se encuentra superpuesta la línea base de CC. El componente de CA da la forma de la onda PPG.

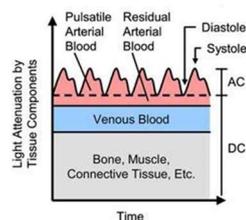
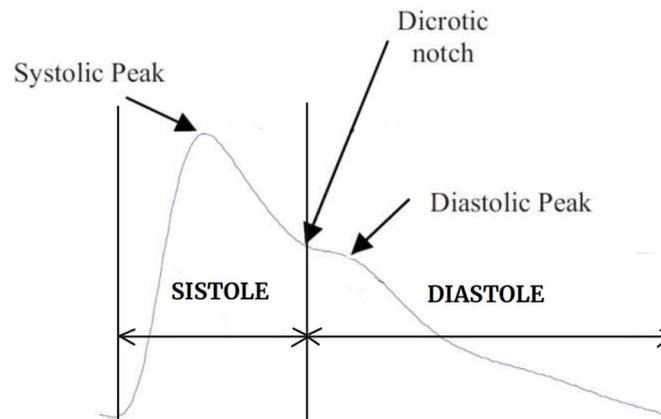


Figura 2. Componente AC y DC de la señal PPG



*Figura 3. Ciclo de una señal PPG*

Dentro de la componente AC, en los pulsos de PPG, se puede distinguir dos fases:

- **Fase sistólica:** corresponde con el ascenso del pulso hasta el máximo sistólico y desde este hasta llegar al dicrótico (onda dicrótica). En esta fase, las cámaras cardiacas se contraen hacia los pulmones y la periferia, por medio de las arterias.
- **Fase diastólica:** Correspondiente con el descenso del pulso a partir del dicrótico. Esta fase se da cuando las cámaras cardiacas están en estado de relajación y se llenan con sangre proveniente de las venas.

La muesca dicrótica (*ver Figura 3*) suele verse con mayor claridad en sujetos con arterias distensibles sanas y se dice que indica el cierre de la válvula aórtica semilunar.

Una vez obtenida señal PPG, esta es procesada para obtener diferentes parámetros como el nivel de oxígeno en la sangre, el ritmo cardiaco y la respiración.

El uso de la PPG, se emplea principalmente en el ámbito médico para la monitorización clínica de diferentes parámetros, con el fin de observar posibles anomalías. Pero también la podemos encontrar fuera del ámbito médico como puede ser dentro del mundo del deporte donde podemos encontrar wearables, como smartwatch, capaces de medir esta señal, sistemas de vigilancia y seguridad entre otros.

### 1.3. ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE

Existen numerosos métodos de estimación de la frecuencia respiratoria a partir de la señal PPG [13]. Muchas de ellos se basan en las modulaciones de amplitud o frecuencia (mediante la arritmia sinusal respiratoria) que produce la respiración sobre la señal PPG. También existen métodos de estimación de la respiración a partir de los parámetros morfológicos de la PPG como el basado en la variabilidad de la anchura de pulso (PWV),

así como métodos que explotan las características de las diferentes alternativas combinando la información [3].

Estos últimos métodos, no consiguen estimar la frecuencia respiratoria, en la base de datos que se estudia en este TFG, por lo que se recurre al análisis de descomposición de pulso (PDA, Pulse Decomposition Analysis) para observar si de esta forma se consigue estimar la frecuencia.

## 1.4. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo consiste en estimar la frecuencia respiratoria a través del modelado del pulso de la señal fotoplethysmográfica (PPG). Más en concreto, se estudiará el uso de la anchura de la señal W1 (primera de las tres ondas que descomponen la PPG) con el fin de observar si es posible estimar la tasa respiratoria de un paciente a partir de dicho parámetro.

Por lo que se puede resumir los objetivos en los siguientes puntos:

- Obtención de información sobre la fotoplethysmografía y su descomposición a partir de artículos científicos.
- Compresión y familiarización del algoritmo de la onda de pulso, en Matlab, para la posterior extracción y visualización de la onda PPG junto con la detección de posibles errores y corrección de estos.
- Proponer biomarcadores a partir del modelo que permitan estimar la frecuencia respiratoria.
- Evaluar resultados, discutirlos y comparar con el estado del arte.

Para la investigación de las diferentes funciones y la obtención de los resultados, se hace uso de la herramienta de Matlab. Para ello, se cuenta con una base de datos, obtenida en la Universidad de Zaragoza (UZ), en la que 40 voluntarios se prestaron a realizar un protocolo experimental basado en dos estados del paciente: basal y estrés. A través de esta base de datos se aplicará el análisis de descomposición de pulso (PDA, Pulse Decomposition Analysis), en las ondas de la PPG que fueron medidas en el dedo del paciente. El PDA se basa en la hipótesis de que el pulso de la PPG se compone de una sola onda de avance y sus versiones retardadas, que surgen de reflejos de la onda de presión en las bifurcaciones renal e ilíaca de la rama arterial [2].

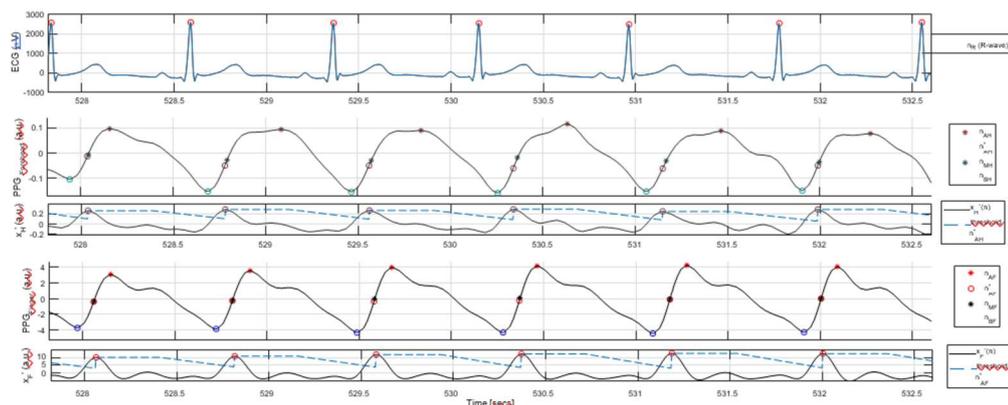
## 2. MATERIALES

### 2.1. BASE DE DATOS

#### 2.1.1. Pacientes

La base de datos está formada por 40 sujetos (50% hombres y 50% mujeres) que se sometieron de manera voluntaria al protocolo experimental. Los pacientes estudiados, no habían sido diagnosticados, previamente, con ningún tipo de enfermedad crónica o psicológica y poseían una media de edad de  $21.99 \pm 2.87$  años [14].

Los datos se recogieron mediante el uso de un sistema Medicom, modulo ABP-10 (*Medicom 83 system MTD Ltd, Russia*). Este sistema medico fue usado para grabar una señal respiratoria usando un cinturón de 250 Hz y la señal PPG de cada voluntario [5]. Para el análisis de este trabajo, las señales fueron extraídas de la sesión basal y estrés de los pacientes de la base de datos.



**Figura 4.** Ejemplo de señal ECG y PPG mediada mediante Medicom. Reproducida de [5]

#### 2.1.2. Protocolo experimental

El protocolo experimental consta de dos sesiones, realizadas en días distintos. La primera de ellas, sesión basal, consiste en generar una condición de relajación autógena, en la que se distinguen las siguientes fases:

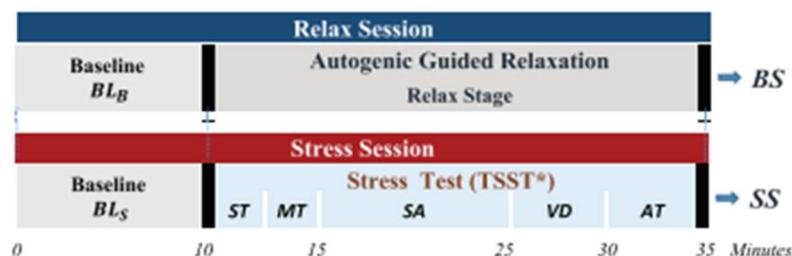
- I. **NormalState (NS)**: 4 minutos donde se comprueba que los dispositivos estén conectados correctamente.
- II. **PreRelax (PR)**: 6 minutos de inicio de la condición de relajación del sujeto.
- III. **RelaxStage (RS)**: 25 minutos de sujeto totalmente relajado.

De los tres escenarios presentados, para la sesión basal del paciente, la fase NS no se tendrá en cuenta en la evaluación final de resultados ya que es el inicio de la sesión y por lo tanto el sujeto no cumple la condición de relajación que se desea para esta sesión.

En la segunda sesión, llamada sesión de estrés, en la que se plantea los diferentes escenarios:

- I. **PreRelax** (PR): 10 minutos de condición de relajación autógena.
- II. **StoryTelling** (ST): Se cuenta una historia, con una duración de 1min, que contiene un gran número de detalles y que se pide al sujeto que recuerde.
- III. **MemoryTest** (MT): El sujeto debe repetir la historia anterior con la mayor cantidad de detalles que recuerde.
- IV. **StressAnticipation** (SA): El paciente tiene que esperar 10 minutos solo mientras le realizan la evaluación de la anterior prueba.
- V. **VideoDisplay** (VD): Se muestra al paciente un video de un actor recordando la misma historia presentada al sujeto. Posteriormente, se le muestra al sujeto su propia grabación del MT, la cual tiene un desempeño más bajo que la mostrada al inicio.
- VI. **ArithmeticTask** (AT): El sujeto disponía de 5 minutos para realizar restas sucesivas de 13 a partir del número 1022. En caso de error, se reiniciaba la cuenta desde el principio.

