



UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA
Centro Politécnico Superior



PROYECTO FIN DE CARRERA

Ingeniería de Telecomunicaciones

**Estimación y Evaluación de la
Señal Respiratoria a partir de la
Señal Fotopletismográfica de Pulso,
Señal de Presión Arterial y
Señal Electrocardiográfica**

MEMORIA 1/2

Diego Alberto Florentín Martín

Septiembre, curso 2009 - 2010

Director: Eduardo Gil Herrando

Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones

Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones

Diego Alberto Florentín Martín

**Estimación y Evaluación de la Señal Respiratoria
a partir de la Señal Fotopletismográfica de Pulso,
Señal de Presión Arterial y Señal Electrocardiográfica**

Agradecimientos

Quiero agradecer a Eduardo Gil toda la ayuda que me ha prestado, es un excelente director de proyectos. Gracias por dedicarme tiempo y paciencia.

También quiero agradecer a los profesores del Centro Politécnico Superior de Zaragoza todo lo que nos han enseñado y por la forma en la que lo han hecho, así como también a mis compañeros y amigos que he hecho durante los años de mi carrera.

Finalmente, quiero dedicar este trabajo a mi madre, Josefina, y, en general a toda mi familia, por todo el apoyo que me han dado desde que comencé la carrera.

Un fuerte abrazo a todos,

Estimación y Evaluación de la Señal Respiratoria a partir de la Señal Fotopletismográfica de Pulso, Señal de Presión Arterial y Señal Electrocardiográfica:

RESUMEN

En este proyecto se plantea el desarrollo de un método robusto de estimación de la señal respiratoria a partir de otras señales fisiológicas (obtenidas no-invasivamente y que son ampliamente utilizadas en la rutina clínica) que permita obtener información de la respiración de relevancia en la práctica clínica.

Con este fin, se ha estimado la señal respiratoria utilizando diversos métodos, a partir de las señales Fotopletismográfica de Pulso (PPG), Electrocardiográfica (ECG) y de Presión Arterial (PPG), evaluándose la precisión de los mismos y, posteriormente, comparándola con la señal respiratoria que constituirá la señal de referencia.

Inicialmente, se han desarrollado una serie algoritmos que han permitido obtener diversas señales respiratorias derivadas de las señales PPG, BP y ECG.

Posteriormente, se ha procedido a evaluar los métodos propuestos usando como referencia la señal Respiratoria tomada directamente del paciente y comparándola con las señales Respiratorias Derivadas (DR). Como medio de evaluación, se ha utilizado, además de un análisis tiempo-frecuencia de éstas para así detectar la frecuencia respiratoria en cada instante y el error relativo cometido en la estimación, un análisis estándar bastante reconocido en las pruebas realizadas en entornos médicos, basado en el cálculo de Verdaderos Positivos (TP), Falsos Positivos (FP), Falsos Negativos (FN), Sensibilidad (Se) y Predictibilidad Positiva (+P), hallando para ello los puntos característicos donde se refleja la inspiración.

Finalmente, se compara, a modo de referencia, los métodos desarrollados para la obtención de la respiración, con los métodos descritos en la tesis mencionada a lo largo del proyecto y en la bibliografía, con el fin de afianzar los resultados obtenidos en la evaluación.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS	4
ABREVIATURAS Y SIGLAS	6
1. INTRODUCCIÓN	8
1.1. <i>Propósito principal</i>	8
1.2. <i>Motivación</i>	9
1.3. <i>Estado del arte</i>	9
1.4. <i>Objetivos</i>	10
1.5. <i>Pasos seguidos en la realización del proyecto</i>	11
2. BASE DE DATOS	12
3. SEÑALES DE INTERÉS	14
3.1. <i>Introducción</i>	14
3.2. Señal Electrocardiográfica (ECG)	14
3.2.1. <i>Técnicas de registro de la señal ECG</i>	14
3.2.2. <i>Formas de onda del ECG e Intervalos Temporales</i>	15
3.2.3. <i>El ECG y la respiración</i>	16
3.3. Señal de Presión Arterial (BP)	17
3.3.1. <i>Artefactos de la señal BP</i>	17
3.3.2. <i>Presión arterial y Respiración</i>	18
3.4. Señal Fotopletismográfica de pulso (PPG)	19
3.4.1. <i>Características de la señal PPG</i>	19
3.4.2. <i>Componentes frecuenciales de la señal PPG</i>	20
3.4.3. <i>Respiración y PPG: relación entre la PPG y la BP</i>	21
3.4.4. <i>Señal de tiempo de tránsito de pulso (PTT)</i>	22
4. MÉTODOS DE DETECCIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA	23
4.1. <i>Introducción</i>	23
4.2. Extracción señal respiratoria	23
4.2.1. Señales respiratorias derivadas de la ECG	23
4.2.1.1. <i>Pre-procesado de la ECG</i>	23
4.2.1.2. <i>Detección del conjunto QRS</i>	24
4.2.1.3. <i>Obtención de la señal respiratoria derivada mediante el filtrado del ECG (ECG-filt-DR)</i>	24
4.2.1.4. <i>Obtención de la señal respiratoria derivada de la modulación de la amplitud QRS del ECG</i>	25
4.2.1.5. <i>Obtención de la señal respiratoria derivada de la señal de variabilidad de ritmo cardíaco (HRV-ijf-DR)</i>	26
4.2.2. Señales respiratorias derivadas de la PPG	27
4.2.2.1. <i>Pre-procesado de la PPG</i>	27
4.2.2.2. <i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir del filtrado directo sobre la señal PPG</i>	28

4.2.2.3.	<i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la señal de variabilidad fotopleletismográfica de pulso (PPGV)</i>	28
4.2.2.4.	<i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la modulación del pico de la onda de pulso de la PPG</i>	29
4.2.3.	<i>Señal respiratoria derivada de la PTT</i>	30
4.2.4.	<i>Señales respiratorias derivadas de la BP</i>	31
4.2.4.1.	<i>Pre-procesado de la BP</i>	31
4.2.4.2.	<i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir del filtrado directo sobre la señal BP</i>	31
4.2.4.3.	<i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la señal de variabilidad de la presión arterial (BPV)</i>	32
4.2.4.4.	<i>Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la modulación del pico de la onda de pulso de la BP</i>	33
4.2.5.	<i>Procesado posterior a la obtención de las señales DR</i>	34
4.3.	<i>Frecuencia respiratoria</i>	34
4.3.1.	<i>Algoritmo para la detección de los máximos y mínimos de la DR</i>	34
4.4.	<i>Evaluación de los métodos</i>	35
4.4.1.	<i>Análisis tiempo-frecuencia de las señales respiratorias</i>	35
4.4.2.	<i>Evaluación basada en la detección de respiraciones y cuantificación mediante TP, FP, FN, Se y +P</i>	37
5.	<i>RESULTADOS</i>	40
5.1.	<i>Introducción al análisis de resultados</i>	40
5.2.	<i>Resultados de la estimación de TP, FP, FN, Se y +P</i>	41
5.2.1.	<i>Resultados de los métodos derivados de la señal ECG</i>	41
5.2.2.	<i>Resultados de los métodos derivados de la señal PPG</i>	42
5.2.3.	<i>Resultados de los métodos derivados de la señal BP</i>	43
5.2.4.	<i>Resultados sin los registros que limitan las prestaciones de nuestros métodos</i>	44
5.3.	<i>Resultados del Error Absoluto y Relativo cometido en la estimación de la Respiración</i>	45
6.	<i>DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN</i>	49
7.	<i>LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS</i>	51
ANEXO A:	<i>Detector de artefactos PPG</i>	54
A.1.	<i>Fundamento teórico: los descriptores Hjorth</i>	54
A.2.	<i>Funcionamiento del detector</i>	55
A.3.	<i>Elección de los distintos parámetros que forman el detector de artefactos</i>	57
A.3.1.	<i>Margen de separación</i>	57
A.3.2.	<i>Ventana deslizante</i>	57
A.3.3.	<i>Márgenes para los descriptores Hjorth</i>	58

ANEXO B: La distribución de Wigner-Ville y la clase de Cohen	59
B.1. La distribución de Wigner-Ville	59
B.2. La clase de Cohen	60
B.3. La distribución Pseudo Wigner-Ville suavizada	60
ANEXO C: Mapas Tiempo-Frecuencia	62
ANEXO D: Tablas Resultados Registros	65
BIBLIOGRAFÍA	89

ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1: Head–up tilt test protocol	13
Figura 2: Sección correspondiente a los segundos 40 y 70 de la señal Respiratoria de Referencia (RES), ECGv4, PPG y BP de arriba abajo respectivamente del registro 4	13
Figura 3: Derivaciones precordiales. Se disponen en la cara anterior del tórax	15
Figura 4: Sección de la señal ECG correspondiente a la derivación V ₄	15
Figura 5: Definiciones de onda del ciclo cardíaco y duraciones e intervalos de las ondas importantes	16
Figura 6: Fragmento de treinta segundos de la señal BP comparándola con la señal RES	17
Figura 7: Artefactos relativos a la calibración de la señal BP correspondiente al registro 4	18
Figura 8: Fragmento de veinte segundos de una señal fotopletimográfica real y de la señal RES	19
Figura 9: Artefacto de movimiento en la señal PPG correspondiente al registro 1	20
Figura 10: Sección de 50 segundos de la señal PTT correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos y de la señal Respiratoria de Referencia	22
Figura 11: Sección de 50 segundos de la señal ECG-filt-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos y de la señal RES	25
Figura 12: Sección de 50 segundos de la señal R-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos y de la señal RES	25
Figura 13: Sección de 50 segundos de la señal RS-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos y de la señal RES	26
Figura 14: Sección de 50 segundos de la señal HRV-iif-DR y de la señal respiratoria de referencia correspondiente	27
Figura 15: Esquema representativo de la búsqueda del máximo de la onda de pulso de la señal PPG	28
Figura 16: Sección de 50 segundos de la señal PPGV-DR y de la señal RES	29
Figura 17: Sección de 50 segundos de la señal PPG(AM)-DR y de la señal RES	30
Figura 18: Se puede observar una sección de 8 segundos de la señal PPG con sus puntos característicos	31
Figura 19: Sección de 50 segundos de la señal PTT(PPG)-DR correspondiente al registro 14 y de la señal RES	31
Figura 20: Sección de 50 segundos de la señal BP-filt-DR y de la señal RES	32
Figura 21: Sección de 50 segundos de la señal BPV-DR y de la señal RES	33
Figura 22: Sección de 50 segundos de la señal BP-filt-DR y de la señal RES	34
Figura 23: Detección de los máximos (inspiración) de la señal PTT(PPG)-DR y de la señal RES	37
Figura 24: Comparación de los máximos (que reflejan la inspiración) de la señal RES con los mínimos de la señal PPG(AM)-DR	37

Figuras 25 a 27: Evolución de los valores de Se y +P en función de la longitud de la ventana de detección para varias señales DR	38
Figuras 28 y 29: Evolución de la frecuencia respiratoria en función del tiempo según los mapas tiempo-frecuencia	40
Figuras 30 a 32: Error relativo cometido en los diferentes métodos de obtención de la señal DR a partir de la ECG, PPG y BP, respectivamente, en función de la tasa respiratoria	46
Figuras 33 a 35: Error relativo cometido en la detección de la señal RES según determinadas tasas respiratorias basándonos en la función Box Plot en tres métodos de obtención de la señal DR	48
Figura A.1: Detector de artefactos	55
Figuras A.2 y A.3: Series H1 y H2 correspondientes a una señal PPG y BP del registro 17	57
Figuras C1 a C5: Mapas Tiempo-Frecuencia relativos a las señales RES de los registros 8, 10, 12, 15 y 16	61
Tabla 1: Bandas Frecuenciales de la señal PPG.....	21
Tablas 2 y 3: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal ECG	42
Tablas 4 y 5: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal PPG	42
Tablas 6 y 7: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal BP	43
Tablas 8 a 10: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal ECG, PPG y BP, respectivamente, eliminando los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16	44
Tablas D1 a D17: Tablas de resultados de todos los Registros de nuestra base de datos	64

ABREVIATURAS Y SIGLAS

- AC:** Cardiac synchronous part of the PPG signal
- BP:** Blood Pressure (Presión arterial)
- BPV:** Blood Pressure Variability (Señal de Variabilidad de la Presión Arterial)
- DR:** Derived Respiratory (Señal Respiratoria Derivada)
- ECG:** Electrocardiography (Señal Electrocardiográfica)
- EDR:** ECG Derived Respiratory (Señal Respiratoria Derivada del ECG)
- FIR:** Finite Impulse Response
- Fm:** Frecuencia de muestreo
- FN:** False Negatives (Falsos negativos)
- FP:** False Positives (Falsos positivos)
- GTC:** Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones
- HF:** High Frequency (Alta Frecuencia)
- HRV:** Heart Rate Variability (Variabilidad del Ritmo Cardíaco)
- LF:** Low Frequency (Baja Frecuencia)
- +P ó VPP:** Positive Predictivity o Valor positivo Predictivo
- PFC:** Proyecto Fin de Carrera
- PPG:** Photoplethysmographic (Señal Fotopletismográfica de pulso)
- PPGV:** Señal de Variabilidad Fotopletismográfica de Pulso
- PRT:** *Pneumatic Respiration Transducer* (Transductor de Respiración Neumático)
- PTT:** Pulse Transit Time (Señal de tiempo de tránsito de pulso)
- RES:** Señal Respiratoria de Referencia tomada del paciente
- RIIV:** Respiratory synchronous part of the PPG signal
- RSA:** Respiratory Sinus Arrhythmia (Arritmia Sinusal Respiratoria)
- SBP:** Systolic Blood Pressure (Presión Arterial Sistólica)
- Se:** Sensitivity (Sensibilidad)
- TP:** True Positives (Verdaderos Positivos)
- VLF:** Very Low Frequency (Muy baja Frecuencia)

1. INTRODUCCIÓN

1.1. *Propósito principal*

En este proyecto se plantea el desarrollo de un método robusto de estimación de la señal respiratoria a partir de otras señales fisiológicas que permita obtener información de la respiración de relevancia en la práctica clínica.

Por tanto, el objetivo principal del proyecto será la estimación de la señal respiratoria utilizando diversos métodos, y, evaluar la precisión de los mismos, comparándola con la señal respiratoria que constituirá nuestra referencia, a partir de las señales siguientes:

- Señal fotopleletismográfica de pulso (PPG)
- Señal electrocardiográfica (ECG)
- Señal de presión arterial (BP)

Estas señales son elegidas para la investigación porque pueden ser todas ellas obtenidas no-invasivamente, porque es bien conocido que están influidas por la respiración y son ampliamente utilizadas en la rutina clínica.

1.2. *Motivación*

El proyecto surge de la idea de algunos métodos para derivar la señal respiratoria a partir de las señales PPG, BP y ECG descritos en [9], enmarcándose dentro de una de las líneas de investigación del Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC) .

Hoy en día, adquiere una relevante importancia la información de la señal respiratoria para el diagnóstico de múltiples patologías. Por ejemplo, en cuidados postoperatorios es extremadamente importante controlar tanto la función cardíaca como la respiratoria, debido a que los pacientes sometidos a operaciones suelen estar influidos por analgésicos que deprimen la respiración.

Los fallos respiratorios pueden generar situaciones de gravedad que incluso supongan un riesgo para la vida del paciente. En general se trata de situaciones muy difíciles de predecir, y como consecuencia de ello, la monitorización continua de su actividad es típicamente necesaria. Numerosos estudios han mostrado que la tasa respiratoria proporciona uno de los índices más exactos para diagnosticar, por ejemplo, una disfunción respiratoria, de forma que una posible aplicación sería la estimación de la tasa respiratoria a partir de otra señal fisiológica para el seguimiento del estado de pacientes internados en unidades de cuidados intensivos o post-operatorias, o que presenten una respiración potencialmente inestable [2] , [3] , [4] .

El registro de la señal respiratoria se realiza habitualmente mediante técnicas como la espirometría, pneumografía o pletismografía. Estas técnicas requieren el uso de equipos de hardware o monitorización que pueden interferir con la respiración natural y resultar molestos para el paciente, siendo inviables en determinadas circunstancias como,

por ejemplo, monitorización ambulatoria, prueba de esfuerzo o estudios del sueño. Por lo que es de gran interés el extraer información respiratoria de otro tipo de señales biológicas de fácil adquisición y ampliamente extendidas en la rutina clínica, que permita la correcta detección del ciclo respiratorio para tener una estimación precisa de la tasa respiratoria que permita hacer frente a situaciones como las descritas en el párrafo anterior.

1.3. Estado del arte

Existen muchos trabajos publicados referentes a la tarea de derivar la respiración a partir de señales tales como el ECG, PPG incluyendo [5], [6], [7], [8], [1] y [19]. Los cuatro primeros usan medidas directas de las características respiratorias inducidas de la señal ECG, mientras que los dos últimos utilizan la señal PPG para la extracción de la respiración.

En [5], Filblinger usa la amplitud de la onda R para obtener una señal respiratoria derivada del ECG (EDR). La posición de cada pico R se representa como una función de paso para representar la señal respiratoria. Los resultados son comparados visualmente frente a la señal respiratoria de referencia, la cual fue obtenida de una cinta de presión neumática.

Moody, en [6], resume un método para generar un EDR usando dos derivaciones. Después de sustraer la línea de base, se mide el área de cada conjunto QRS de cada una de las dos derivaciones sobre una ventana fija (la anchura de los cuales se determina durante la fase de aprendizaje para que coincida el intervalo de la unión PQ con el punto J de un QRS normal). Desde que la anchura de la ventana se fija, el área es proporcional a la amplitud media de la señal, por lo tanto, a la proyección del vector eléctrico cardíaco en el eje de la derivación. Asumiendo que las derivaciones son ortogonales, el arco tangente de la relación de las áreas medidas en las 2 derivaciones, da un ángulo del eje medido con respecto a uno de los ejes. La medición de la dirección del eje proporciona una muestra del EDR. Entonces, se obtiene un pseudo continuo EDR mediante interpolación usando splines cúbicas. El EDR se compara visualmente a las mediciones obtenidas en el pecho por un Transductor de Respiración Neumático (PRT).

Zhao, en [8] usa un método similar, pero no idéntico, al de Moody. Aquél, en [8], usa un método más analítico para determinar las prestaciones de la forma de onda derivada con su correspondiente señal respiratoria registrada. La potencia espectral (sobre un periodo de dos minutos sobre una tasa fija respiratoria) tanto de las señales EDR como PRT se obtiene y se compara estadísticamente.

Travaglini, en [7], de nuevo usa los cambios de ángulo en el vector cardíaco para derivar un EDR. Sin embargo, en este trabajo, se utilizan 8 derivaciones de la señal ECG. Su método se basa en la hipótesis de que los puntos representativos de la respiración están distribuidos alrededor de la dirección preferencial en un espacio 8-D. Una vez que esta dirección principal, llamada "dirección respiratoria", se localiza, el método forma un EDR.

Se define un centro de gravedad para cada derivación, como el área media de un conjunto QRS para los primeros 16 latidos. Entonces, se determina un vector de ocho elementos para cada secuencia de latido cardíaco, y el elemento para cada derivación, siendo el área del conjunto QRS menos el centro de gravedad. La proyección de este vector en la dirección de la respiración se toma como una muestra de EDR para ese punto.

Jin, en [1], procesó cada señal PPG usando operadores morfológicos (erosión y dilatación) para reducir las corrientes de base de baja frecuencia y extraer el pico sobre la señal primero corregida. Entonces, el algoritmo detecta el cambio de tendencia de la señal pre-procesada y se obtiene el ritmo de respiración.

Por último, en [19], Johansson utiliza un filtrado tipo Bessel (para obtener características de fase lineal) de orden 16 incrementando la atenuación en la banda de rechazo mientras se preserva las características de la fase mediante técnicas de diseño de filtros. Las frecuencias de corte del filtro paso banda final son 0.13Hz y 0.48 Hz.

1.4. Objetivos

El objetivo de este proyecto es obtener la señal respiratoria a partir de diversas señales fisiológicas y extraer información de utilidad en la rutina hospitalaria y entornos clínicos mediante técnicas de procesamiento de señal.

Como se explica en la sección anterior, hay muchos trabajos publicados referentes a la tarea de derivar la respiración mencionados. En nuestro PFC, se llevará a cabo evaluaciones reproductivas de los métodos para la obtención de la señal DR a partir de la señal ECG descritos en [9], así como otros, derivados de la señal PPG y BP, de los cuales, se sabe que llevan información de la respiración y que se describen en el capítulo 4.

Por lo tanto, los objetivos de este proyecto fin de carrera son:

- a) Desarrollar algoritmos para obtener la señal respiratoria a partir de la señal PPG, BP y ECG.
- b) Evaluación de los métodos propuestos usando como referencia la señal Respiratoria de Referencia (RES) y comparándola con la señal Respiratoria Derivada (DR) obtenida del apartado anterior.
- c) Ser capaces de detectar la frecuencia respiratoria en cada instante de los métodos obtenidos de la señal PPG, BP y ECG.
- d) Comparar, a modo de referencia, los métodos desarrollados en el presente PFC para la obtención de la respiración, con los métodos descritos en [9].

1.5. Pasos seguidos en la realización del proyecto

Tras un primer periodo de revisión bibliográfica, familiarización con el código ya implementado y estudio de las señales ya registradas, el proyecto se ha realizado completamente en el entorno de desarrollo Matlab. Dicho esto, puedo concluir que en líneas generales, se han realizado las siguientes tareas:

- a) Implementar los diferentes métodos para la obtención de las señales respiratorias derivadas, así como el desarrollo de las funciones necesarias para ello.
- b) Filtrado de todas las señales para su posterior evaluación.
- c) Implementación de un detector de respiraciones en función de varios umbrales calculados empíricamente y determinadas reglas de decisión.
- d) Evaluación de la robustez de cada método según el sistema de Verdaderos Positivos (TP), Falsos Positivos (FP), Falsos Negativos (FN), Sensibilidad (Se) y Valor Predictivo Positivo (+P) corrigiendo el desfase producido entre la señal RES y la señal Respiratoria Derivada (DR) comparada.
- e) Cálculo del error relativo y absoluto cometido en la estimación de la frecuencia respiratoria apoyándonos en las transformadas tiempo-frecuencia de las DR.
- f) Cálculo de la frecuencia instantánea como complemento al apartado d) para la evaluación de los parámetros antes citados.
- g) Apoyándonos en el apartado e), evaluar para qué tasas respiratorias funciona mejor un método u otro y qué error relativo se produce.

2. BASE DE DATOS

Para realizar el presente estudio se han utilizado los registros obtenidos de 17 voluntarios, con edad de $28,5 \pm 2.8$ años (media \pm desviación estándar), de los cuales, 11 eran hombres, sometidos a un test de inclinación (tilt test) de acuerdo con el siguiente protocolo (ver fig. 1):

- a) 4 minutos en posición supina precoz (T1),
- b) 5 minutos de inclinación hacia arriba con un ángulo de 70 grados (T2) y,
- c) 4 minutos de vuelta a la posición supina (T3)

Durante la realización del test se registraron de forma continua las siguientes señales:

1. La señal PPG, registrada en el dedo índice usando el amplificador Biopac PPG100C con el transductor TSD200 a una frecuencia de muestreo de 250 Hz.
2. La señal BP, registrada mediante un dispositivo Finometer (FMS, Finapres Medical Systems BV) que mide la presión arterial en el dedo no-invasivamente en una base latido a latido y da medidas de forma de onda similares a registros intra-arteriales. Con el Finometer se registró la presión arterial en el dedo índice de la mano, cuya señal se registró a una frecuencia de muestreo de 250 Hz.
3. La señal ECG correspondiente a la derivación estándar V_4 que se registró usando el amplificador Biopac ECG100C y electrodos desechables Ag-AgCl a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.
4. La señal Respiratoria (RES) de referencia se registró usando un módulo amplificador-neumograma respiratorio RSP100C, de único canal, constituyendo un amplificador diferencial diseñado especialmente para grabar esfuerzos respiratorios. Este amplificador trabaja con el transductor de respiración TSD201 a una frecuencia de muestreo de 125 Hz, para medir la contracción y expansión torácica. Incluye un interruptor de selección de respuesta frecuencial más baja que permite medidas de esfuerzo respiratorio tanto absoluto (DC) como relativo (a través de un filtro paso alto de 0.05 Hz).
5. Nuestra base de datos también la integran señales referentes a otras derivaciones de la señal ECG (lead I, III, V_1 , V_2 , V_3 , V_5 , V_6) así como otras señales como son la oximetría de pulso (SaO₂), presión espiratoria o la señal de altura, pero que no se utilizarán en el presente proyecto.

El MP 150 (BIOPAC Systems) se usó para adquirir todas las señales simultáneamente. En la figura 2 podemos ver una sección de varios segundos de las señales típicas de nuestra base de datos utilizada en este proyecto.

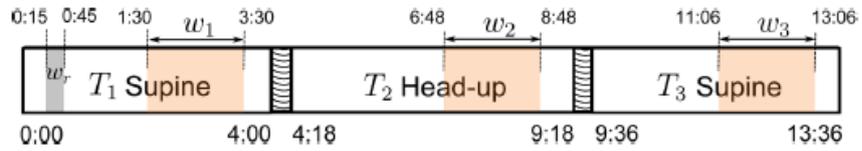


Figura 1: Head-up tilt test protocol. Table takes 18 s for tilting during transitions, marked as lined area.

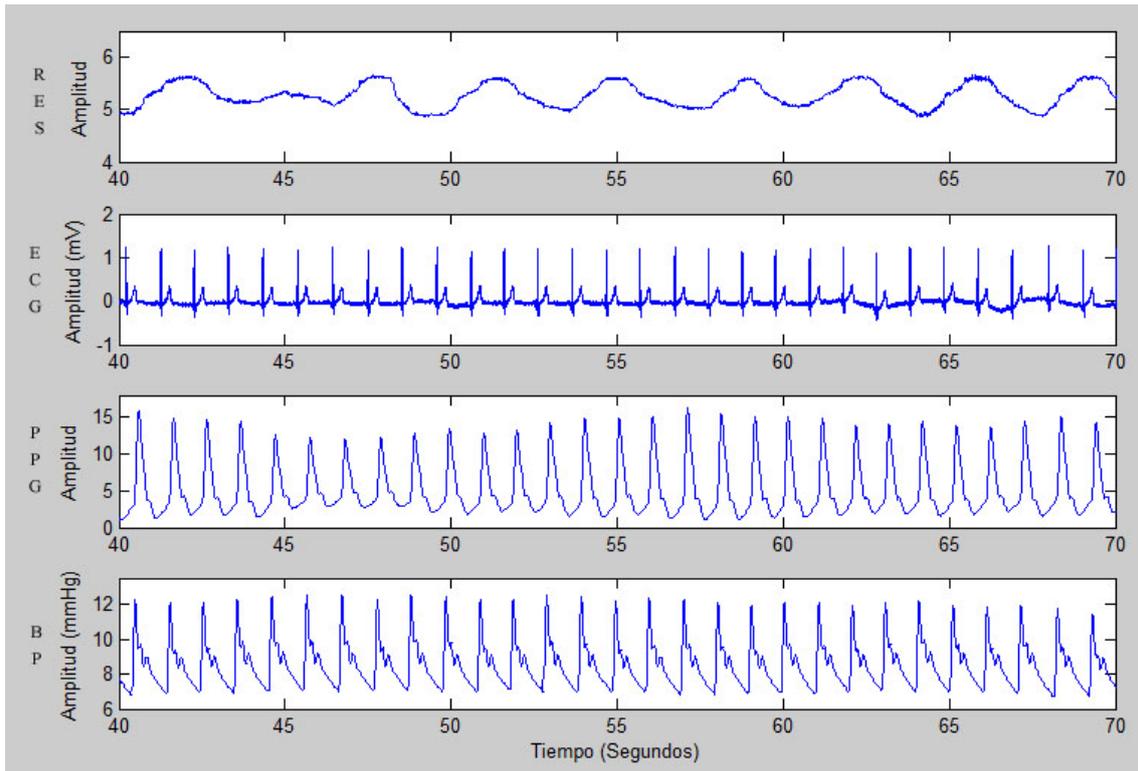


Figura 2: Sección correspondiente a los segundos 40 y 70 de la señal RES, ECGv4, PPG y BP de arriba a abajo respectivamente del registro 4.

3. SEÑALES DE INTERÉS

3.1. Introducción

El objetivo de este capítulo es explicar las características más relevantes de las señales ECG, PPG y BP, un conjunto de señales biomédicas no-invasivas utilizadas en el presente proyecto fin de carrera para la obtención de la señal DR.

Además, se explicará la relación que guardan estas tres señales con la señal respiratoria y como son afectadas por ella, así como la relación existente entre la señal PPG y la señal BP, puesto que la señal PPG puede ser usada como una medida no-invasiva de la forma de onda de la presión arterial [11], [12]. Esta última afirmación se explicará en la sección 3.4.3.

3.2. Señal Electrocardiográfica (ECG)

Un ECG describe la actividad eléctrica del corazón registrada mediante electrodos puestos en la superficie del cuerpo. Las variaciones de voltaje medidas por los electrodos son causadas por los potenciales de acción de las células cardíacas excitables que hace que las células se contraigan. El latido cardíaco resultante en el ECG se manifiesta por una serie de ondas cuya morfología y variación temporal expresan información, la cual, se usa para el diagnóstico de enfermedades que se reflejan por alteraciones de la actividad eléctrica del corazón [13]. El patrón temporal que caracteriza la ocurrencia de los sucesivos latidos cardíacos es también muy importante. Este patrón del ECG varía de acuerdo a la posición de los electrodos, aunque ciertas características están siempre presentes independientemente de la situación de aquellos.

El número de electrodos posicionados en la superficie del cuerpo depende del tipo de información clínica deseada. Es normalmente suficiente usar unos cuantos electrodos cuando solo se está estudiando el ritmo cardíaco, mientras que se usan 10 electrodos cuando se requiere información sobre la morfología de la forma de onda. Una mayor resolución espacial de la superficie del cuerpo puede ser conseguida mediante el empleo de una técnica de registro conocida como “body surface potential mapping”, en la que un array de 100-200 electrodos se posicionan en el torso [13].