Todos los escenarios están considerados de estrés excepto el escenario de PreRelax ya que su objetivo es que el sujeto parta de un estado de relajación. En cuanto a los escenarios de MT y AT, es importante destacar que el sujeto se encuentra hablando y por tanto la frecuencia respiratoria pierde su periodicidad característica, haciéndola muy difícil de estimar incluso con sensores respiratorios específicos.



**Figura 5.** Protocolo experimental: consiste en dos sesiones, basal y estrés, grabadas en diferentes días, donde se plantean diferentes escenarios. Reproducida de [14].

### 3. METODOLOGÍA / MÉTODOS

#### 3.1. INTRODUCCIÓN

Se parte de la base de datos proporcionada por la Universidad de Zaragoza en la que se encuentran almacenadas las muestras extraídas a cada voluntario, mediante el dispositivo de medida Medicom.

Siguiendo el método experimental se distinguen dos tipos de archivos, por cada uno de los sujetos, haciendo referencia a cada una de las sesiones a las que se sometieron (basal y estrés).

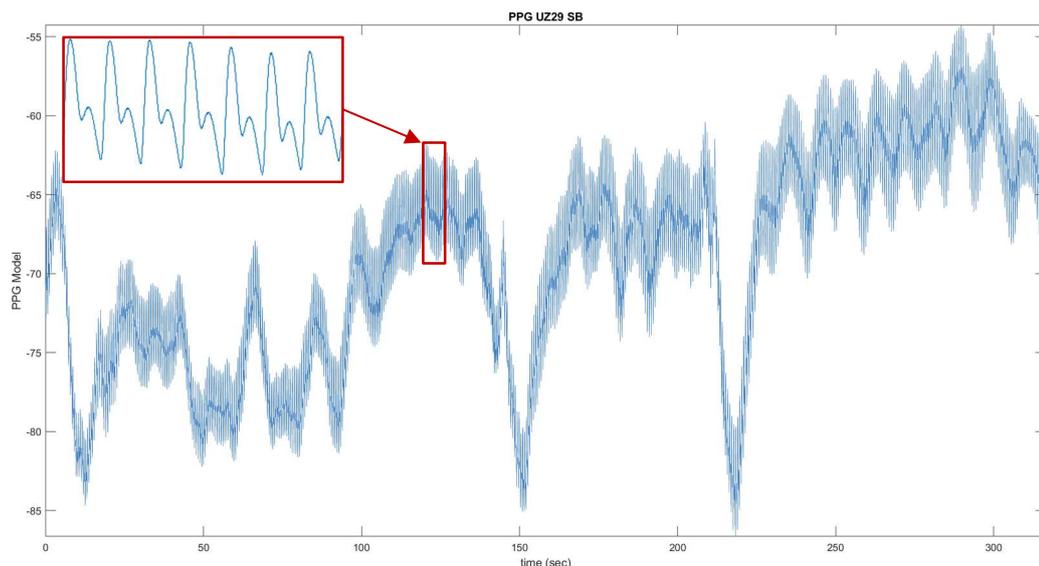
Hay que indicar que ciertos sujetos no han sido tratados debido a que sus ficheros se encuentran vacíos, no existen o falta gran parte de información, por lo que se descartan directamente. Es el caso de los sujetos:

Sesión basal: sujeto 14 y 18

Sesión estrés: sujetos 1, 2, 7, 9, 11, 21, 27 y 30

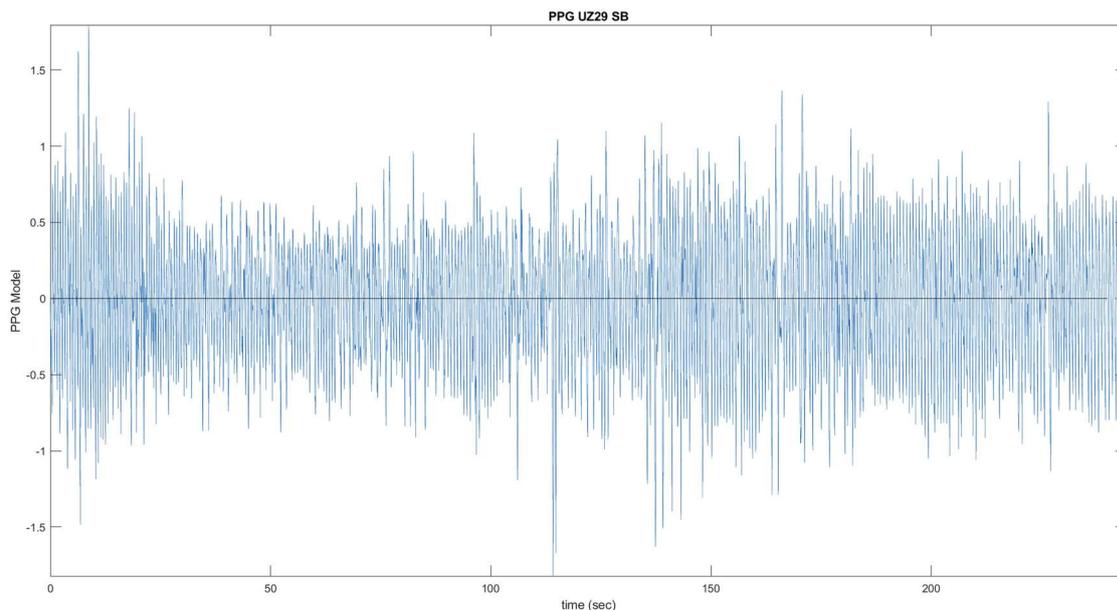
#### 3.2. PREPROCESADO PPG

La PPG obtenida directamente mediante el uso del Medicom, presenta un ruido a lo largo de toda la señal (ver *Figura 6*).



**Figura 6.** PPG sujeto 29 basal, sin la implementación de procesado

Para la eliminación del ruido, se aplica un filtro paso banda Butterworth, de 4º orden, con una frecuencia de corte de 0.5hz a 45hz, con el objetivo de eliminar las componentes de baja frecuencia, que no contienen información relevante para el análisis, y de alta frecuencia, como es el caso de interferencias electromagnéticas de los cables de alimentación (50Hz - 60Hz) o producidas por otros equipos, quedando la señal de la siguiente forma (ver *Figura 7*).



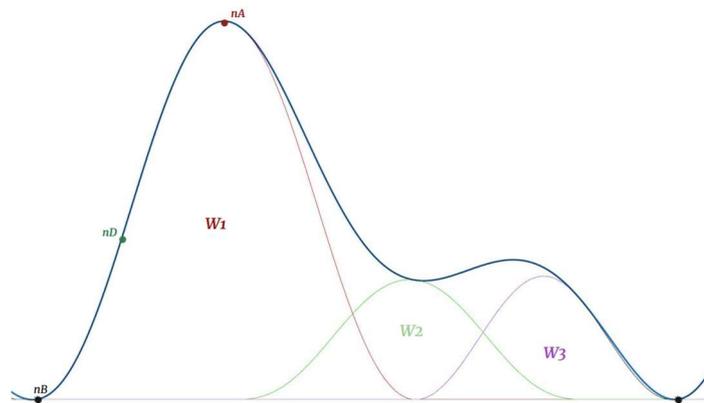
*Figura 7. Señal PPG sujeto 29 basal, con filtro Butterworth paso banda aplicado*

### 3.3. DESCOMPOSICIÓN PPG

El PDA es un método desarrollado por el grupo de investigación BSICoS, en la universidad de Zaragoza, detallado en [2]. A la señal PPG, previamente filtrada, se le aplica el PDA para descomponer las señales de cada paciente en las diferentes ondas que conforman el pulso de la PPG.

Este método se inicia con la detección de los pulsos cardiacos a partir de los puntos nD (punto de máxima pendiente en la señal PPG). Detectados los nD, se buscan los puntos máximos (nA) y mínimos (nB).

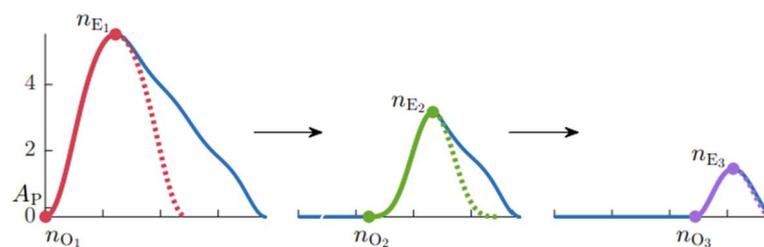
El punto máximo nA, se localiza en una ventana de 300ms posterior al nD, basado en un porcentaje de la pendiente máxima del pulso, detalles en [2]. Para el punto mínimo nB, se realiza de forma similar, pero con una ventana anterior al nD.



**Figura 8.** Ejemplo ilustrativo PDA aplicado a onda PPG y puntos  $nA$ ,  $nB$  y  $nD$

Los puntos  $nB$  indican donde termina una onda y donde empieza la siguiente, por lo que determinan los pulsos de PPG para ser descompuestos, mediante la aplicación del PDA. Si la señal no es excluida por los criterios de rechazo (detallados más adelante) del PDA, esta será descompuesta. De esta forma, si en un tramo de la señal PPG no se han detectado puntos  $nB$ , entonces ese tramo de onda estará considerado como artefacto.

Obtenidas las ondas PPG, a las que se le pueden aplicar el PDA, se inicia el método de descomposición. Para ello se calculan el punto máximo ( $nE$ ) y mínimo ( $nO$ ), de forma similar a como se calculaban los  $nA$  y  $nB$ . La primera onda de pulso se obtiene mediante una reflexión simétrica del tramo formado por los puntos  $nO_1$  y  $nE_1$ . Este proceso se repite en la onda formada a partir de la resta de la onda PPG y la onda de descomposición obteniendo así la segunda onda de descomposición. Estos pasos se repiten una vez más para extraer la tercera onda de descomposición.

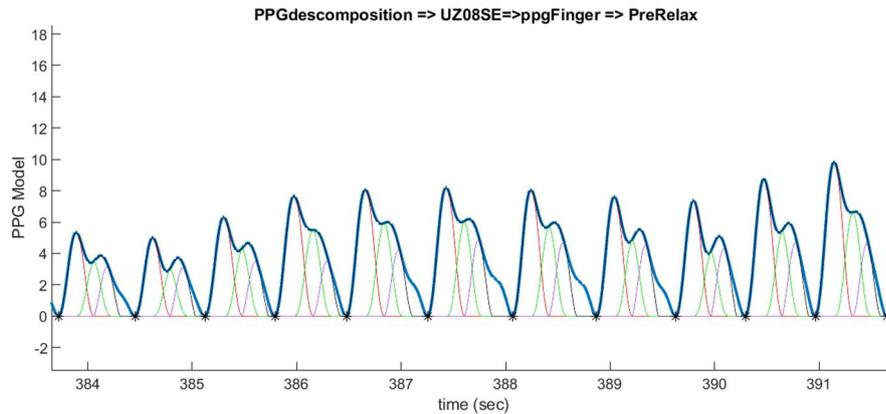


**Figura 9.** PDA. Ejemplo ilustrativo. Modificada de [2]

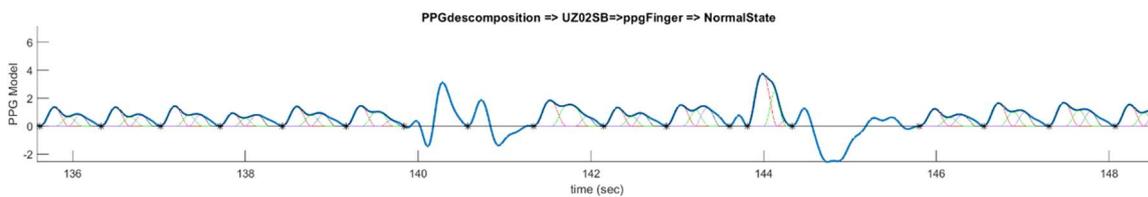
Los rechazos provocados por el PDA en una onda son los siguientes:

- La amplitud de la segunda onda de descomposición es mayor que la amplitud de la primera onda.
- La amplitud de la tercera onda de descomposición es mayor que la amplitud de la primera onda.
- Si la varianza en el tamaño de la onda con respecto a ondas previas era superior a un umbral, detallado en [2].

Posteriormente, se estudia si el PDA ha sido ejecutado correctamente. Para ello se observan las diferentes señales.

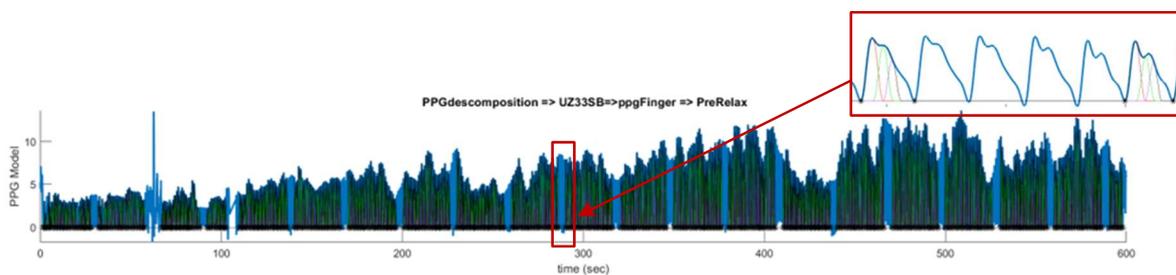


**Figura 10.** Tramo de señal PPG con aplicación del PDA



**Figura 11.** Sesión basal sujeto 2: Criterios de rechazo PDA

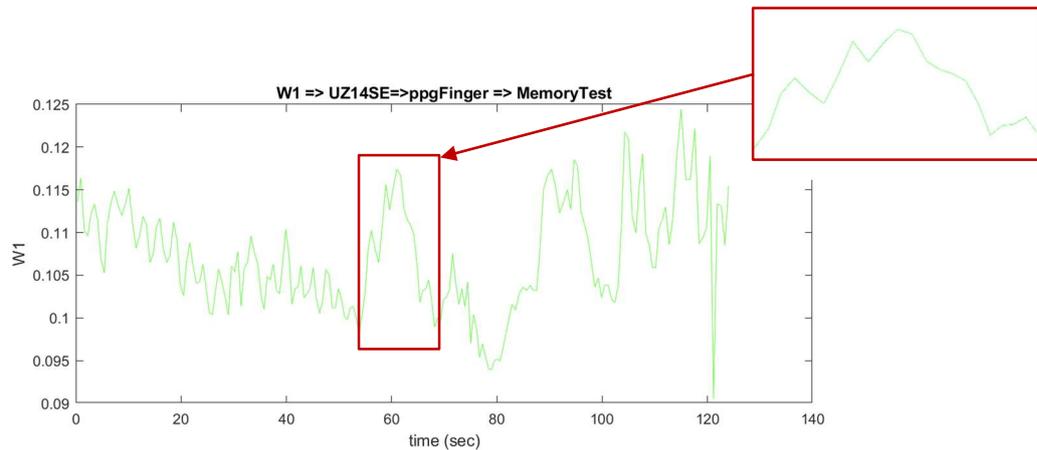
El PDA, sin contar con ondas muy puntuales, por lo general se ejecuta correctamente como podemos ver en la *Figura 10* y *Figura 11*. El error más destacable es la no detección de puntos nB en ondas donde, a primera vista, parecen perfectamente ondas PPG (ver *Figura 12*).



**Figura 12.** Ondas PPG sin detecciones nB

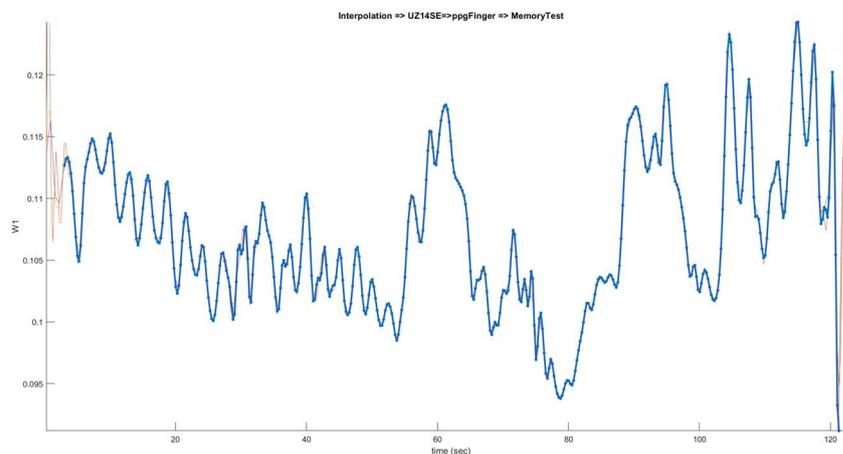
### 3.4. SEÑAL W1

Descompuestas las señales PPG, se miden las anchuras (W1) de la primera onda de descomposición. Una vez medidas, se guardan los valores de la W1 y su vector de tiempos, es importante señalar que como se obtiene una medida W1 para cada latido cardíaco y estos no se producen equiespaciadamente la señal W1 no está muestreada uniformemente.



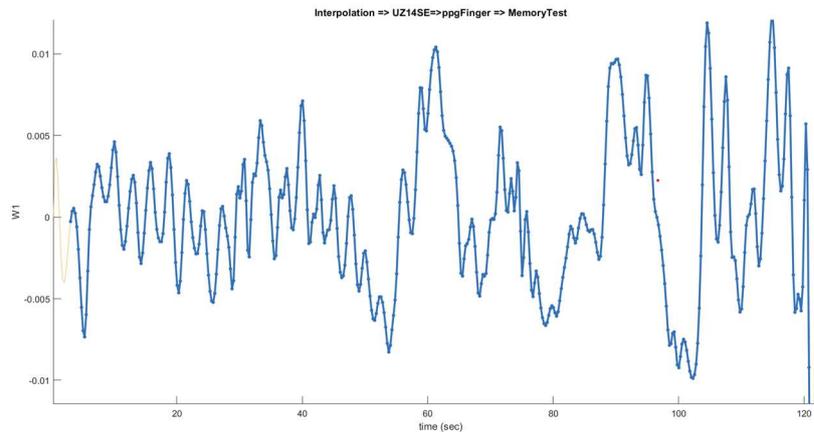
**Figura 13.** Señal generada a partir de W1

La señal W1 se interpola linealmente a una frecuencia de muestreo de 4Hz para tener una señal muestreada uniformemente y poder realizar un análisis frecuencial de la misma.