3.2.1. Técnicas de registro de la señal ECG

La actividad eléctrica del corazón es medida en la superficie del cuerpo por la unión de un conjunto de electrodos a la piel. Los electrodos están posicionados tal que las variaciones espaciotemporales de los campos eléctricos cardíacos están suficientemente bien reflejadas. El ECG se registra típicamente con una configuración multi-derivación que incluye derivaciones unipolares o bipolares, o ambas, como es nuestro caso. La así llamada derivación unipolar refleja la variación de voltaje de un único electrodo y se mide en relación a un electrodo de referencia el cual se posiciona tal que el voltaje permanece casi constante durante todo el ciclo cardíaco. Una derivación bipolar refleja la diferencia de voltaje entre 2 electrodos, por ejemplo, entre el brazo izquierdo y derecho.

Existen tres derivaciones bipolares de los miembros que se denotan como I, II, y III, de las cuales, la I y la III forman parte de nuestra base de datos, y que son obtenidas mediante la medición de la diferencia de voltaje entre el brazo izquierdo, el brazo derecho y la pierna izquierda.

Otras de las derivaciones existentes en nuestra base de datos, son las derivaciones precordiales que son posicionadas en sucesión en el lado frontal e izquierdo del pecho para proporcionar una vista más detallada del corazón que las derivaciones de los miembros. Las seis derivaciones precordiales, por convención etiquetadas V1,..., V6, son unipolares y relacionadas con un terminal central, el cual, se define como el promedio de los voltajes medidos en los brazos derecho e izquierdo y la pierna izquierda. Para el cálculo de las señales respiratorias derivadas del ECG, utilizaremos la derivación V4 (ver fig. 3 y fig. 4). Ésta, junto con la V3, recoge fundamentalmente la actividad eléctrica de la cara anterior del ventrículo izquierdo, denominándose así "derivaciones anteriores" (de aquí en adelante, cuando se haga referencia a derivación, se quiere hacer referencia a la V4).

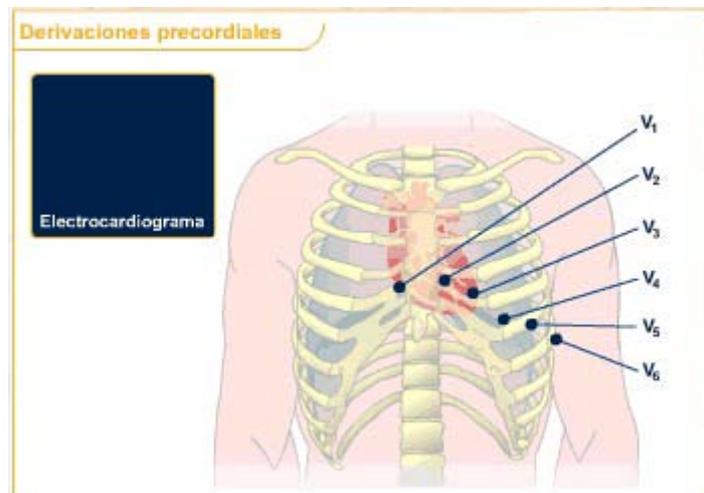


Figura 3: Derivaciones precordiales. Se disponen en la cara anterior del tórax.

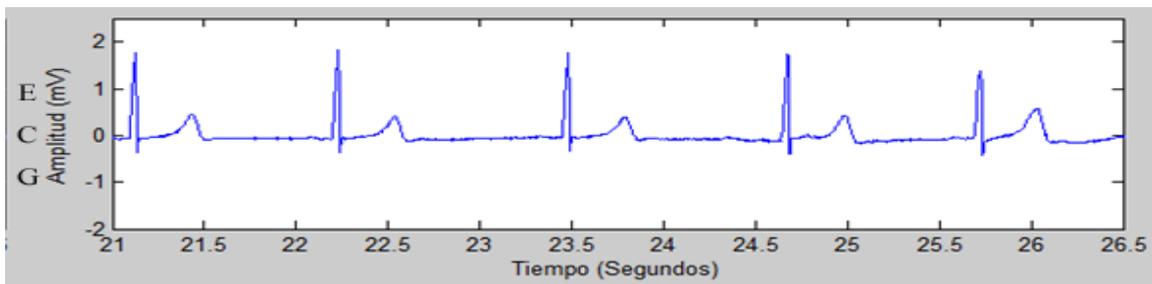


Figura 4: Sección de la señal ECG correspondiente a la derivación V4.

3.2.2. Formas de onda del ECG e Intervalos Temporales

En esta sección se describen las características de las formas de onda de la señal ECG, de las cuales, las más importantes para el desarrollo de las señales respiratorias derivadas de la ECG es el conjunto QRS (ver figura 5), si bien, normalmente, se presentan las características por el conjunto PQRST introducido por Einthoven [13], [14]:

- **Onda Q:** La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R.
- **Onda R:** La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular.
- **Onda S:** La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.
- **Intervalo R-R:** Es la distancia que existe entre dos ondas RR sucesivas. En un ritmo sinusal, este intervalo debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él, dependerá de la frecuencia cardíaca que tenga el paciente (ver figura 5).
- **Intervalo QRS:** Refleja la despolarización de los ventrículos derecho e izquierdo. Se mide desde el comienzo de la inscripción de la onda Q ó R hasta el final de la onda S. Los valores normales de este intervalo duran sobre 70-110 ms (Ver Figura 5).

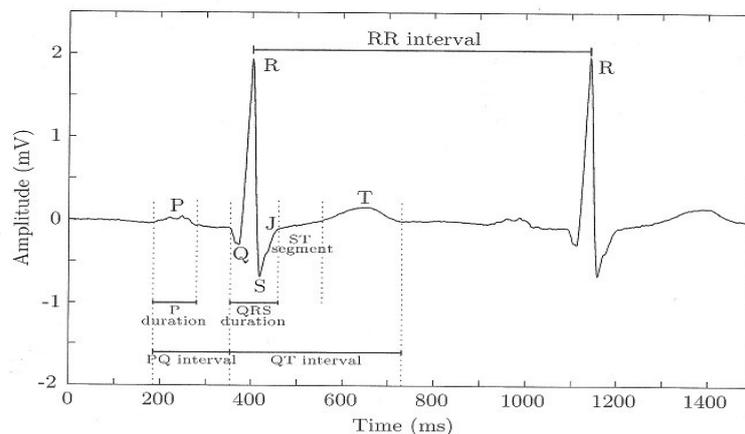


Figura 5: Definiciones de onda del ciclo cardíaco y duraciones e intervalos de las ondas importantes. El punto J define el punto de anticipación cuando el conjunto QRS describe la curva del segmento ST.

3.2.3. *El ECG y la respiración*

Hoy en día es un hecho bien conocido que la acción respiratoria produce una rotación del vector cardíaco, como es el efecto de la Arritmia Sinusal Respiratoria (RSA). A continuación se explican 2 efectos dominantes de la respiración en el ECG:

1. **Respiratory Sinus Arrhythmia (RSA)** se refiere a la variación cíclica de la frecuencia cardíaca que está asociada con la respiración. La frecuencia cardíaca acelera durante la inspiración y disminuye durante la espiración. La magnitud de la oscilación es variable y varía de individuo a individuo. La cantidad de RSA también depende de la frecuencia respiratoria, tendiendo a decrecer con la misma.
2. **R-S Amplitude Modulation.** Durante la inspiración, el vértice del corazón se estira hacia el abdomen, debido al llenado de los pulmones, ayudado por el desplazamiento hacia abajo del diafragma. Durante la espiración, la elevación del diafragma, que ayuda al vaciado de los pulmones, comprime el vértice del corazón hacia el pecho. Así, la respiración cambia el ángulo que el vector cardíaco eléctrico hace con un vector de referencia [7]. Estos cambios modulan la amplitud de la señal ECG. Dependiendo de cual derivación utilicemos, obtendremos una mayor modulación inducida respiratoria.

3.3. Señal de Presión Arterial (BP)

La presión arterial (BP) es la presión que ejerce el fluido sanguíneo a través de los vasos sanguíneos contra las paredes de los vasos. Depende de la cantidad de flujo sanguíneo y de la resistencia de los vasos a este flujo. Cada vez que el corazón late, un repentino aumento de la sangre se bombea del corazón a las arterias. Esto incrementa la presión en las arterias. Entre medio de los latidos cardíacos, la presión en las arterias decrece. La presión arterial se registra como 2 números, por ejemplo, 120/80 mmHg. El primero, el número más alto (sistólica) es la presión de la sangre contra las paredes arteriales cuando se contrae el corazón. El segundo, el número más bajo (diastólica) es la presión contra las paredes arteriales cuando el corazón se relaja entre latidos.

En la Figura 6 podemos observar un fragmento de la presión arterial donde se puede ver que las amplitudes máximas corresponden a los valores de presión arterial sistólica más altos, es decir, durante la espiración, mientras que los valores más bajos ocurren durante la inspiración [18][18].

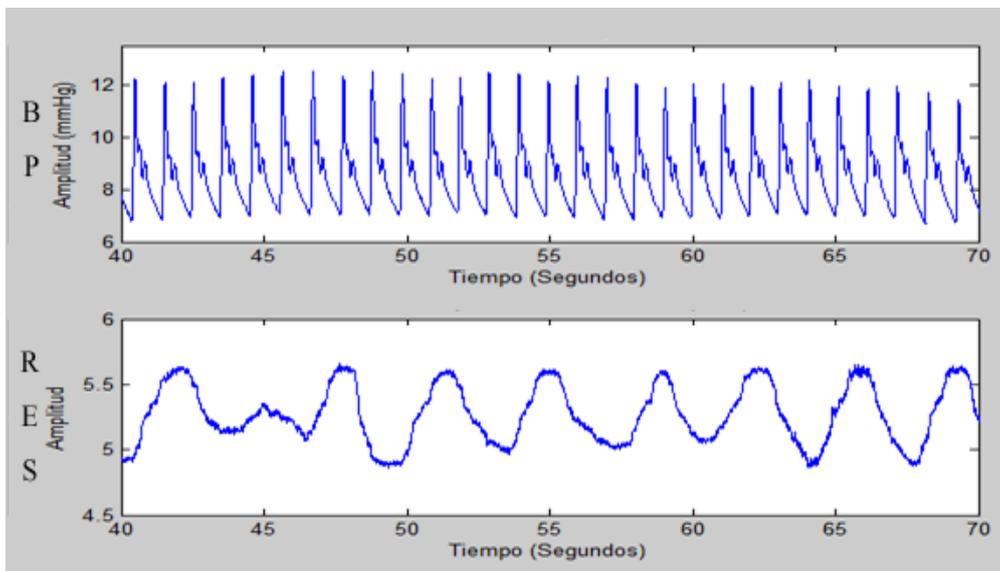


Figura 6: Fragmento de treinta segundos de la señal BP (imagen superior) real obtenida con una frecuencia de muestreo de 250 Hz correspondiente al registro 1 de nuestra base de datos. Se puede observar como los picos de señal BP coincide con los momentos de espiración del paciente. En la imagen inferior se puede ver la señal respiratoria de referencia del paciente.

La presión arterial puede ser medida usando técnicas directas o indirectas. Las medidas directas usan catéteres para la determinación invasiva de la presión arterial, mientras que los métodos indirectos utilizan una variedad de técnicas no-invasivas.

Las medidas no-invasivas de presión arterial, podrían ser realizadas de varias maneras diferentes. Uno de tales métodos, empleado en el presente proyecto, mide la presión arterial en el dedo del paciente. La presión se controla con un transductor en línea.

3.3.1. Artefactos de la señal BP

El sistema utilizado para la medición de la presión arterial explicado en el apartado anterior y en el capítulo 2, produce artefactos relativos a la calibración del sistema. Esto es debido a que en cada cambio de posición del paciente, necesita recalibrarse de nuevo el sistema. Esto se hace para obtener lecturas de presión arterial con la más alta precisión. En la Figura 7 podemos observar un fragmento de la presión arterial dónde la señal marcada en color gris corresponde a las formas de onda de la calibración del sistema.

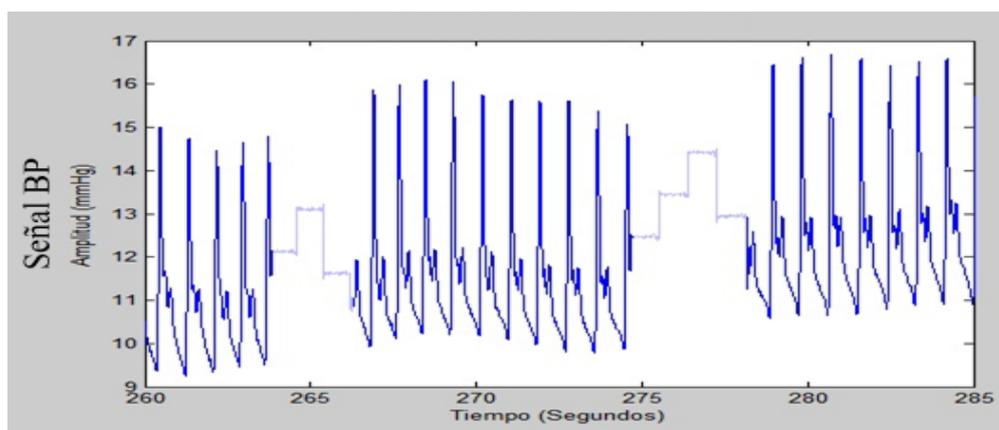


Figura 7: Artefactos relativos a la calibración (color gris) de la señal BP correspondiente al registro 4.

Para la corrección de este tipo de artefactos se utiliza un detector semiautomático de artefactos ya previamente realizado por el GTC, que localiza la posición y duración de los artefactos presentes en las señales. Esta información se tendrá en cuenta a la hora de obtener nuestras señales DR derivadas de la BP. Se explicará más detalladamente en la sección 4.2.4.1 del presente proyecto.

3.3.2. Presión arterial y Respiración

1. **Pulso Paradójico** es el decremento inspiratorio en la presión arterial sistólica, la cual, es proporcional a los cambios en la presión intra-torácica durante la inspiración y espiración [18]. Estrictamente hablando, el término de pulso paradójico se refiere a la variación de presión arterial sistólica de más de 10 mmHg.
2. **Variabilidad de la presión arterial.** Como se describe en la sección 3.3, cuando el corazón se contrae, la sangre es empujada a través de la aorta hacia las arterias. Esto de repente incrementa el volumen de sangre que causa vasodilatación y se expanden los vasos sanguíneos. Después de cada dilatación, las arterias fuerzan a la sangre a lo largo en series de ondas. Cada onda se conoce como un pulso y el pico del pulso corresponde a la presión arterial sistólica. Se ha demostrado que los intervalos temporales de latido a latido de presión arterial sistólica están relacionados con la respiración [20].

3.4. Señal Fotopletismográfica de pulso (PPG)

La señal PPG se obtiene de forma no invasiva mediante sistemas de pulsioximetría basados en la absorción de la luz a través del dedo [15], [19]. La señal PPG representa el volumen de sangre arterial de forma continua, por lo que presenta un patrón cíclico muy marcado sincronizado con el pulso cardíaco. El volumen de sangre arterial depende de la presión arterial en el ciclo cardíaco y del grado de contractilidad de las arterias según la acción del sistema simpático-parasimpático.