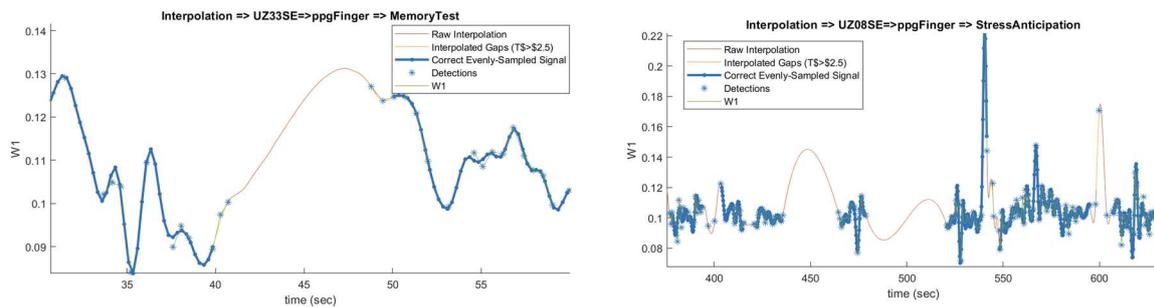
**Figura 14.** Ejemplo señal W1 interpolada

A la vez, se aplica un filtro paso alto Butterworth con el objetivo de centrar la señal W1 interpolada eliminando la componente de continua de la señal (ver Figura 15).



**Figura 15.** Ejemplo señal W1 interpolada con filtro paso alto Butterworth

Debido a que no se descompone la señal PPG en su totalidad, hay puntos de W1 que se encuentra a una gran distancia temporal entre ellos. Cuando se aplica la interpolación de la señal W1 en esas situaciones, esos tramos no se tienen en cuenta ya que no hay información suficiente para que la interpolación represente la realidad de forma fiable (ver Figura 16).

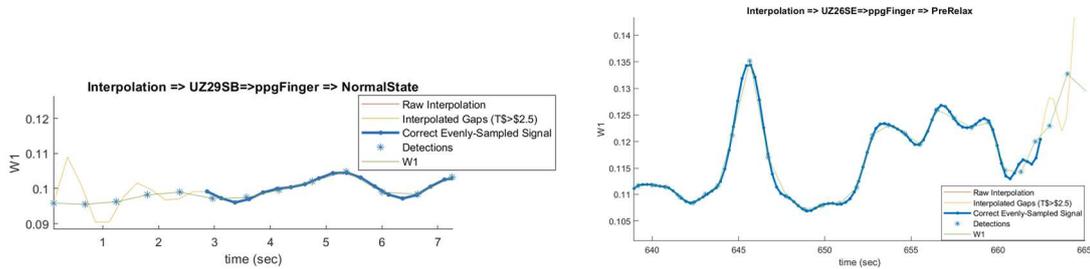


**Figura 16.** Ejemplos de tramos de interpolación no valido debido a la creación de posibles muestras no fiables

Debido a los criterios de rechazo en la descomposición, definidos en 3.3, existen pulsos de la PPG en los que no es posible estimar la W1. Se ha establecido un umbral mínimo de pulsos descompuestos en cada fase del protocolo para realizar la estimación de la frecuencia respiratoria. El método de descomposición de la PDA devuelve un NaN cuando no se ha podido descomponer un pulso lo que permite calcular el porcentaje de pulsos descompuestos entre el total existente de forma sencilla mediante la ratio entre muestras de W1 entre muestras totales.

La interpolación tiene un tiempo a partir del cual pasa a estabilizarse, eliminando así muestras validas de W1 pero que finalmente no se tienen en cuenta en la señal resultante W1 interpolada, provocando así una mayor cantidad de muestras vacías que causaban el descarte de gran cantidad de señales. Teniendo esto en cuenta, la señal W1 que se ha considerado para el proceso de validación es aquella que se inicia desde el momento en el que se tiene la primera muestra de señal interpolada al igual que la última muestra de esta

señal. En el caso de las últimas muestras, estas no se tienen en consideración debido a que pueden presentar errores por el programa por lo que se quedan como margen de error.

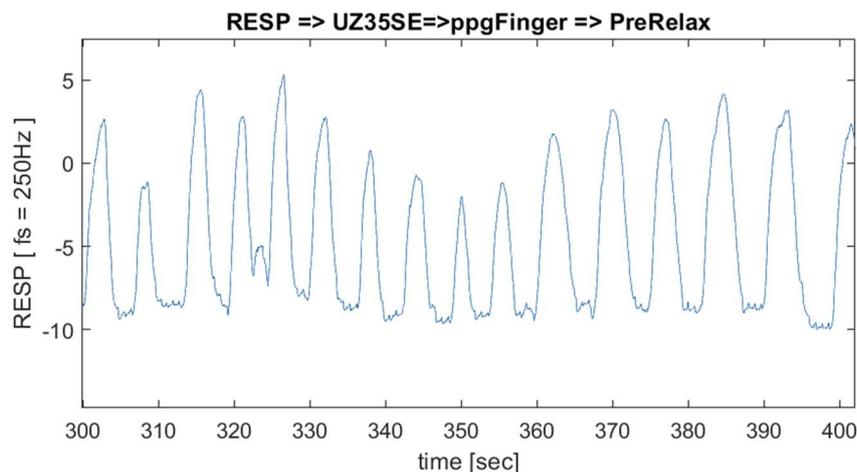


*Figura 17. Inicio y final de una señal W1 interpolada*

El porcentaje de validez que ha de tener una señal W1 interpolada, debe ser igual o superior al 90%. Se considerará, para el resto del estudio, aquellos escenarios, correspondiente a cada paciente, con una señal W1 que cumpla la especificación de validez. En caso de no cumplirse esa condición, la señal pasa a ser descartada, y con ello el escenario planteado a dicho sujeto, del estudio.

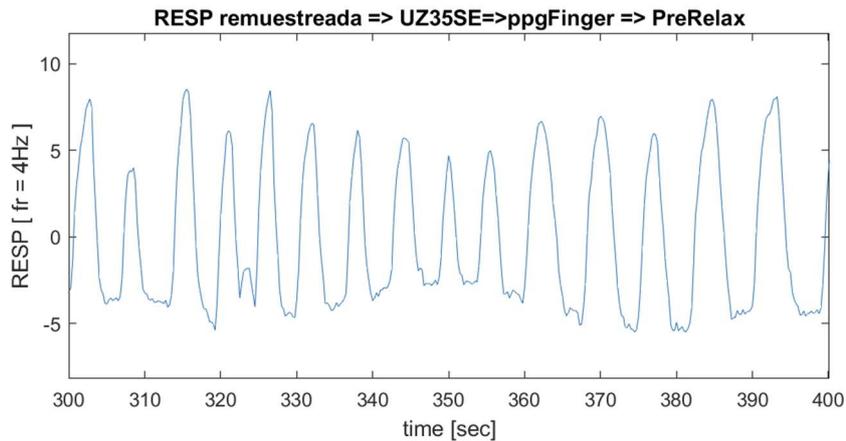
### 3.5. RESP

La señal de referencia RESP cuenta con una frecuencia de muestreo de 250Hz por lo que presenta mayor cantidad de muestras respecto a la señal W1 interpolada.



*Figura 18. Ejemplo señal RESP*

Para poder comparar ambas señales, en los siguientes métodos a aplicar, se necesita que ambas se encuentren muestreadas a la misma frecuencia. Por lo tanto, se aplica la misma interpolación realizada en W1, a la señal RESP realizando un remuestreo de la señal con la misma frecuencia que se emplea en la interpolación de W1, es decir, 4Hz y obteniendo así el mismo vector de tiempos en ambas señales.



*Figura 19. Ejemplo señal RESP remuestreada.*

### 3.6. DOMINIO FRECUENCIAL

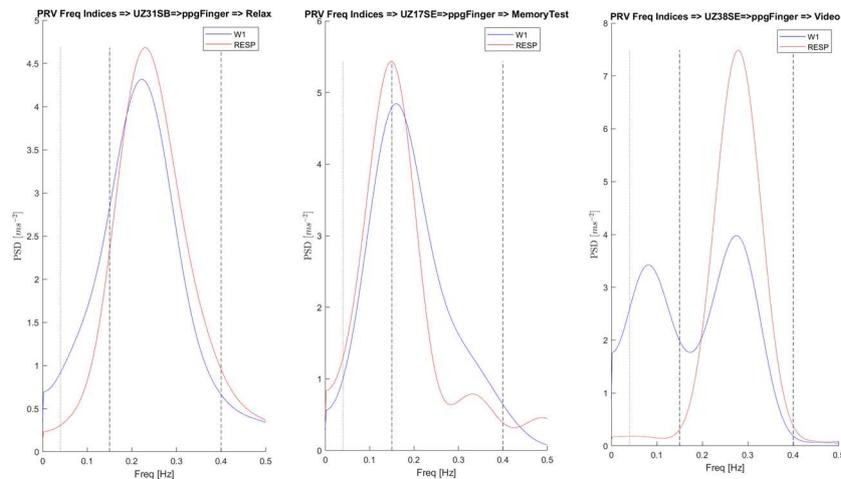
Hasta este punto, las señales con las que se estaban trabajando se encontraban en el dominio temporal. La frecuencia respiratoria se estima obteniendo la frecuencia en la que se produce el máximo de la densidad espectral de potencia, por lo que las señales se pasan al dominio frecuencial mediante la transformada de Fourier.

Previamente a la aplicación de este método, se eliminan los tramos de la señal RESP remuestreada en los que la señal W1 interpolada carece de muestras. Con esto se consigue investigar los mismos tramos temporales en ambas señales. Si esto no se realizase, la señal RESP contaría con una cantidad de muestras superior a la señal W1, modificando en gran medida el resultado final.

Una vez se tiene en cuenta lo mencionado anteriormente, se realiza el cálculo de la Densidad Espectral de Potencia (Power Spectral Density, PSD) determinando la distribución de la potencia de una señal a lo largo de un intervalo de frecuencia [11], obteniendo así las señales RESP y W1 en el dominio frecuencial. Para ello, se hace uso del método de Welch ya que permite solapamiento de segmentos de datos [10] cuando se trabaja sobre una señal discontinua como es el caso de las señales W1 y RESP, con la eliminación de tramos.

#### 3.6.1. Welch

El método de Welch calcula un periodograma modificado para cada segmento y después promedia estas estimaciones para generar la estimación del PSD [12]. El propósito de este método es reducir la varianza del periodograma, dividiendo la señal temporal en segmentos y promediando las estimaciones espectrales de los segmentos individuales, y obteniendo así una representación más suave del PSD. Estos segmentos se multiplican por una función ventana, por lo que, para aplicar Welch, en este proyecto, se aplica una ventana de Hamming de 12s, tal como se describe en [6].



*Figura 20. Ejemplos de señal W1 interpolada y señal RESP remuestreadas en el dominio frecuencial junto con las limitaciones de cada banda frecuencial*

### 3.7. ESTIMACIÓN DE LA FRECUENCIA Y FIABILIDAD DE LA MEDIDA

Obtenidas las señales W1 y RESP en el dominio de la frecuencia, mediante la transformada de Fourier, se estima la frecuencia respiratoria a partir de cada una de las dos señales. Para ello, se debe aplicar una limitación de banda frecuencial entre 0.08 a 0.5Hz. En este rango frecuencial, ocurren las principales componentes respiratorias ya que está asociado con una actividad respiratoria normal. Es decir, las frecuencias más relevantes de la respiración humana se encuentran entre 0.08 y 0.5Hz.

Para ello, se detecta el pico máximo, ya que la frecuencia a la que se produce el pico máximo corresponde con la frecuencia respiratoria.

Por otro lado, para evaluar la fiabilidad de la señal se realiza una medida de la picudez del espectro de la misma. Este criterio se basa en que una respiración estable produce una componente frecuencial clara en el espectro (un pico). Para cuantificar la picudez de los espectros se calcula la potencia en un intervalo entorno al máximo con respecto al total.

A partir del pico máximo, se aplica una ventana de 0.1Hz, es decir, 0.05Hz a la derecha e izquierda de la posición del pico máximo, delimitando, de esta forma, el área de interés.

A continuación, se calcula el área bajo la curva del pico hasta la limitación de la ventana que se ha marcado. Para ello, se aplica la ecuación de Riemann. Del mismo modo, se calcula el área de toda la señal dentro de la franja frecuencial especificada anteriormente (0.08Hz a 0.5Hz).

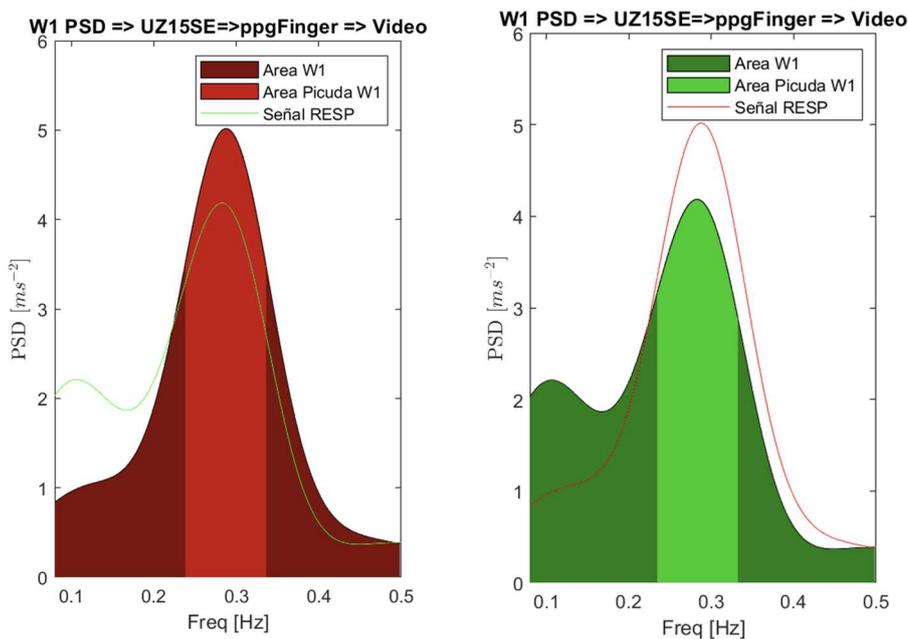
Obtenidos las áreas, se calculan los porcentajes de picudez de las señales W1 y RESP. Se fija un umbral de picudez que tienen que superar, ambas señales, para ser consideradas

como fiables. El umbral de picudez que se fija para este estudio es del 40%, sacado de [6], ya que se tratan de señales de respiración.

En el estudio final, se considerarán señales validas aquellas que tengan su señal de referencia picudas. El motivo es contar con una buena referencia para poder realizar una comparación correcta con la señal W1.

Tras realizar el segundo descarte de señales, se estudia cuantas señales W1, referentes a los escenarios expuestos a cada paciente, que poseen una señal de referencia picuda, superan el umbral de picudez establecido ya que estos resultados se presentarán diferenciados en base a la fiabilidad de la señal W1.

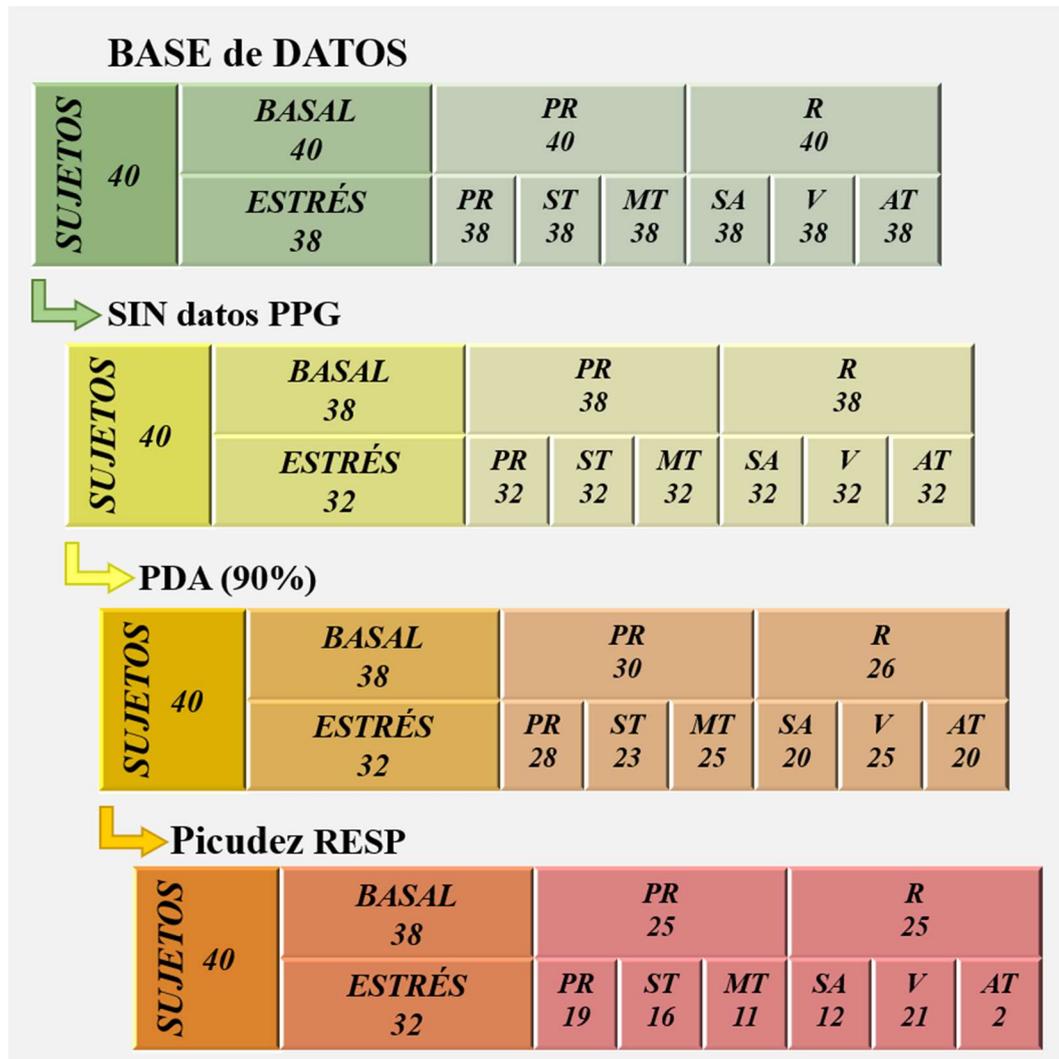
Realizado el descarte de los escenarios no validos en cada uno de los pacientes, se pasa a la detección de la frecuencia en la que se encuentra el pico máximo tanto de la señal RESP como de la señal W1.



**Figura 21.** Señales RESP y W1: área bajo la curva total y del pico máximo para el cálculo de la picudez de la señal.

## 4. RESULTADOS

En la *Figura 22* se muestra el proceso de descarte de las diferentes señales en base a los criterios establecidos a lo largo del trabajo.



*Figura 22. Señales resultantes en base a los criterios de descarte.*

En la tabla 1 y 2 se presentan la cantidad de señales RESP de la sesión estrés y basal, respectivamente. El objetivo es observar cuantas señales resultan picudas y el porcentaje que suponen respecto al total de señales analizadas.