3.4.1. Características de la señal PPG

La señal PPG se obtiene mediante pulsioximetría y representa el volumen de sangre arterial de forma continua [19]. Debido a las pulsaciones cardíacas tiene una periodicidad muy marcada, dependiente del ritmo cardíaco del sujeto. La principal utilidad del oxímetro de pulso, que además se ha convertido en un método estándar, es la medida de la saturación (concentración) de oxígeno, aunque indirectamente se obtenga una medida continua de dicho volumen [16]. La saturación de oxígeno se define como la proporción de oxihemoglobina (HbO_2) sobre la concentración total de hemoglobina en sangre.

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb}$$

La Figura 8 muestra la señal PPG del registro 2 de la base de datos usada en este proyecto. La tasa de pulso puede ser medida mediante el seguimiento del intervalo entre picos consecutivos en la forma de onda de la PPG (en torno a 0.7 segundos por pulso). Se puede observar una frecuencia respiratoria alrededor de 0.22 Hz (13 respiraciones/minuto).

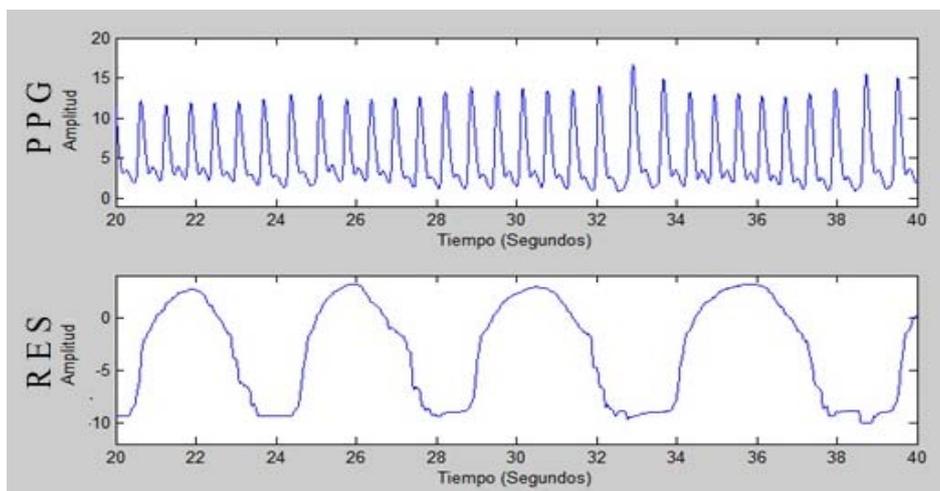


Figura 8: Fragmento de veinte segundos de una señal fotopletismográfica real (imagen superior) obtenida con una frecuencia de muestreo de 250 Hz correspondiente al registro 2 de nuestra base de datos. En la imagen inferior se puede ver una sección de 20 segundos de la señal RES del paciente.

Tal y como se puede ver en la Figura 8, la forma de onda describe perfectamente el cambio de volumen con cada pulso cardíaco, también relacionado con el cambio del diámetro de las arterias cuya pared es flexible y se deforma con cada latido. La fuerza de

cada contracción del corazón genera unas ondas de pulso que se transmiten a lo largo de las arterias. Cuando una de estas ondas alcanza una zona de mayor impedancia (puntos donde la arteria se bifurca, áreas de turbulencia o estancamiento del flujo, cambios bruscos del diámetro de la arteria...), una fracción de esa onda se refleja hacia el corazón. Las diferentes morfologías de las ondas de pulso en diferentes arterias son el resultado de la suma de ondas de presión incidentes y reflejadas en diferentes puntos. Por eso en muchas ondas fotopletoográficas tomadas en el dedo se puede apreciar un pico “secundario” después de cada pico sistólico.

El mayor problema de las señales PPG reales son los artefactos de movimiento (ver Figura 9). En el ámbito de procesado de la señal se aplica este término a cualquier distorsión o error en los datos causado por el instrumento de observación. Movimientos transitorios del sensor se reflejan en la señal como una distorsión de las oscilaciones que limitan en muchos casos sus aplicaciones prácticas.

Las causas principales de estos artefactos son las flexiones del dedo, presiones en las sondas o en el sensor y movimientos de la mano.

Para solventar este problema, en el presente proyecto se ha utilizado un detector de artefactos ya previamente realizado por el GTC, que localiza la posición y duración de los artefactos presentes en las señales. Esta información se tendrá en cuenta a la hora de obtener nuestras señales DR derivadas de la PPG.

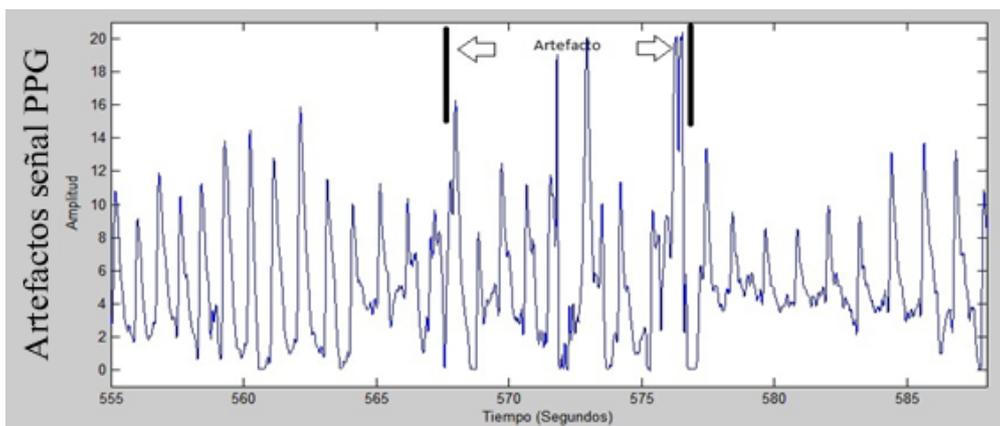


Figura 9: Artefacto de movimiento en la señal PPG correspondiente al registro 1

3.4.2. Componentes frecuenciales de la señal PPG.

Normalmente, se puede ver un nivel de DC al registrar la señal PPG que depende de factores constantes (reflexión especular, estructura vascular y pilosa, etc.), del volumen de sangre total y de la perfusión básica de la región de medida. La parte variante-temporal de la señal es 1-5% del nivel de DC, dependiendo de la situación de medida. Se puede identificar varios tipos de informaciones en 3 bandas frecuenciales (ver Tabla 1): Pulsaciones cardíacas sincronas, fluctuaciones relacionadas con la respiración, y variaciones en el rango frecuencial por debajo de la frecuencia respiratoria [19].

La señal AC

El componente cardíaco sincrónico es a menudo referido a la señal AC. Esto no es enteramente correcto ya que hay otros componentes variantes con el tiempo en la señal PPG. La señal se origina de pequeñas arterias o arteriolas y su amplitud resultante es una interacción del volumen sistólico cardíaco y de la resistencia vascular periférica [19].

La señal RIIV

El origen de las variaciones de intensidad respiratoria inducida (RIIV) de la señal PPG aún está bajo discusión. Se ha estudiado si las variaciones respiratorias en presiones intra-torácica e intra-abdominal afectan a la circulación periférica reflexivamente (mediante regulación simpática) o pasivamente, y en este último lugar, si la propagación de ondas tiene lugar dentro del sistema venoso o arterial [19].

Componente de baja frecuencia

La mayor potencia de la señal PPG se ve en el rango frecuencial por debajo de la frecuencia respiratoria. En este rango, se encuentran las fluctuaciones fundamentalmente causadas por la regulación simpática de los vasos de resistencia. En el rango 0.03-0.05 Hz se ven las variaciones asociadas con el sistema de regulación térmica corporal, y sobre 0.1 Hz, se pueden encontrar las ondas Traube-Hering-Mayer. Esta componente se cree que es causada por oscilaciones en el flujo de salida nervioso del centro cardiovascular en el tronco del encéfalo o mediante un fenómeno de resonancia. Un tercer componente de origen más local es la vasomotricidad (0.07-0.15 Hz). Esta componente se sabe que es causada por la contracción y relajación espontánea de pequeñas arterias, arteriolas y vénulas (venomotricidad) [19], [22].

Rango Frecuencial (Hz)	Origen
0.67-3.33	Actividad Cardíaca (AC)
0.08-0.67	Actividad Respiratoria (RIIV)
0.09-0.11	Ondas de Traube-Hering-Mayer
0.07-0.15	Vasomotricidad
0.03-0.05	Regulación Térmica

Tabla 1: Bandas Frecuenciales de la señal PPG [22]

3.4.3. Respiración y PPG: relación entre la PPG y la BP

La PPG mide la onda de pulso causada por pulsaciones periódicas en el volumen de presión arterial. Estas pulsaciones periódicas dan lugar a la forma de onda de la presión arterial. Varios estudios han intentado determinar la correlación entre los efectos de la respiración inducida en la presión arterial y las señales PPG. El objetivo de estos estudios consiste en investigar la posibilidad de análisis no-invasivo del pulso paradójico usando la señal PPG [17].

En [18] se llevó a cabo un estudio con el objetivo de evaluar la relación entre el pulso paradójico medido intra-arterialmente y los cambios de la onda PPG. Se registró formas de onda de la PPG, presión arterial y ciclos respiratorios. Todas las ondas de la PPG y presión arterial analizadas están en fase, con los valores más bajos producidos en la inspiración y los valores más altos en la espiración. Se concluye, entonces, que la señal PPG aparece ser un método no-invasivo rápido y fácilmente de realizar para la estimación objetiva del grado del pulso paradójico. En la Figura 8 podemos ver como los picos de la

señal PPG coincide con los valles de la señal RES del paciente, es decir, cuando se produce la espiración. Como es obvio, por tanto, la inspiración se producirá en los valles de la señal PPG.

3.4.4. Señal de tiempo de tránsito de pulso (PTT)

La señal de tiempo de tránsito de pulso (PTT) es una medida cuantitativa del tiempo que le cuesta a la onda de pulso (de presión arterial) en ir de una arteria a otra, normalmente desde la aorta a la periferia, y se mide como el intervalo temporal entre el pico de la onda R en el ECG y la onda de la PPG asociada.

Comúnmente se usa para medidas simples y no-invasivas en la propagación de la onda de pulso en las arterias. Además, la señal PTT está influida por diversos factores, tales como la salida cardíaca (que depende del volumen del latido y del ritmo cardíaco), la presión arterial, las propiedades elásticas de las arterias, el retorno venoso y otras variables cardiovasculares [23]. Especialmente, se ha presentado durante mucho tiempo que la PTT está inversamente relacionada con la presión arterial, en particular, con la presión arterial sistólica (SAP o SBP) [27]. En muchas investigaciones, fue sugerida la señal PTT como un medio sin manguito y no-invasivo para la medición continua de la presión arterial. La mayoría de los estudios encontrados en literatura, están enfocados en la estimación de los valores absolutos de presión arterial mediante la PTT, aunque podría no ser suficiente para estimar esos valores absolutos, pero podría ser un buen parámetro para indicar cambios en la presión arterial y esfuerzos inspiratorios [24], [25], [26].

La señal respiratoria estimada derivada de la PTT (ver sección 4.2.3) se usa también para distinguir etapas de sueño, por tanto, aunque no sea una forma directa de la estimación de la tasa respiratoria a partir de una señal fisiológica, sino que es necesaria la señal PPG y la ECG, es interesante porque puede proporcionar información muy útil de la respiración, la cual varía, por ejemplo, en etapas de sueños relativos a entornos exploratorios de desórdenes respiratorios [25], así como también, ser capaces de ayudar a identificar en sujetos enfermedades vasculares [26].

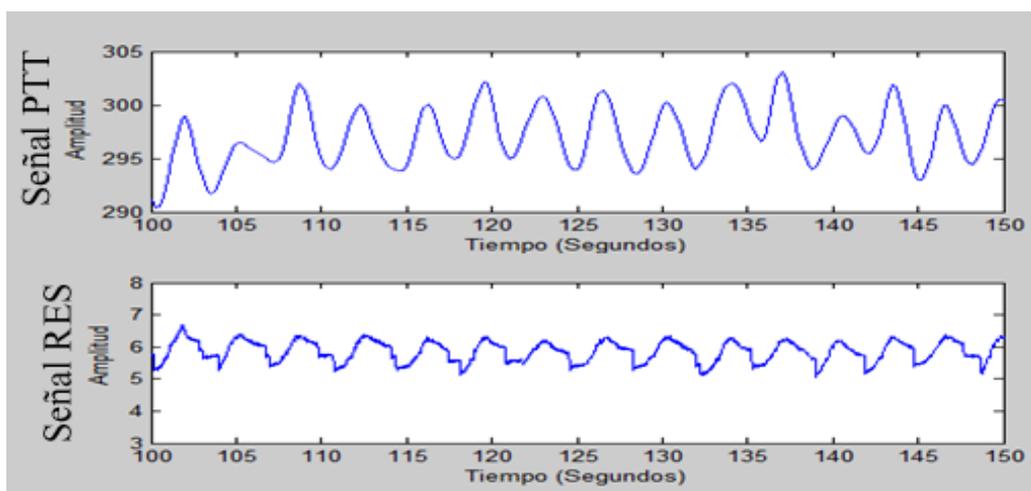


Figura 10: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal PTT correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos. Se puede apreciar que la parte variante-temporal de la señal es un 5% aproximadamente del nivel de DC. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente.

4. MÉTODOS DE DETECCIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA

4.1. *Introducción*

En este capítulo se van a explicar los diferentes métodos de obtención de las señales respiratorias derivadas así como las técnicas de procesado de señal, previas y posteriores a los mismos. Una vez desarrollados los métodos derivados de la señal ECG, PPG y BP, determinaremos cuál nos da las mediciones más fiables y exactas de la respiración en cada ciclo respiratorio. Idealmente, estos métodos serán robustos a las variaciones intra e inter pacientes.

En la sección 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3 y 4.2.4 se explican las diferentes técnicas de procesado de las señales ECG, PPG, PTT y BP respectivamente, así como de los métodos de obtención de las señales DR.

Posteriormente, en la sección 4.3, se explica cómo se ha calculado la frecuencia respiratoria de las señales DR para obtener una estimación de la tasa respiratoria del paciente.

Y finalmente, en la sección 4.4, se habla de los métodos de evaluación seguidos para evaluar las prestaciones de cada forma de onda generada en las secciones 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3 y 4.2.4

4.2. *Extracción señal respiratoria*

4.2.1. *Señales respiratorias derivadas de la ECG*

4.2.1.1. *Pre-procesado de la ECG*

La adquisición de la señal ECG nunca se realiza de forma ideal por lo que siempre existirá ruido indeseable proveniente de diversas fuentes. Para una obtención más robusta de las señales respiratorias derivadas de esta señal, es necesario minimizar estas fuentes de ruido mediante técnicas de procesado de señal consistentes en la eliminación de las líneas de base y de la interferencia de la red eléctrica.