Para este análisis se parte de aquellos escenarios que cumplían la condición del primer descarte realizado, es decir, todos aquellos estados que tienen un 90% de señal W1 interpolada con información.

*Tabla 1. Sesión estrés: Resultados señales RESP que superan el umbral de picudez*

| <b>Picudez RESP<br/>sesión ESTRÉS</b> | <b>Señales picudas</b> | <b>Señales estudiadas</b> | <b>Porcentaje</b> |
|---------------------------------------|------------------------|---------------------------|-------------------|
| <i>PreRelax</i>                       | 19                     | 28                        | 67.85%            |
| <i>StoryTelling</i>                   | 16                     | 23                        | 69.56%            |
| <i>MemoryTest</i>                     | 11                     | 24                        | 45.83%            |
| <i>StressAnticipation</i>             | 12                     | 20                        | 60%               |
| <i>Video</i>                          | 21                     | 25                        | 84%               |
| <i>ArithmeticTask</i>                 | 2                      | 20                        | 10%               |
| <b>TOTAL:</b>                         | <b>81</b>              | <b>140</b>                | <b>57.85%</b>     |

Hay que destacar que para los resultados no se tendrá en cuenta los resultados proporcionados por el estado NormalState (NS). El motivo se detalla, más adelante en el apartado de discusión.

*Tabla 2. Sesión basal: Resultados señales RESP que superan el umbral de picudez*

| <b>Picudez RESP<br/>sesión BASAL</b> | <b>Señales picudas</b> | <b>Señales estudiadas</b> | <b>Porcentaje</b> |
|--------------------------------------|------------------------|---------------------------|-------------------|
| <i>PreRelax</i>                      | 25                     | 30                        | 83.33             |
| <i>Relax</i>                         | 25                     | 32                        | 78.13%            |
| <b>TOTAL:</b>                        | <b>50</b>              | <b>62</b>                 | <b>67.74%</b>     |

Posteriormente, se estudia la picudez de W1 en aquellos estados en los que la señal RESP resulta picuda, ya que si la señal de referencia no es buena la comparación entre W1 y RESP no podría realizarse correctamente. En la tabla 3 se muestra cuantas señales W1 superan el umbral de picudez y sus porcentajes, partiendo de los casos que tienen su señal RESP picuda.

**Tabla 3.** Sesión estrés: Resultados señales W1 de las señales RESP picudas

| Picudez W1<br>Sesión ESTRÉS | W1 $\geq$ 40%   |                    | W1 < 40%           |                       |
|-----------------------------|-----------------|--------------------|--------------------|-----------------------|
|                             | Señales Picudas | Porcentaje Picudas | Señales NO Picudas | Porcentaje NO Picudas |
| <i>PreRelax</i>             | 13              | 68.42%             | 6                  | 31.57%                |
| <i>StoryTelling</i>         | 4               | 25%                | 12                 | 75%                   |
| <i>MemoryTest</i>           | 2               | 18.18%             | 9                  | 81.81%                |
| <i>StressAnticipation</i>   | 0               | 0%                 | 12                 | 100%                  |
| <i>Video</i>                | 9               | 42.85%             | 12                 | 57.14%                |
| <i>ArithmeticTask</i>       | 1               | 50%                | 1                  | 50%                   |
| <b>ESTRÉS</b>               | <b>29</b>       | <b>35.802%</b>     | <b>52</b>          | <b>64.198%</b>        |

**Tabla 4.** Sesión basal: Resultados señales W1 de las señales RESP picudas

| Picudez W1<br>Sesión BASAL | W1 $\geq$ 40%   |                    | W1 < 40%           |                       |
|----------------------------|-----------------|--------------------|--------------------|-----------------------|
|                            | Señales Picudas | Porcentaje Picudas | Señales NO Picudas | Porcentaje NO Picudas |
| <i>PreRelax</i>            | 18              | 72%                | 7                  | 28%                   |
| <i>Relax</i>               | 14              | 56%                | 11                 | 44%                   |
| <b>BASAL</b>               | <b>32</b>       | <b>64%</b>         | <b>18</b>          | <b>36%</b>            |

Se realiza una comparación entre el error existente en la estimación de la frecuencia respiratoria en función de la fiabilidad o no de la señal W1.

En las siguientes tablas 4 y 5, muestra la media y la desviación típica de los errores absolutos y relativos de estimación de la frecuencia respiratoria, en la sesión de estrés y basa, respectivamente.

**Tabla 5.** Sesión Estrés: Media (Mean, M) y desviación típica (Standard Desviation, SD) del error frecuencial entre el pico máximo de la señal RESP y W1 picuda

| ERRORES<br>SESIÓN<br>ESTRÉS    | W1 ≥ 40%                  |               |                   |               | W1 < 40%                  |              |                   |               |
|--------------------------------|---------------------------|---------------|-------------------|---------------|---------------------------|--------------|-------------------|---------------|
|                                | ERROR<br>ABSOLUTO<br>(HZ) |               | ERROR<br>RELATIVO |               | ERROR<br>ABSOLUTO<br>(Hz) |              | ERROR<br>RELATIVO |               |
| ESTADOS                        | M                         | SD            | M                 | SD            | M                         | SD           | M                 | SD            |
| <i>PreRelax</i>                | 0.0264                    | 0.0383        | 14.18%            | 16.63%        | 0.059                     | 0.08         | 37.46%            | 41.18%        |
| <i>StoryTelling</i>            | 0.005                     | 0.0024        | 1.62%             | 0.62%         | 0.19                      | 0.093        | 57.63%            | 25.2%         |
| <i>MemoryTest</i>              | 0.025                     | 0.019         | 18.44%            | 14.91%        | 0.121                     | 0.13         | 37.22%            | 31.3%         |
| <i>Stress<br/>Anticipation</i> | NaN                       | NaN           | NaN               | NaN           | 0.12                      | 0.078        | 46.37%            | 24.5%         |
| <i>Video</i>                   | 0.035                     | 0.095         | 9.43%             | 24.26%        | 0.172                     | 0.115        | 49.03%            | 30.83%        |
| <i>Arithmetic<br/>Task</i>     | 0.017                     | 0             | 19.56%            | 0%            | 0.044                     | 0            | 32.85%            | 0%            |
| <b>TOTAL<br/>PONDERADO</b>     | <b>0.0256</b>             | <b>0.0482</b> | <b>11.45%</b>     | <b>16.09%</b> | <b>0.1398</b>             | <b>0.097</b> | <b>46.71%</b>     | <b>28.75%</b> |

**Tabla 6.** Sesión Basal: Media y desviación típica (Standard Desviation,SD) del error frecuencial entre el pico máximo de la señal RESP y W1 picuda

| ERRORES<br>SESIÓN<br>BASAL | W1 ≥ 40%                  |               |                   |               | W1 < 40%                  |               |                   |               |
|----------------------------|---------------------------|---------------|-------------------|---------------|---------------------------|---------------|-------------------|---------------|
|                            | ERROR<br>ABSOLUTO<br>(Hz) |               | ERROR<br>RELATIVO |               | ERROR<br>ABSOLUTO<br>(Hz) |               | ERROR<br>RELATIVO |               |
| ESTADOS                    | M                         | SD            | M                 | SD            | M                         | SD            | M                 | SD            |
| <i>PreRelax</i>            | 0.0183                    | 0.0158        | 12.33%            | 8.6%          | 0.0323                    | 0.0348        | 21.05%            | 16.65%        |
| <i>Relax</i>               | 0.0251                    | 0.0356        | 15.2%             | 23.31%        | 0.067                     | 0.084         | 28.01%            | 25.11%        |
| <b>TOTAL<br/>PONDERADO</b> | <b>0.0212</b>             | <b>0.0244</b> | <b>13.58%</b>     | <b>15.03%</b> | <b>0.0535</b>             | <b>0.0648</b> | <b>25.3%</b>      | <b>21.82%</b> |

Por último, se saca el porcentaje de la cantidad de casos, en los que la señal RESP es picuda, que tienen un porcentaje de error relativo menor a un umbral de error máximo permitido del 20%, 10% y 5%. De esta forma, se podrá observar si el error entre las frecuencias de las señales W1 y RESP es un error razonable para el estudio.