La línea de base de la señal ECG es una componente de baja frecuencia que puede interferir con el análisis de la señal. La componente de línea de base puede ser producida por diferentes fuentes de ruido como pueden ser los movimientos corporales en la realización de la toma de las señales que componen nuestra base de datos, la respiración o incluso los electrodos en contacto con la piel del sujeto. Su contenido espectral normalmente está contenido por debajo de 0.5 Hz. En nuestro proyecto se ha utilizado un filtrado lineal tiempo invariante, mediante un filtrado forward-backward IIR basado en un filtro paso bajo Butterworth de orden 3 con frecuencia de corte 0.1 Hz, para la estimación de la línea de base que posteriormente es suprimida de la señal ECG.

Con respecto al ruido producido por la interferencia de la red eléctrica, se ha diseñado un filtrado no lineal para eliminar interferencias cuyas componentes espectrales se encuentran en 50Hz dependiente de un parámetro que controla la convergencia del algoritmo. Puesto que es deseable desarrollar un método para la eliminación de la interferencia de red que sea menos sensible a los transitorios, utilizamos un filtro no lineal basado en la idea de sustraer una senoide, generada internamente por el filtro, a partir de la señal observada. La amplitud de la senoide interior se adapta a las interferencias de red presente en la señal observada (ECG). El proceso de adaptación es la clave para hacer el filtro menos sensible a los transitorios y evitar oscilaciones del filtro relacionadas. La senoide interna es generada por

$$v(n) = A \sin(\omega_0 n)$$

Teniendo en cuenta el hecho de que la amplitud A , en la práctica, es desconocida y varía con el tiempo, es preferible para generar la senoide de forma recursiva, que nos permita actualizar $v(n)$ en cada muestra, de modo que los cambios de amplitud puedan ser localizados. La senoide puede ser generada por un oscilador definido por un par de polos complejo-conjugados situados en el círculo unitario de frecuencia ω_0 .

4.2.1.2. *Detección del conjunto QRS*

La localización temporal de cada onda Q, R y S en el ECG se ha determinado automáticamente usando el algoritmo delineador basado en la transformada wavelet de la ECG que se describe en [21].

Para cada registro se ha utilizado una función desarrollada en el entorno Matlab que calcula el máximo o mínimo, es decir, onda R o S respectivamente, en torno a la anotación (muestra) obtenida del algoritmo mencionado en el párrafo anterior utilizando una ventana fija de 80 ms (duración media del conjunto QRS). Además, se ha realizado una revisión manual de la localización de las ondas R y S, siendo necesario, para unos pocos registros, una corrección manual de la posición exacta de estas ondas.

4.2.1.3. *Obtención de la señal respiratoria derivada mediante el filtrado del ECG (ECG-filt-DR)*

Una forma de obtener la señal respiratoria derivada de la señal ECG, es mediante un filtrado en la banda frecuencial donde se sabe que la señal ECG lleva información de la respiración, esto es, un filtrado paso banda con una banda de paso entre 0.1 Hz y 0.4 Hz. El filtro utilizado es de tipo Butterworth de orden 3. En la literatura, podemos encontrar muchas bandas frecuenciales para realizar este filtrado, véase [19], [29]; sin embargo, en el presente proyecto, se ha elegido estas bandas frecuenciales que corresponden a las utilizadas en [9], ya que como los sujetos de nuestra base de datos son personas adultas, la tasa respiratoria es normalmente 10-20 respiraciones/minuto en reposo [30]. Así pues, una tasa correspondiente a 20 respiraciones/minuto equivaldría a una frecuencia respiratoria de 0.33 Hz, por tanto, la elección presentada es viable.

En la Figura 11 podemos ver el efecto del filtrado sobre la señal ECG, así como también la señal RES del paciente.

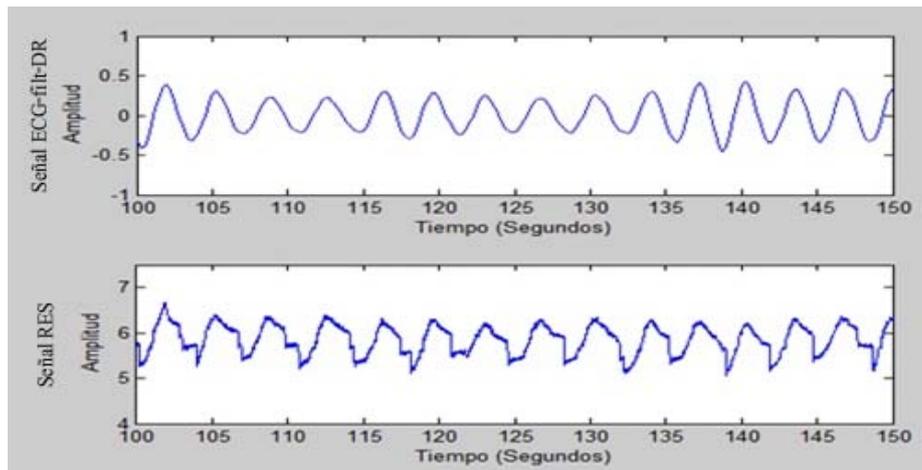


Figura 11: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal ECG-filt-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos.. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente.

4.2.1.4. *Obtención de la señal respiratoria derivada de la modulación de la amplitud QRS del ECG*

Una vez anotada la localización exacta del pico R según lo descrito en la sección 4.2.1.2, la señal respiratoria derivada del ECG, referida a la señal R-DR, se forma representando la diferencia de amplitud entre el pico de la onda R y la línea de base, en el instante de ocurrencia del pico R. La forma de onda se crea mediante la interpolación cúbica entre esas muestras. En la Figura 12 podemos ver un ejemplo de la señal R-DR.

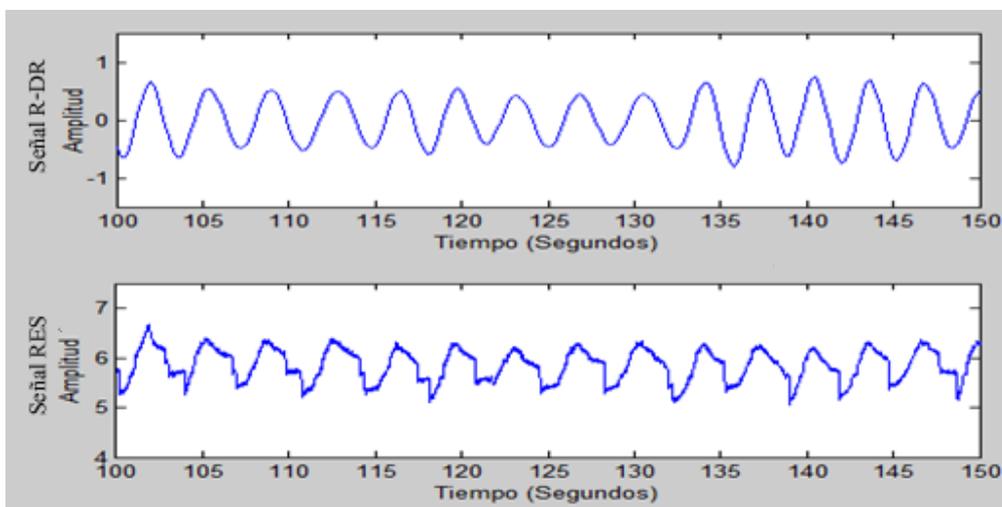


Figura 12: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal R-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente.

Partiendo de la localización exacta del pico de la onda R y el punto mínimo de la onda S según lo descrito en la sección 4.2.1.2, la señal respiratoria derivada del ECG, referida a la señal RS-DR, se forma representando la diferencia de amplitud entre el pico de la onda R y el valor mínimo de la onda S, en el instante de ocurrencia del pico R. La forma de onda se crea mediante la interpolación cúbica entre esas muestras. En la Figura

12 podemos ver un ejemplo de la señal RS-DR. Hay que tener en cuenta si esta señal DR formada está, en fase o no, con la señal respiratoria de referencia dependiendo de la derivación usada y del posicionamiento de los electrodos. En nuestro caso, al usar la derivación cuarta, nuestra señal ECG estará en fase con la señal RES. En la Figura 13 se puede ver un ejemplo de la señal RS-DR.

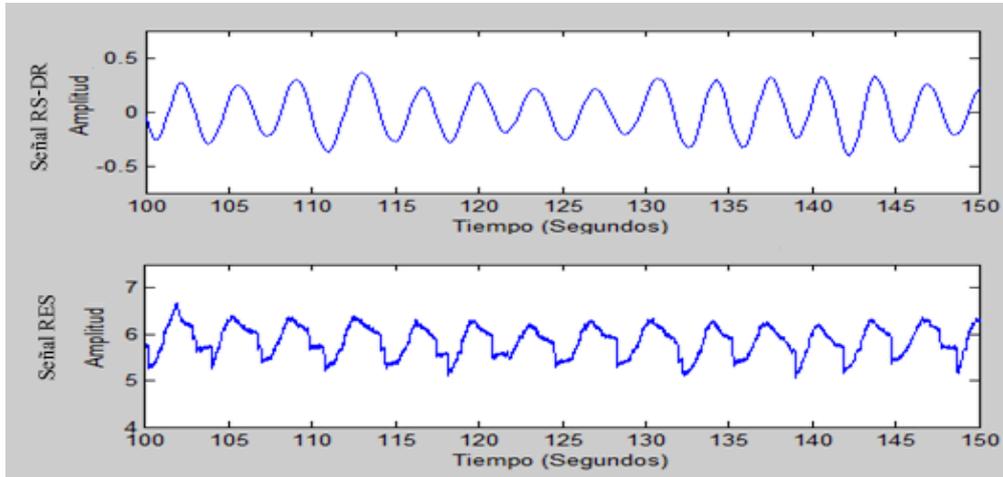


Figura 13: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal RS-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente.

4.2.1.5. *Obtención de la señal respiratoria derivada de la señal de variabilidad de ritmo cardíaco (HRV-iif-DR)*

Este método está basado en una medida directa de la señal RSA, descrita en la sección 3.2.3, para formar una señal DR del ECG, llamada en [9] RSA-DR. El análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) usa una medida directa de la señal RSA para obtener la señal Respiratoria Derivada de la señal HRV (HRV-iif-DR). Para ello, con la representación del ritmo cardíaco, se produce una señal que refleja con bastante precisión las variaciones en el ritmo cardíaco representado en términos de intervalo o tasa.

Frecuentemente se utiliza la señal tacograma de intervalo $d_{IT}(j)$ en la que los latidos (picos de la onda R), identificados según lo descrito en la sección 4.2.1.2, que ocurren en los instantes t_{E_0}, \dots, t_{E_M} , se transforman a una señal en tiempo discreto consistente en los sucesivos intervalos R-R.

$$d_{IT}(j) = t_{E_j} - t_{E_{j-1}}, \quad j = 1, \dots, M, \quad (4.1)$$

En contraposición, en el presente PFC, se ha utilizado la función inversa del intervalo $d_{IIT}(j)$, que corresponde a la inversa de la señal $d_{IT}(j)$:

$$d_{IIT}(j) = \frac{1}{t_{E_j} - t_{E_{j-1}}}, \quad j = 1, \dots, M, \quad (4.2)$$

Posteriormente, el efecto de los latidos anormales en la tasa cardíaca se corrigieron aplicando un método basado en un modelo integral de modulación de la frecuencia de pulso [36].

Finalmente, la señal respiratoria derivada de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV-iif-DR) se obtuvo utilizando una interpolación mediante splines cúbicas con una resolución de 4 Hz sobre la función inversa del intervalo $d_{IIF}(t)$ que está inversamente relacionada con la longitud del intervalo RR:

$$d_{IIF}^{ECG}(t) = \sum_{j=1}^M \frac{1}{t_{E_j} - t_{E_{j-1}}} \delta(t - t_{E_j}) \quad (4.3)$$

En la Figura 14 se muestra un ejemplo de una HRV-iif-DR correspondiente al registro 4 de la base de datos utilizada en el presente PFC.

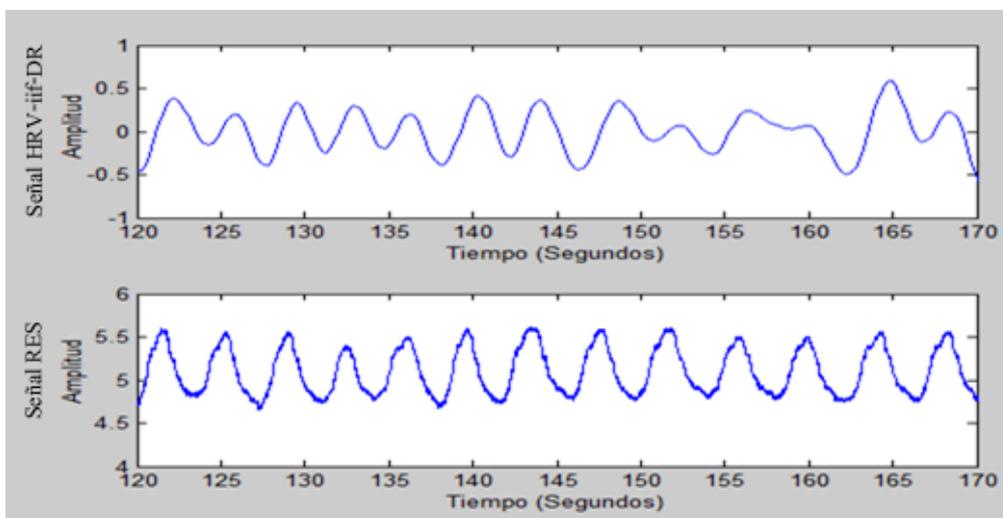


Figura 14: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal HRV-iif-DR. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente. La señal HRV-iif-DR se ha escalado para permitir una comparación visual.

4.2.2. Señales respiratorias derivadas de la PPG

4.2.2.1. Pre-procesado de la PPG

Para eliminar las interferencias, tales como ruido generado durante el registro de la señal PPG, así como la interferencia de red, se ha utilizado un filtro FIR paso bajo con frecuencia de corte 35 Hz y orden 50. La ventaja del filtrado tipo FIR radica en que el desplazamiento o retardo que introduce es fácilmente cuantificable y se produce a todas las frecuencias. Esto se traduce, en el tiempo, a un desplazamiento constante, e igual a la mitad del orden del filtro, en cada una de las muestras de la señal de salida.

Para minimizar el efecto de ruido y artefactos, se ha utilizado un detector basado en los parámetros Hjorth que representan una estimación de la frecuencia dominante y la mitad del ancho de banda de la señal. Cuando estos parámetros sobrepasan unos márgenes establecidos empíricamente, se considera que se ha producido un artefacto en

la señal por no ser demasiado oscilatorio y por tanto esos datos no se tienen en cuenta para la detección de los puntos significados de la señal PPG, es decir, para obtener las diferentes señales respiratorias derivadas de la PPG. Un estudio más detallado de la detección de artefactos se halla en el anexo A.

4.2.2.2. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir del filtrado directo sobre la señal PPG*

En similitud con la señal respiratoria derivada del filtrado directo del ECG, explicada en la sección 4.2.1.3, para obtener la señal respiratoria derivada de la señal PPG, se realiza un filtrado en la banda frecuencial dónde se sabe que la señal PPG lleva información de la respiración, esto es, un filtrado paso banda con una banda de paso entre 0.1 Hz y 0.4 Hz. El filtro utilizado es de tipo Butterworth de orden 3.

4.2.2.3. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la señal de variabilidad fotopleletismográfica de pulso (PPGV)*

Una vez localizado el instante exacto de ocurrencia de cada onda R del ECG (t_{E_j}) mediante lo explicado en la sección 4.2.1.2, la señal PPG se ha incrementado su resolución en tiempo a una frecuencia de muestreo equivalente de 1000 Hz (frecuencia de muestreo de la señal ECG) [37]. Después, se detectó la localización temporal de cada onda de pulso de la PPG (t_{P_j}) como el máximo de la señal PPG dentro del intervalo [$t_{E_j} + 150$ ms, $t_{E_{j+1}}$] (ver Figura 15). A continuación, las detecciones de los pulsos se revisaron manualmente.

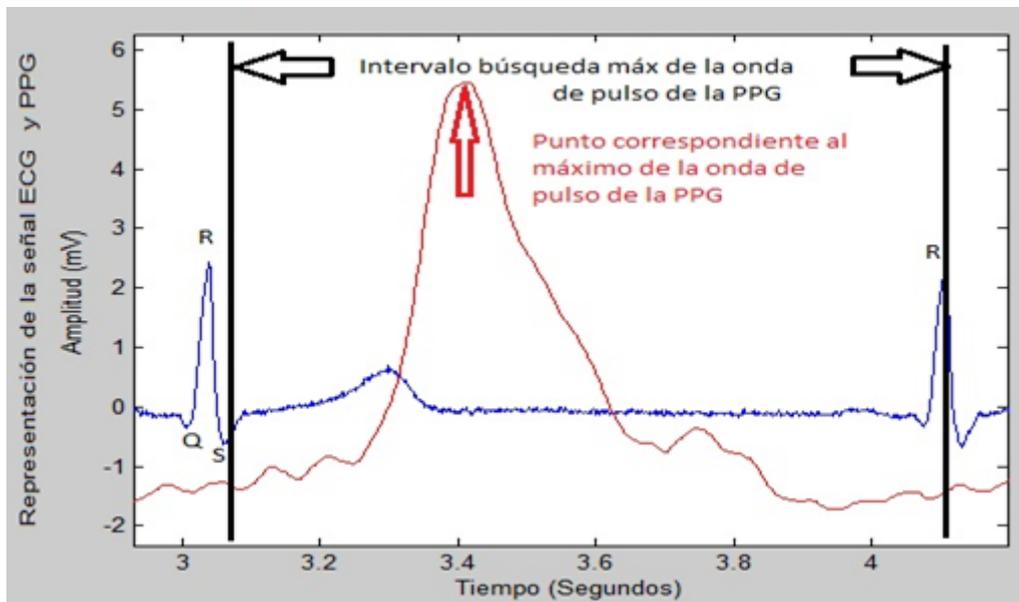


Figura 15: Esquema representativo de la búsqueda del máximo de la onda de pulso de la señal PPG (en rojo). La amplitud de la señal ECG (en azul) se ha escalado en un factor 2 para obtener comparable visualización.

Posteriormente, el efecto de los latidos anormales en la tasa de pulso se corrigió aplicando un método basado en un modelo integral de modulación de la frecuencia de pulso [36].

Finalmente, la señal respiratoria derivada de la variabilidad de la onda de pulso de la PPG (PPGV-DR) se obtuvo usando una interpolación spline cúbicas con una resolución de 4 Hz sobre la función intervalo inversa $d_{IFF}(t)$ en relación con la fórmula 4.1:

$$d_{IFF}^{PPG}(t) = \sum_{j=1}^M \frac{1}{t_{p_j} - t_{p_{j-1}}} \delta(t - t_{p_j}) \quad (4.4)$$

En la Figura 16 se muestra un ejemplo de la señal PPGV-DR correspondiente al registro 17 de la base de datos utilizada en el presente PFC.

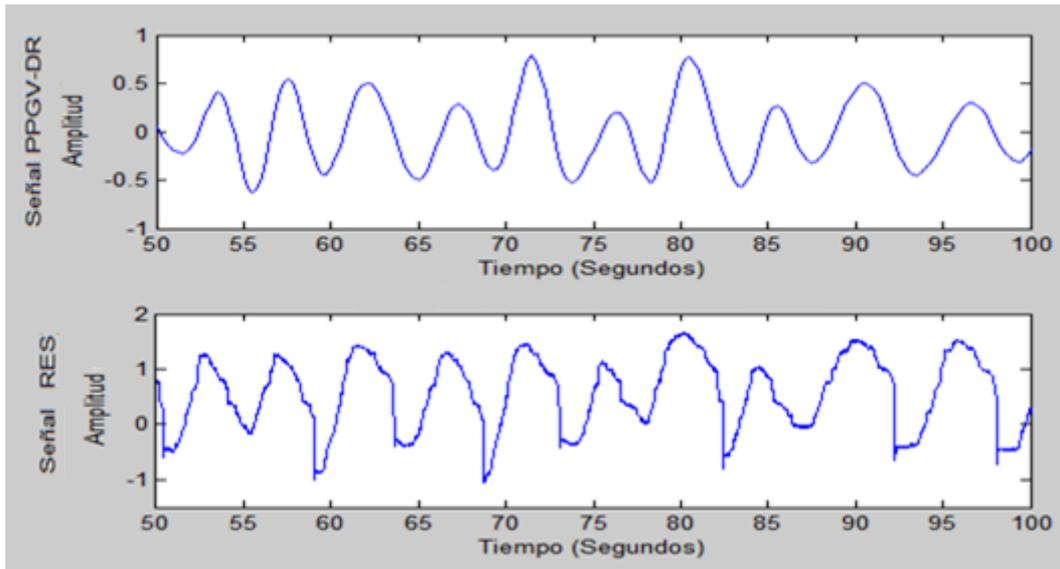


Figura 16: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal PPGV-DR. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente. La señal PPGV-DR ha sido escalada para tener una comparación visual.

4.2.2.4. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la modulación del pico de la onda de pulso de la PPG*

Una vez localizado el instante exacto de ocurrencia de cada onda R de la ECG (t_{E_j}) e incrementada la resolución en tiempo de la señal PPG a una frecuencia de muestreo equivalente de 1000 Hz, se detectó la localización temporal de cada onda de pulso de la PPG (t_{p_j}) como el máximo de la señal PPG dentro del intervalo $[t_{E_j} + 150 \text{ ms}, t_{E_{j+1}}]$, así como la localización del mínimo dentro del intervalo $[t_{E_j}, \text{max_Onda_pulso_PPG}]$. Así, para obtener la modulación en amplitud de la señal PPG, se calculó la diferencia de la amplitud resultante de la localización de los máximos y mínimos.

Finalmente, y previa eliminación de aquellos latidos donde existe artefacto en la PPG, la señal respiratoria derivada a partir de la modulación en amplitud de la señal PPG (PPG(AM)-DR) se obtuvo usando una interpolación mediante splines cúbicas muestreada a una resolución de 4 Hz.

En la Figura 17 se muestra un ejemplo de la señal PPG(AM)-DR correspondiente al registro 17 de la base de datos utilizada en el presente PFC.

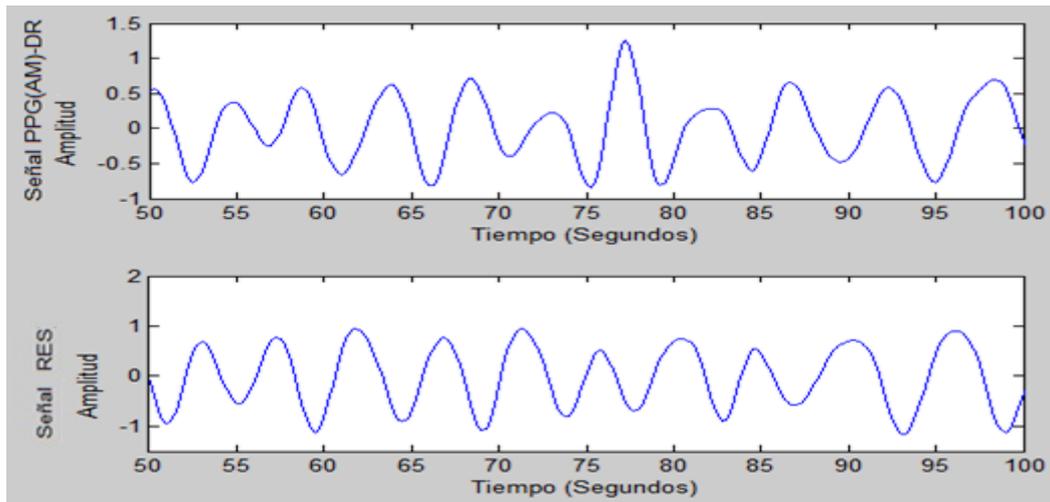


Figura 17: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal PPG(AM)-DR. Según en la sección 3.4.3, la inspiración tiene lugar en los valles de esta señal. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia ya filtrada para obtener una mejora visual de los picos (inspiración).

4.2.3. Señal respiratoria derivada de la PTT

4.2.3.1. Obtención de la señal PTT

El proceso para obtener la señal PTT es necesario determinar, además de la posición del pico de la onda R de la señal ECG, el instante de llegada de la onda de pulso. La señal PPG se interpoló mediante splines cúbicos para así incrementar la resolución temporal hasta una frecuencia de muestreo equivalente de 1000 Hz. El valor de la señal PTT para cada latido se generó calculando la diferencia temporal entre el pico de la onda R y el instante de llegada de la onda de pulso, calculado en el 50% de la amplitud de la onda de pulso. No se consideran aquellos latidos donde exista artefacto en la señal PPG (ver Figura 18) [31]. Los valores de la PPT fuera del rango [150 ms, 400 ms] se consideraron no válidos al no tener sentido fisiológico. Finalmente, la serie de la PTT fue muestreada a 4 Hz mediante splines cúbicas para obtener un muestreo uniforme de la señal [31].

En la Figura 19 se puede ver una sección de 50 segundos de la señal PPT(PPG)-DR donde podemos apreciar que los picos relativos a la inspiración prácticamente corresponden con los picos relativos a la inspiración de nuestra señal de RES.

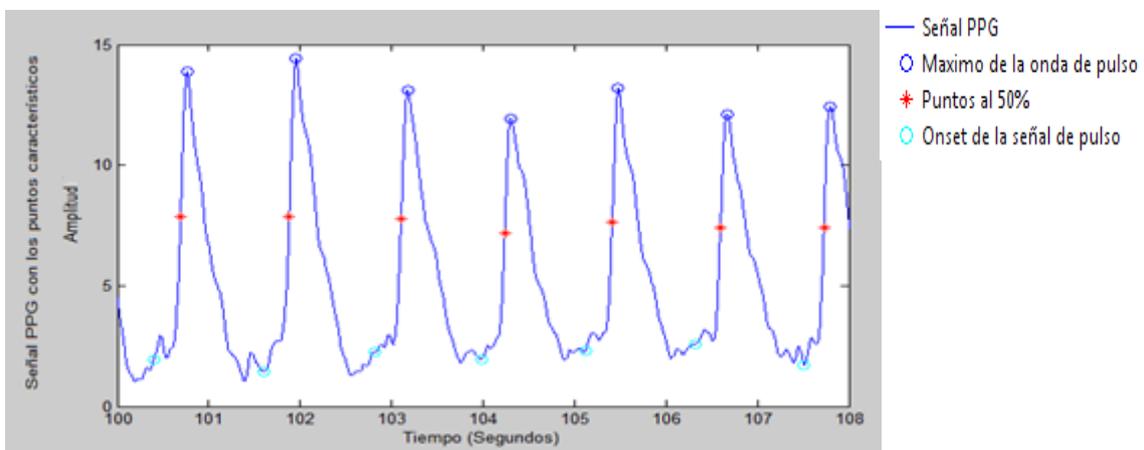


Figura 18: Se puede observar una sección de 8 segundos de la señal PPG con los puntos característicos marcados en color.

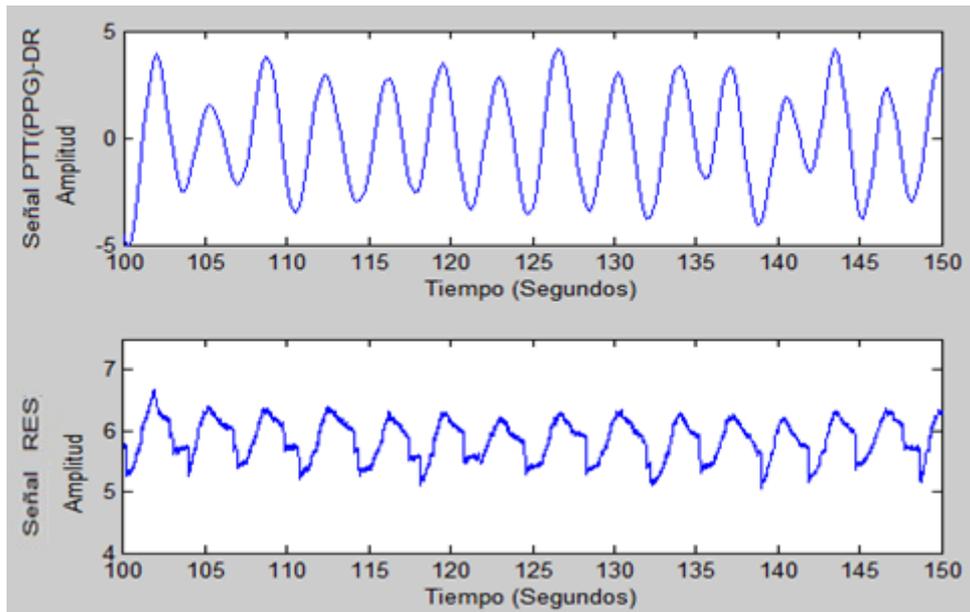


Figura 19: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal PTT(PPG)-DR correspondiente al registro 14 de nuestra base de datos.. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia correspondiente.

4.2.4. *Señales respiratorias derivadas de la BP*

4.2.4.1. *Pre-procesado de la BP*

Para eliminar las interferencias, tales como ruido generado durante el registro de la señal BP, así como la interferencia de red, se ha utilizado un filtro FIR paso bajo con frecuencia de corte 35 Hz y orden 50. La ventaja del filtrado tipo FIR radica en que el desplazamiento o retardo que introduce es fácilmente cuantificable y se produce a todas las frecuencias. Esto se traduce, en el tiempo, a un desplazamiento constante, e igual a la mitad del orden del filtro, en cada una de las muestras de la señal de salida.

Al igual que como se explica en la sección 4.2.2.1 y el anexo A, para eliminar los artefactos en la señal BP se ha utilizado un detector basado en los parámetros Hjorth. Además, se ha utilizado un detector semiautomático para eliminar aquellas zonas donde se producen errores debidos a la calibración (que tienen una forma característica de escalón) ocasionada por el hardware utilizado para el registro de la señal BP. Las zonas con artefactos y errores de calibración fueron revisadas también manualmente.