*Tabla 7. Sesión estrés: Señales que tienen un error relativo menor al umbral planteado*

| SESIÓN ESTRÉS              | W1 ≥ 40%         |               |              |               | W1 < 40%         |               |               |               |
|----------------------------|------------------|---------------|--------------|---------------|------------------|---------------|---------------|---------------|
|                            | Total            | < 20%         | < 10%        | < 5%          | Total            | < 20%         | < 10%         | < 5%          |
| <i>PreRelax</i>            | <b>13</b>        | 76.92%        | 61.53%       | 38.46%        | <b>6</b>         | 50%           | 33.33%        | 33.33%        |
| <i>StoryTelling</i>        | <b>4</b>         | 100%          | 100%         | 100%          | <b>12</b>        | 16.66%        | 8.33%         | 8.33%         |
| <i>MemoryTest</i>          | <b>2</b>         | 50%           | 50%          | 0%            | <b>9</b>         | 33.33%        | 33.33%        | 22.22%        |
| <i>Stress Anticipation</i> | 0                | 0%            | 0%           | 0%            | 12               | 25%           | 16.67%        | 0%            |
| <i>Video</i>               | 9                | 88.88%        | 88.88%       | 88.88%        | 12               | 25%           | 16.67%        | 16.67%        |
| <i>Arithmetic Task</i>     | 1                | 100%          | 0%           | 0%            | 1                | 0%            | 0%            | 0%            |
| <b>MEDIA PONDERADA</b>     | <b>Total: 29</b> | <b>82.75%</b> | <b>72.4%</b> | <b>62.06%</b> | <b>Total: 52</b> | <b>26.92%</b> | <b>19.23%</b> | <b>13.46%</b> |

*Tabla 8. Sesión basal: Porcentaje de señales con un error relativo menor al umbral planteado*

| SESIÓN BASAL           | W1 ≥ 40%         |               |               |               | W1 < 40%         |               |            |            |
|------------------------|------------------|---------------|---------------|---------------|------------------|---------------|------------|------------|
|                        | Total            | < 20%         | < 10%         | < 5%          | Total            | < 20%         | < 10%      | < 5%       |
| <i>PreRelax</i>        | <b>18</b>        | 94.44%        | 38.88%        | 22.22%        | <b>7</b>         | 71.42%        | 28.57%     | 14.28%     |
| <i>Relax</i>           | <b>14</b>        | 78.57%        | 78.57%        | 42.85%        | <b>11</b>        | 63.64%        | 27.27%     | 9.09%      |
| <b>MEDIA PONDERADA</b> | <b>Total: 32</b> | <b>87.49%</b> | <b>56.24%</b> | <b>31.24%</b> | <b>Total: 18</b> | <b>68.01%</b> | <b>28%</b> | <b>12%</b> |

## 5. DISCUSIÓN

### 5.1. FIABILIDAD DE LA SEÑAL RESP

Como se menciona a lo largo del trabajo, el objetivo que se busca es la estimación de la respiración. Mediante el estudio se espera que, a partir de las señales obtenidas mediante los métodos y las condiciones planteadas, se consiga obtener el resultado esperado.

Con los primeros resultados obtenidos en las *Tablas 1 y 2*, referentes a las sesiones de estrés y basal, respectivamente, se observa que el porcentaje, de señales RESP picudas, es mucho más elevado en basal en comparación al porcentaje que presenta la sesión de estrés. Este resultado es justificable ya que la respiración, en condiciones normales, es mucho más estable cuando no se realiza ningún tipo de tarea, o lo que es lo mismo, el sujeto se encuentra lo más relajado posible, cumpliendo con las expectativas de la hipótesis planteada.

Un ejemplo claro, se puede apreciar en la baja cantidad de señales picudas obtenidas para el estado Arithmetic Task. En este escenario el paciente tiene que realizar la acción de hablar, para desarrollar la actividad, obteniendo así una señal respiratoria poco estable. El resultado, se traduce en la aparición de diferentes frecuencias en la señal RESP de referencia, que lograron pasar los filtros realizados previamente, no mostrando una frecuencia dominante clara.

Cabe destacar, que respecto a la *Tabla 2*, se decidió descartar el estudio de los resultados de la sesión NormalState. En este escenario se realiza la primera colocación de los diferentes dispositivos de medida al sujeto correspondiente. Al tratarse de la primera prueba, su finalidad consiste en comprobar el correcto funcionamiento de los dispositivos conectados y su correcto muestreo de la señal. Todo esto implica que el sujeto en cuestión, no se encuentre en un estado de relajación apropiado para la sesión basal planteada, ya que hay una alta posibilidad de que el paciente pudiera realizara alguna acción de movimiento, de los dispositivos de medida, o la acción de hablar con el/la responsable encargado/a de recopilar las muestras.

### 5.2. FIABILIDAD DE LA SEÑAL W1

El estudio de la picudez de las señales W1 parte de la detección de las señales, que se toman como referencia, que han resultado picudas. Es decir, se plantean únicamente aquellas señales W1 de los escenarios que resultan tener una señal de RESP picuda en los diferentes estados de cada paciente.

Una señal RESP picuda se traduce en la obtención de una frecuencia dominante diáfana, pudiéndose considerar esa señal como una buena referencia para el trabajo. En la situación de trabajar con una señal W1 sin referencia, el resultado obtenido no sería valido ya que no se podría validar correctamente la estimación.

Mediante los resultados mostrados en las *Tablas 3 y 4*, se aprecia la misma tendencia que seguían las *Tablas 1 y 2*, como cabía esperar, ya que la intención de medir W1 es reflejar la respiración mediante el uso de esta misma señal, y a través de este trabajo averiguar si, finalmente, esto es posible o no.

Por lo tanto, al igual que ocurre en el estudio de la picudez de RESP, el porcentaje de picudez es mucho mayor en la sesión basal ya que estima mejor la respiración. En esta sesión, al realizar tareas en las que no se requieren esfuerzo, la onda W1 sale más estable y partiendo de la hipótesis de que es un reflejo de la respiración, el resultado obtenido ayuda a comprobar la validez el planteamiento realizado.

A pesar de esto, se observa una gran cantidad de señales W1 no picudas al igual que sucedía en RESP. Este hecho, se agrava en la sesión de estrés donde hay mayor cantidad de señales no picudas respecto a señales picudas.

### 5.3. ERRORES FRECUENCIALES

En las señales W1 picudas referentes a la sesión de estrés (*Tabla 5*), el error frecuencial entre los picos máximos de las señales W1 y RESP, o lo que es lo mismo, el error entre las frecuencias dominantes de ambas señales es menor respecto a las W1 no picudas. De este modo, la hipótesis planteada se sigue manteniendo y a su vez, se verifica que la mejor forma de estimar la respiración es en aquellas situaciones donde se obtiene una señal picuda.

A pesar de obtener unos resultados esperados, se puede apreciar que el error relativo respecto a las señales picudas es un error considerable oscilando entre valores de entorno al 10% - 20% de media, aproximadamente.

Por otro lado, a diferencia de lo que sucedía con los resultados anteriores, en este caso, no hay gran diferencia en los datos obtenidos entre ambas sesiones, cuando las señales son picudas. Los errores obtenidos en las señales picudas son prácticamente similares a los calculados para la sesión de basal (*Tabla 6*) haciendo ver que la hipótesis de estimación sería válida en ambas sesiones. Además, al igual que sucedía en la sesión de estrés, los errores en las señales W1 picudas en la sesión basal resultan mucho más superiores que en las no picudas.

Cabe destacar que la razón de obtener errores con valores frecuenciales bajos se debe a la banda de frecuencia en la que se trabaja, 0.08Hz – 0.5Hz, resulta ser una banda frecuencial muy baja.

### 5.4. UMBRAL DE ERROR

En las *Tablas 5 y 6*, en los casos donde no se cumple el umbral de picudez el error es muy grande cumpliendo con las expectativas.

Finalmente, para terminar el estudio se calcula la cantidad de señales que poseen un error relativo menor a un umbral especificado con la finalidad de estudiar el valor de error admisible, que puede tener la señal, para considerar válida la estimación de la tasa respiratoria mediante W1.

Para ello, se decidió imponer tres umbrales del 20%, 10% y 5% y, posteriormente, cuantificar cuantos estados, de los que cumplen las condiciones de señales RESP y W1 picudas, superan dicho porcentaje de error relativo.

Obtenido los resultados finales, plasmados en las *Tablas 7 y 8*, se puede concluir que un error relativo máximo admisible, para determinar la validez de la estimación de la tasa respiratoria a través de la señal W1, será del 10% aproximadamente. Con este umbral de error se aceptan más de la mitad de las señales estudiadas y la diferencia de señales que entran en el rango del 20% y las que entran el del 10% no es una cantidad elevada como para permitir una pérdida del doble de precisión en el método.

## 6. CONCLUSIONES

### 6.1. FUNCIONES

#### 6.1.1. Información

Para iniciar la investigación, del Trabajo Fin de Grado, fue necesaria la asimilación de conceptos fisiológicos con el fin de entender la onda PPG el comportamiento de la señal que forma.

Esta recopilación se realizó mediante la lectura de diferentes artículos los cuales trataban del estudio de señales del electrocardiograma (ECG) y fotoplethysmográfica (PPG), ya que ambas señales guardan relación y tienen comportamientos similares en cuanto a respiración.

Tras esta primera recopilación de información se pasó a investigar a cerca del funcionamiento de los métodos necesarios para este trabajo como la función PDA, transformada de Fourier, uso de los filtros, método de Welch y picudez de una señal.

#### 6.1.2. Investigación PDA

Respecto al método del PDA fue necesaria una investigación más detallada, logrando entender su funcionamiento y las condiciones que emplea para la descomposición, a la vez que fue necesario la realización de un estudio preciso de las descomposiciones obtenidas.

El proyecto consistía en estimar la respiración a través de una medida proporcionada,  $W1$ , por el PDA. Pero, además, fue necesaria la comprobación de la aplicación correcta de esta función en la base de datos planteada. Razonando así, si el análisis en cuestión podía aplicarse para obtener una cantidad de señales validas razonables. Si estas señales carecían de información, se vería reflejado en la señal  $W1$  provocando que gran parte de las señales no superasen el descarte planteado de 90% de señal muestreada.