4.2.4.2. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir del filtrado directo sobre la señal BP*

En similitud con la señal respiratoria derivada del filtrado directo de la ECG, explicada en la sección 4.2.1.3, para obtener la señal respiratoria derivada de la señal BP, se realiza un filtrado en la banda frecuencial dónde se sabe que la señal BP lleva información de la respiración, esto es, un filtrado paso banda con frecuencias de corte 0.1 Hz y 0.4 Hz respectivamente [9]. El filtro utilizado es de tipo Butterworth de orden 3. En la Figura 20 podemos ver un ejemplo de la señal respiratoria derivada de la BP (BP-filt-DR) correspondiente al registro 5 de nuestra base de datos.

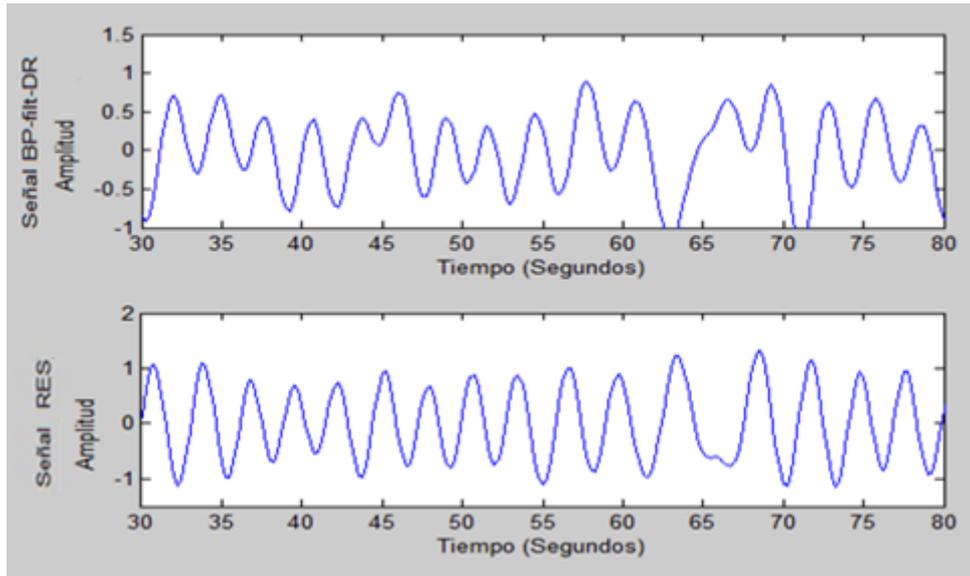


Figura 20: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal BP-filt-DR que ha sido escalada para obtener una comparación visual. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal RES correspondiente filtrada.

4.2.4.3. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la señal de variabilidad de la presión arterial (BPV)*

El proceder para la obtención de esta señal DR es similar al explicado en la sección 4.2.2.3, esto es, una vez localizado el instante exacto de ocurrencia de cada onda R de la ECG (t_{E_j}) mediante lo explicado en la sección 4.2.1.2, la señal BP se ha incrementado su resolución en tiempo a una frecuencia de muestreo equivalente de 1000 Hz (frecuencia de muestreo de la señal ECG). Después, se detectó la localización temporal de cada onda de pulso de la BP (t_{B_j}) como el máximo de la señal BP dentro del intervalo $[t_{E_j} + 150 \text{ ms}, t_{E_{j+1}}]$. Las detecciones de los pulsos fueron posteriormente revisadas manualmente.

A continuación, el efecto de los latidos anormales en la tasa de pulso se corrigió aplicando un método basado en un modelo integral de modulación de la frecuencia de pulso [36].

Finalmente, la señal respiratoria derivada de la variabilidad de la onda de pulso de la BP (BPV-DR) se obtuvo usando una interpolación mediante splines cúbicas con una resolución de 4 Hz sobre la función inversa del intervalo $d_{IIF}(t)$ en relación con la fórmula 4.1:

$$d_{IIF}^{BP}(t) = \sum_{j=1}^M \frac{1}{t_{B_j} - t_{B_{j-1}}} \delta(t - t_{B_j}) \quad (4.5)$$

En la Figura 21 se muestra un ejemplo de la señal BPV-DR correspondiente al registro 17 de la base de datos utilizada en el presente PFC.

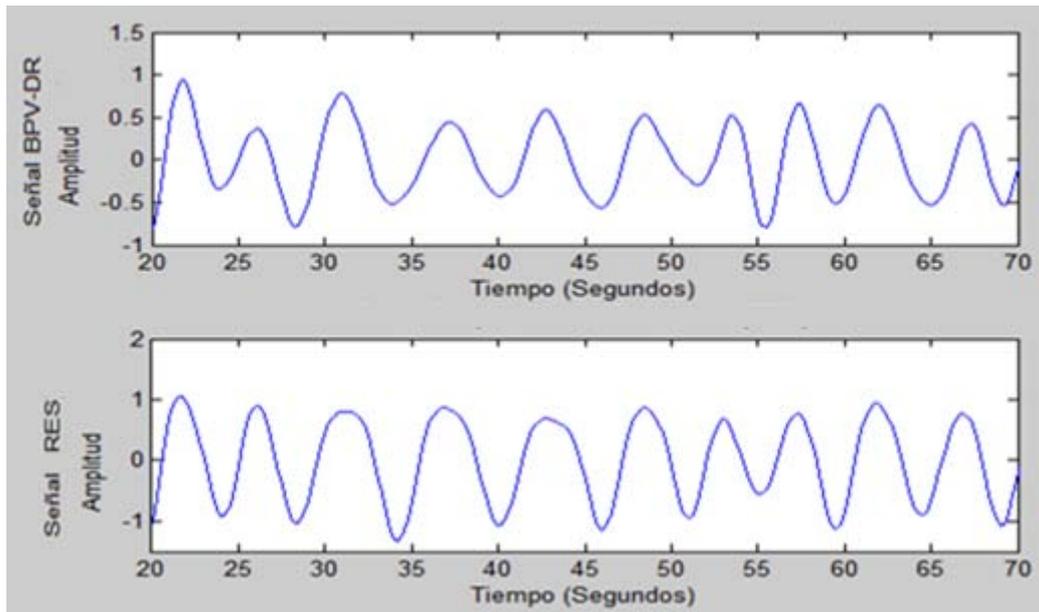


Figura 21: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal BP-filt-DR que ha sido escalada para obtener una comparación visual. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal RES correspondiente.

4.2.4.4. *Obtención de la señal respiratoria derivada a partir de la modulación del pico de la onda de pulso de la BP*

Una vez localizado el instante exacto de ocurrencia de cada onda R del ECG (t_{E_j}) mediante lo explicado en la sección 4.2.1.2, la señal BP se ha incrementado su resolución en tiempo a una frecuencia de muestreo equivalente de 1000 Hz (frecuencia de muestreo de la señal ECG). Después, se detectó la localización temporal de cada onda de pulso de la BP (t_{B_j}) como el máximo de la señal BP dentro del intervalo $[t_{E_j} + 150 \text{ ms}, t_{E_{j+1}}]$.

Posteriormente se detectó la localización temporal del mínimo de cada onda de pulso de la señal BP dentro del intervalo $[t_{E_j}, \text{max_Onda_pulso_BP}]$. La diferencia de la amplitud entre el máximo de la onda de pulso y el mínimo forma la modulación en amplitud de la señal BP.

Finalmente, y previa eliminación de aquellos latidos donde existe artefacto en la PPG, la señal respiratoria derivada a partir de la modulación en amplitud de la señal PPG (BP(AM)-DR) se obtuvo usando una interpolación mediante splines cúbicas muestreada a una resolución de 4 Hz.

En la Figura 22 se muestra un ejemplo de la señal BP(AM)-DR correspondiente al registro 17 de la base de datos utilizada en el presente PFC.

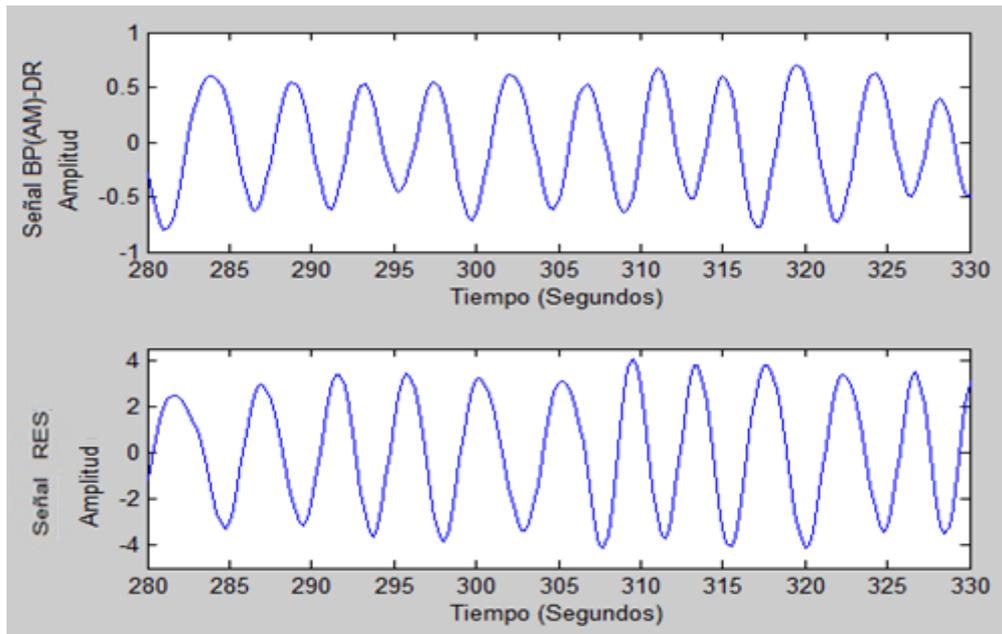


Figura 22: En la parte superior se puede observar una sección de 50 segundos de la señal BP-filt-DR que ha sido escalada para obtener una comparación visual. Según en la sección 3.4.3, la inspiración tiene lugar en los valles de esta señal. En la parte inferior de la imagen, se aprecia la señal respiratoria de referencia ya filtrada para obtener una mejora visual de los picos (inspiración).

4.2.5. *Procesado posterior a la obtención de las señales DR*

Una vez obtenidas las señales respiratorias, todas éstas, a excepción de las obtenidas directamente del filtrado directo de la señal ECG, PPG y BP, han sido filtradas con un filtro FIR paso banda de orden 390 en las bandas frecuenciales de [0.10 0.40] Hz para limpiar las señales DR de cualquier ruido que puede afectar a estas señales no-invasivas (explicado en el capítulo 3) fuera de esa banda frecuencial y para obtener una mejor estimación en la detección de la respiración y la frecuencia respiratoria. Como prueba a parte, se realizó un filtrado FIR paso banda con frecuencias de corte [0.07 0.25] Hz de orden 390 para aquellos registros cuyas frecuencias respiratorias medias eran inferiores a la banda de HF.

4.3. *Frecuencia respiratoria*

4.3.1. *Algoritmo de detección de los máximos y mínimos de la DR*

Una vez realizados los diferentes métodos para la obtención de las señales DR, es necesario detectar los máximos y mínimos, dependiendo del método empleado, para una evaluación posterior del número de respiraciones detectadas respecto la señal RES, así como también de la frecuencia respiratoria instantánea del sujeto. El algoritmo empleado se basa en la derivada de la señal puesto que toma el valor de 0 en los máximos y mínimos locales de una función. Por lo tanto, se buscará los cruces por 0 de la derivada y si ese punto es decreciente (pendiente negativa) corresponderá a un máximo o por el contrario, si es creciente (pendiente positiva), corresponderá a un mínimo. Además, se ha empleado umbrales de amplitud en el propio algoritmo para descartar de la detección aquellos picos o valles (dependiendo de donde se refleje la inspiración) espúreos, muchos de los cuales son debidos al hecho de que la señal original contiene un número de componentes en el

rango frecuencial entre 0.1 Hz y 0.4 Hz, además de los componentes inducidos de la respiración descritos en [29], [38].

Otro de los inconvenientes en la detección de los puntos de interés en la señal DR es la aparición de respiraciones separadas una distancia temporal mucho menor que el periodo mínimo respiratorio del sujeto. Para solucionar este problema, se ha obtenido, ayudándonos de los mapas tiempo-frecuencia que se explican en la sección 4.4.1, la frecuencia respiratoria máxima del sujeto para así, obtener una estimación de la tasa respiratoria mínima, es decir, un umbral que permita eliminar aquellos máximos o mínimos separados una distancia temporal menor que ese periodo respiratorio.

4.4. Evaluación de los métodos

4.4.1. Análisis tiempo-frecuencia de las señales respiratorias

Los métodos de análisis espectral clásicos, tanto no paramétricos, como los basados en la transformada de Fourier, como paramétricos, como los basados en modelos autorregresivos, asumen la estacionariedad de la señal. Representan la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial durante todo el intervalo en que nuestra señal está sometida al análisis.

En el análisis de señales no estacionarias resulta de interés el análisis tiempo-frecuencia, que permite representar la distribución de energía o potencia en el dominio frecuencial para todo instante de tiempo.

En el presente proyecto se usa un análisis tiempo-frecuencia que sigue un método cuadrático no paramétrico. Se trata de distribuciones bidimensionales tiempo-frecuencia que representan la densidad de energía o potencia conjuntamente en tiempo y frecuencia. En general, son representaciones cuadráticas de la señal. La integral doble, con respecto al tiempo y a la frecuencia, de cualquiera de estas distribuciones tiempo-frecuencia representa la energía o potencia de la señal (conservación de la energía o potencia). La integral con respecto a la frecuencia representa la densidad de energía o potencia con respecto al tiempo, y viceversa. Una forma de eliminar el problema de los términos cruzados de los términos cuadráticos, es la utilización de unas distribuciones concretas, entre ellas, la distribución Pseudo Wigner-Ville Suavizada (SPWD, Smoothed PseudoWigner-Ville Distribution) empleada en el presente PFC. En el ANEXO B se describe con más detalle este tipo de distribución.

El análisis espectral de las señales DR relacionadas con la variabilidad del ritmo cardíaco presenta oscilaciones que se relacionan con la actividad simpática y vagal. Las componentes espectrales van desde los 0.003 a los 0.5 Hz, donde el rango entre 0.003 y 0.04 Hz (componente de muy baja frecuencia, VLF) representa los mecanismos de regulación a largo plazo; el rango entre 0.04 y 0.15 Hz (componente de baja frecuencia, LF) representa la modulación simpática y parasimpático, aunque un incremento en su potencia se suele asociar a un incremento simpático. El rango de 0.15 a 0.5 Hz (alta frecuencia, HF) corresponde a la modulación parasimpática, y está sincronizada con la frecuencia respiratoria. Finalmente el ratio entre la baja y alta frecuencia (LF/HF) es un índice que representa el balance simpato-vagal [28]. Estos rangos presentados nos servirán para obtener las frecuencias respiratorias en cada instante para, posteriormente, obtener

un análisis del error relativo y absoluto cometido en la estimación de la frecuencia en cada uno de los métodos de obtención de las señales DR.