#### 6.1.3. Justificación de parámetros

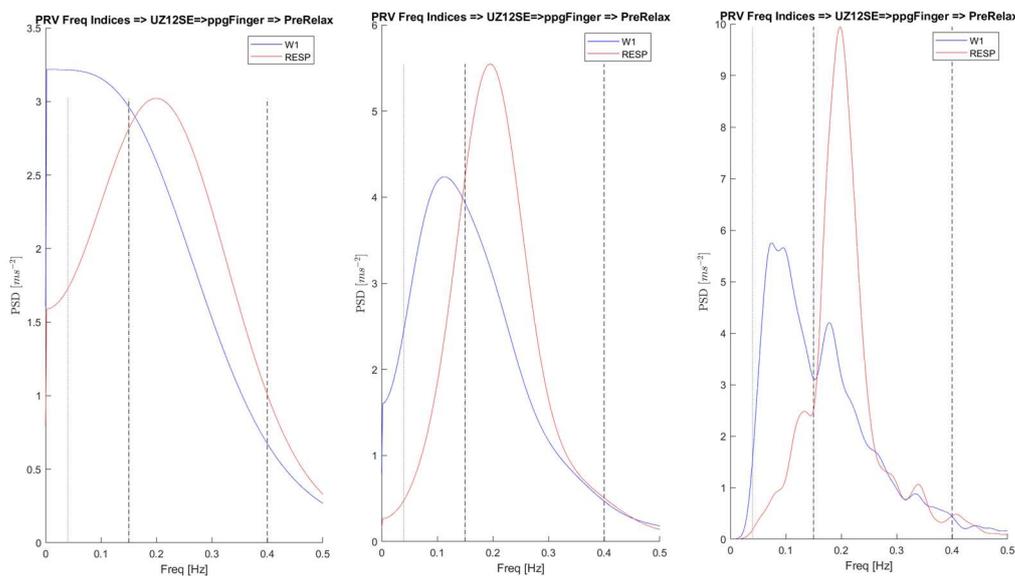
##### 6.1.3.1. Hamming

Verificadas las descomposiciones, se aplicaron las diferentes funciones a las que se le realizaron diferentes pruebas de parámetros para observar su comportamiento. Las más destacables, el tamaño de la ventana de Hamming y el umbral de picudez a emplear.

La ventana de Hamming es la ventana de muestras empleada en el método de Welch, explicado en metodología. Aplicando diferentes valores se observaba que, a menor

anchura de ventana, la señal obtenida resultaba ser demasiado suavizada, provocando que muchos de los picos, referentes a la frecuencia dominante, se localizaran en los límites de los ejes y obteniendo a su vez datos poco fiables.

Por otro lado, un enventanado demasiado grande, provoca una señal más abrupta. Además, cabe recordar que la ventana se aplica a los segmentos de la señal W1 originados por la aparición de artefactos en la señal original. Debido a esto, si se tiene un enventanado con mucha anchura, puede provocar que este sea superior a la longitud del segmento a promediar, devolviendo en ese caso un promediado nulo. Si esta situación se repite varias veces en una misma señal, puede provocar que esta no se procese en el dominio espectral. También se debe tener en cuenta que la señal generada en el estado con menor tiempo de actividad es el estado StoryTelling con un tiempo de 60s. Por lo tanto, la ventana propuesta en [6], de 12s en el campo de la respiración, es una ventana óptima para este trabajo y corrobora a la vez el estudio realizado por el grupo de investigación



**Figura 23.** Power Spectral Density (PSD), de sujeto 12 en sesión de estrés, a partir de ventanas de Hamming de 5s, 12s y 50s, respectivamente.

### 6.1.3.2. Umbral de picudez

Por último, se realizarán pruebas en el umbral de picudez y se comprobó de esta forma que el umbral proporcionado en [7], era el más óptimo también para este estudio relacionado con la respiración. En la situación de plantear un umbral algo superior al 40%, se rechazaba gran cantidad de señales mejorando únicamente la precisión de la picudez, en menor medida. En el caso contrario, cuando se plantea un umbral menor aumenta la cantidad de señales, aunque la cantidad resultante fue más cercana que en el umbral planteado finalmente. La razón de no aplicar un umbral menos al 40% se debe a que, a pesar de obtener más señales, estas presentan errores muy elevados reflejando que efectivamente eran señales donde la estimación no era fiable.

Todos estos parámetros y decisiones fueron realizados mediante la celebración de reuniones en la que se planteaban las diferentes problemáticas de cada situación planteada y en base a esos resultados se determinaba el camino a seguir.

## 6.2. OBJETIVOS

De todo lo expuesto podemos concluir que se han cumplido los objetivos planteados del trabajo. Se ha propuesto, analizado y validado un método para la estimación de la frecuencia respiratoria a partir del modelado de la señal PPG. La propuesta se ha analizado en una base de datos con señales reales y con un protocolo que incluye diversas fases.

Los resultados obtenidos muestran que cuando la señal respiratoria es fiable (supera el umbral de picudez) la medida de la frecuencia respiratoria en buena o muy buena (error menor del 10%) en la gran mayoría de los casos (72.4% estrés; 56.24% basal). No obstante, hay que indicar que en muchas fases del protocolo las medidas no son lo suficiente fiables como para poder proporcionar una estimación (medidas fiables 35.8% estrés; 64% basal).

La conclusión de la hipótesis de la que se partía se resume en la posibilidad de estimar la tasa respiratoria mediante la señal W1, siempre que las señales empleadas cumplan con el umbral de picudez del 40% y se considere un error menor o igual al 10%.

## 7. LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS

Con este apartado se pretende proponer una serie de ideas para continuar con la investigación sobre la estimación de la tasa respiratoria mediante el método PDA, que son las siguientes:

1. Estudiar la posibilidad de mejorar la robustez de la función PDA con el fin de detectar aquellas ondas que pueden considerarse ondas PPG, teniendo en cuenta que no se descompongan ondas que resultan ser artefactos, obteniendo mayor cantidad de ondas validas y por tanto más información de la señal.
2. Aplicar este mismo estudio a una base de datos diferente con la finalidad de obtener una mayor cantidad de datos y corroborar los resultados obtenidos en el presente trabajo.
3. Proponer diferentes condiciones para obtener resultados óptimos.

## 8. OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE

Este Trabajo Fin de Grado sigue los siguientes Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) y metas, de la Agenda 2030:

- **Objetivo 3** - Garantizar una vida sana y promover el bienestar en todas las edades.



- **Objetivo 8** - Promover el crecimiento económico sostenido, inclusivo y sostenible, el empleo pleno y productivo y el trabajo decente para todos



- **Meta 8.2** - Lograr niveles más elevados de productividad económica mediante la diversificación, la modernización tecnológica y la innovación, entre otras cosas centrándose en los sectores con gran valor añadido y un uso intensivo de la mano de obra

## 9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Alrick B Hertman (1938) The blood supply of various skin áreas as estimated bay the photoelectric plethysmograph, American Journal of Physiology-Legacy Content, 124 (2):328-340
- [2] Spyridon Kontaxis, Eduardo Gil, Vaidotas Marozas, Jesús Lázaro, Esther García, Mar Posadas-de Miguel, Sara Siddi Maria Luisa Bernal, Jordi Aguiló, Josep Maria Haro, Concepción de la Cámara, Pablo Laguna Y Raquel Bailón. Photoplethysmographic Wafeform Analysis for Automatic Reactivity Assessment in Depression. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 68, NO. 4, April 2021
- [3] Jesús Lázaro, Eduardo Gil, Raquel Bailón, Ana Minchlé, Pablo Laguna (2013) Deriving respiration from photoplethysmographic pulse with. Med Biol Eng Comput. Content, 51:233–242
- [4] Ramón Medrán Medrán (2018) Medición del ritmo cardiaco mediante Fotoplestismografía, Trabajo Fin de Carrera ingeniería de telecomunicación, Universidad de Sevilla
- [5] Pablo Armañac Julián (2018) Estimación robusta de la diferencia del tiempo de transición de pulso sanguíneo a partir de señales fotoplethysmográficas, Trabajo Fin de Máster, Universidad de Zaragoza
- [6] R. Bailón, L. Sornmo, P. Laguna (2006). A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 53, n.7, pp. 1273-1285
- [7] Diego Alberto Florentín Martín (2009-2010) Estimación y Evaluación de la Señal Respiratoria a partir de la Señal Fotoplethysmográfica de Pulso, Señal de Presión Arterial y Señal Electrocardiográfica, Trabajo Fin de Carrera, Universidad de Zaragoza.
- [8] Infomed blog (2021) Utilidad del enfoque de identificación no lineal para el estudio de las señales electrofisiológicas complejas, Red de salud de Cuba
- [9] Noé San Fabián (2018) Índice de calidad y evaluación de un sistema PPG, Trabajo Fin de Master, Universidad Pública de Navarra
- [10] Eduardo Lleida Solano, Salvador Olmos Gassó (2004/2005) WELCH: Promediado de periodogramas modificados, Tratamiento digital de la señal, Universidad de Zaragoza
- [11] Julián David Echeverry, Cristian Guarnizo Lemus, Álvaro Ángel Orozco (2007) Análisis de la densidad espectral de potencia en registros MER, Universidad Tecnológica de Pereira, N° 35 pp. 123-127
- [12] Centro de ayuda Matlab, Método de Welch
- [13] Charlton PH, Birrenkott DA, Bonnici T, Pimentel MAF, Johnson AEW, Alastruey J, Tarassenko L, Watkinson PJ, Beale R, Clifton DA. Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. IEEE Rev Biomed Eng. 2018;11:2-20. doi: 10.1109/RBME.2017.2763681. Epub 2017 Oct 24. PMID: 29990026; PMCID: PMC7612521.
- [14] Adriana Arza, Jorge Mario Garzón-Rey, Jesús Lázaro, Eduardo Gil, Raul Lopez-Anton, Conchita de la Camara, Pablo Laguna Raquel Bailón, Jordi Aguiló. Measuring acute stres response thrugh physiological signals: towards a quantitative assessment of stress. Medical & Biological Engineering & Computing (2019) 57:271-287