Para obtener la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante se procedió de la siguiente manera:

- a) Se utilizó, para todas las señales DR, así como para la señal RES, la transformación tiempo-frecuencia descrita en la sección 4.4.1 para descomponer estas señales en sus diferentes componentes frecuenciales en cada instante.
- b) Se generó una señal con la frecuencia principal (frecuencia instantánea en cada instante) en cada banda (HF y LF) de la señal DR.

Además, se obtuvo las frecuencias instantáneas estimadas respiración a respiración de las señales DR, es decir, en cada periodo de respiración del sujeto, como complemento a la frecuencia obtenida de los mapas tiempo-frecuencia y para obtener otra estimación del número de TP, FP, FN, Se y +P.

Con todo ello, se ha utilizado un método de tratamiento de los errores de cálculo para obtener una relación de la frecuencia instantánea en cada instante temporal y de la frecuencia instantánea estimada respiración a respiración entre la señal RES y las señales DR.

Como complemento a estos errores, calcularemos la desviación típica σ , que tiene una gran utilidad en la estadística descriptiva, cuyo valor representa una medida que informa de la media de distancias que tienen los datos (en nuestro caso las frecuencias en cada instante y frecuencias instantáneas de cada una de las señales DR) respecto de su media aritmética.

Por lo que si queremos tener un detalle más profundo de un conjunto de frecuencias, no basta con conocer las medidas de tendencia central, sino que necesitamos conocer también la desviación que representan los datos en su distribución respecto de la media aritmética de dicha distribución, con objeto de tener una visión de los mismos más acorde con la realidad a la hora de describirlos e interpretarlos para la toma de decisiones. Así, todos datos relativos a la frecuencia instantánea en cada instante obtenida de los mapas tiempo-frecuencia en cada instante temporal y la frecuencia instantánea obtenida en cada ciclo respiratorio, se expresarán en función de la desviación típica.

Finalmente, este método tratará de evaluar los siguientes tipos de errores:

- **Error absoluto.** Es la diferencia entre la frecuencia obtenida de la señal DR y el valor tomado de la Señal RES de referencia. En nuestro caso hemos ido calculando el error cometido en cada instante temporal en la estimación de la frecuencia y se ha obtenido un error absoluto medio para cada una de las señales DR.
- **Error relativo.** Es el cociente entre el error absoluto y el valor exacto.

4.4.2. Evaluación basada en la detección de respiraciones y cuantificación mediante TP, FP, FN, Se y +P

El procedimiento de evaluación descrito en esta sección, requiere una ventana temporal en torno a las respiraciones de la señal RES, es decir, en torno a los máximos de la misma, dentro de la cual, se debe hallar una inspiración (máximo o mínimo) de la señal DR. Si se usa una ventana demasiado amplia, cuando suceda un periodo respiratorio más pequeño la ventana de referencia, ésta podría ser más larga que el periodo de respiración. Esto se traduce en un solapamiento de ventana de respiraciones de referencia consecutivas. Para asegurarnos que cada respiración analizada se clasifique solo una vez, el procedimiento de evaluación se designa tal que la respiración analizada detectada se clasifique solo con respecto a la respiración de referencia más cercana. Como todas las respiraciones analizadas están clasificadas una vez con referencia a la respiración de referencia más cercana, un incremento del tamaño de la ventana no da lugar a que la misma respiración analizada sea clasificada dos veces. En el presente PFC se ha utilizado una ventana de un segundo de duración (ver Figura 23 y 24) ya que lo que se pretende es exigir que nuestros métodos sean lo más exactos posibles, es decir, conseguir una mayor robustez a costa de limitar el margen de detección de la respiración en la señal DR.

Como se explicaba en el capítulo 2, la señal respiratoria se registró durante la realización de un test de inclinación. Como consecuencia, en las señales DR obtenidas se ha producido un desfase respecto la señal RES, siendo diferente el existente en posición supino que en posición levantado, posiblemente debido a la fisiología de las señales. Para corregir este desfase se calculó el retardo medio existente en las cinco primeras respiraciones de cada una de las posiciones y se corrigió la localización nueva de las respiraciones de la señal DR restando este retardo.

En las Figuras 25, 26 y 27 se muestra el efecto de variar la longitud de la ventana temporal de 1 segundo a 2.6 segundos de diversos métodos de obtención de la señal DR relativos al registro 17 de nuestra base de datos.

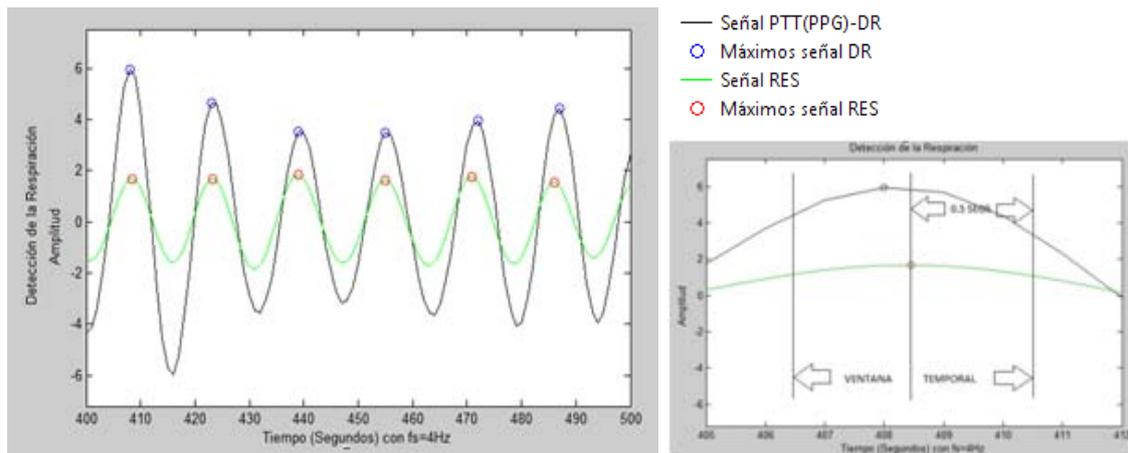


Figura 23: En la figura de la izquierda se puede observar la detección de los máximos (inspiración) de la señal PTT(PPG)-DR y de la señal RES. Se habrá detectado una respiración si el máximo de la señal DR se encuentra dentro de la ventana temporal de duración total 1 segundo (ver figura de la derecha). La señal RES ha sido escalada en amplitud un factor 4 para tener una comparación visual respecto la señal DR.

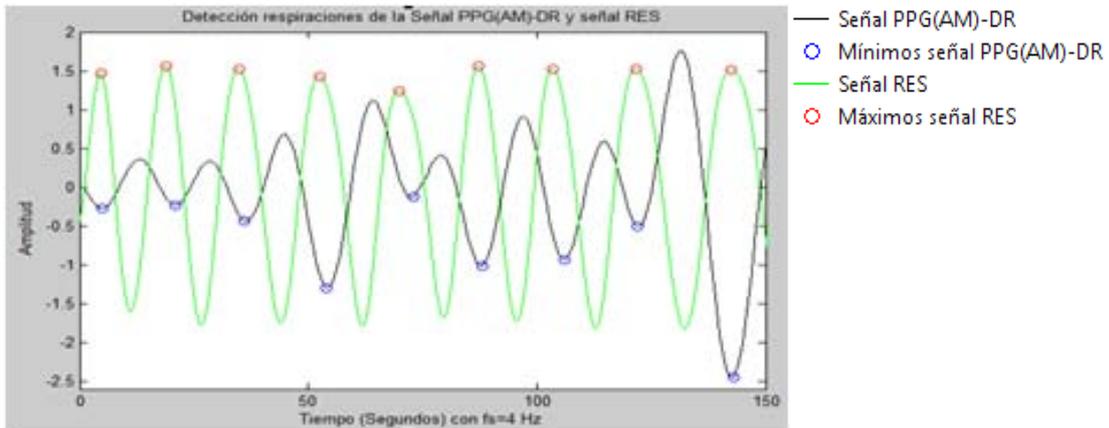


Figura 24: Se puede observar como los máximos (que reflejan la inspiración) de la señal RES coinciden con los mínimos de la señal PPG(AM)-DR. En la sección 3.4.3 se comenta el por qué ocurre esto. La señal RES ha sido escalada en amplitud un factor 1/4 para tener una comparación visual respecto a la señal DR.

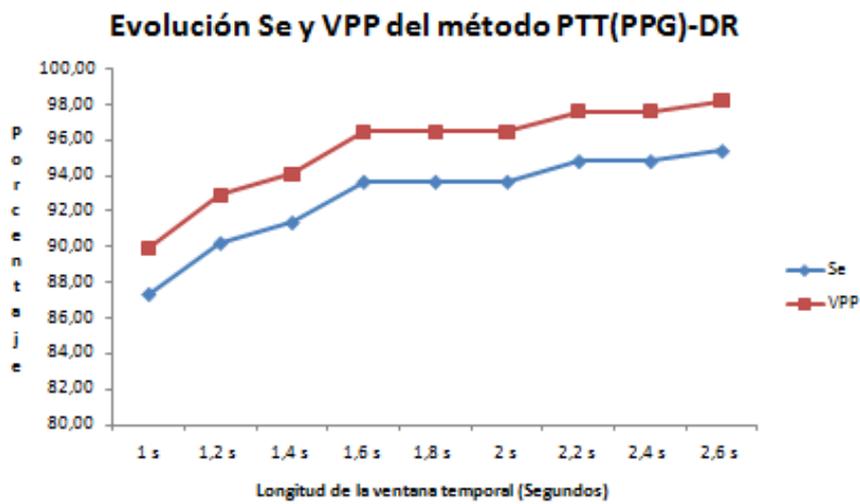


Figura 25: Un aumento de la ventana de 0,6 segundos afecta en un aumento en torno al 7% de la Se y un 5% del +P. A partir de ahí se va manteniendo constante.

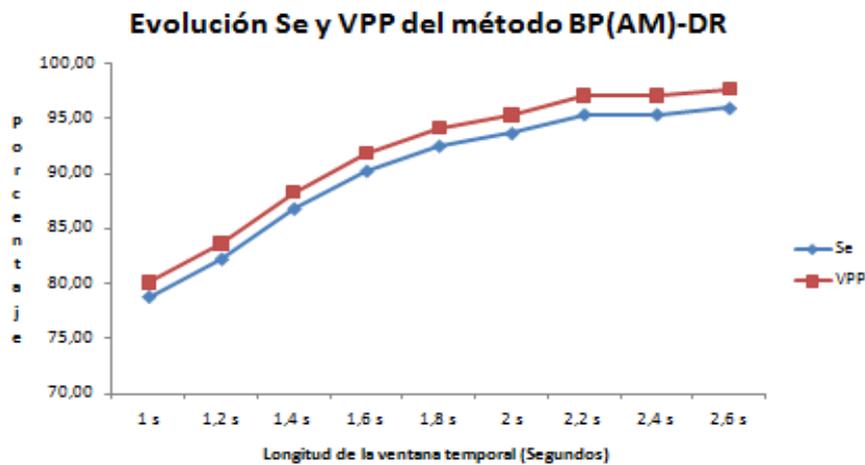


Figura 26: Un aumento de la ventana de 1 segundo afecta en un aumento en torno al 15% de la Se y un 13% del +P.

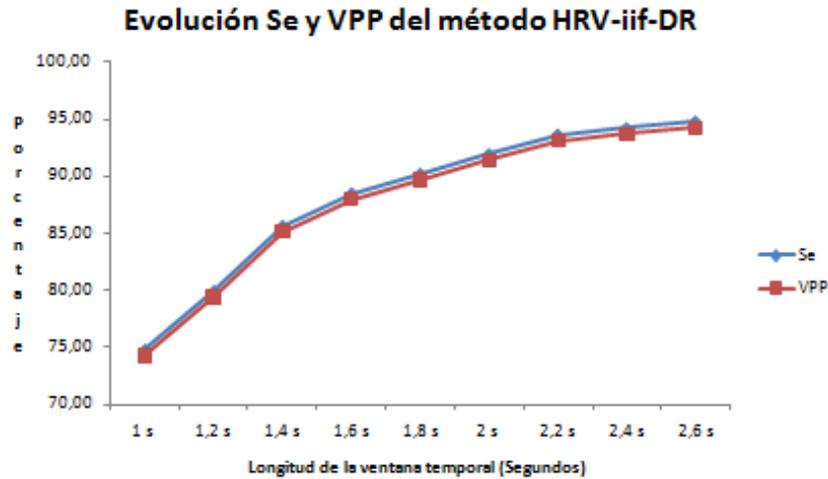


Figura 27: Un aumento de la ventana de 1 segundo afecta en un aumento en torno al 15% de la Se y +P.

Como el objetivo es detectar la respiración de las formas de onda de las señales DR, se requiere un sistema para la evaluación de las prestaciones de nuestros métodos. Para ello, se ha utilizado un análisis estándar bastante reconocido en las pruebas realizadas en entornos médicos. Una vez localizados los máximos y mínimos, según lo explicado en la sección 4.3.1, estos puntos son comparados con los máximos (donde se detecta la respiración) de la señal respiratoria de referencia del sujeto empleando una ventana de tiempo como margen de detección de esa respiración (explicado anteriormente) evaluándose esos puntos de la siguiente manera:

- a) Un TP (verdadero positivo) es un evento que se detecta en nuestra señal DR y que coincide con un evento de la señal de referencia.
- b) Un FP (falso positivo) es un evento que se detecta en nuestra señal DR y que no se corresponde con un evento de la señal de referencia.
- c) Un FN (falso negativo) es un evento que no lo detectamos en nuestra señal DR pero que existe en la señal de referencia.

Posteriormente, para evaluar las prestaciones de los métodos de obtención de las señales DR, los resultados anteriores se han registrado en términos de Sensibilidad y Predictibilidad Positiva. Empleando este último, nos aseguramos que los valores altos de sensibilidad a costa de tasas altas de FP puedan ser identificados claramente:

- d) Sensibilidad (Se) es la fracción de eventos reales (respiraciones) que son correctamente detectadas.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\%$$

- e) Predictibilidad Positiva o Valor Positivo Predictivo (+P o VPP) es la fracción de detecciones que son eventos reales (respiraciones).

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\%$$

5. RESULTADOS

5.1. Introducción al análisis de resultados

Utilizando la transformada tiempo-frecuencia mencionada en la sección 4.4.1, en varios de los registros de nuestra base de datos, exactamente los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16, la frecuencia respiratoria, tanto en la señal DR como en la señal RES, era inferior al límite entre la banda de LF y HF, es decir, inferior a 0.15 Hz, lo que quiere decir que la componente frecuencial de la respiración se encuentra en la banda de LF, al contrario de lo que suele ser habitual y se superpone con la modulación simpática en la variabilidad del ritmo cardíaco o con otros componentes presentes en el rango frecuencial de 0.10 Hz a 0.40 Hz (ver Tabla 1).

En la Figura 28 podemos ver, gracias a los mapas tiempo-frecuencia, la evolución de la frecuencia respiratoria en función del tiempo correspondiente al registro 3 de nuestra base de datos. En el Anexo C se encuentran los mapas tiempo-frecuencia correspondientes a los restantes registros.

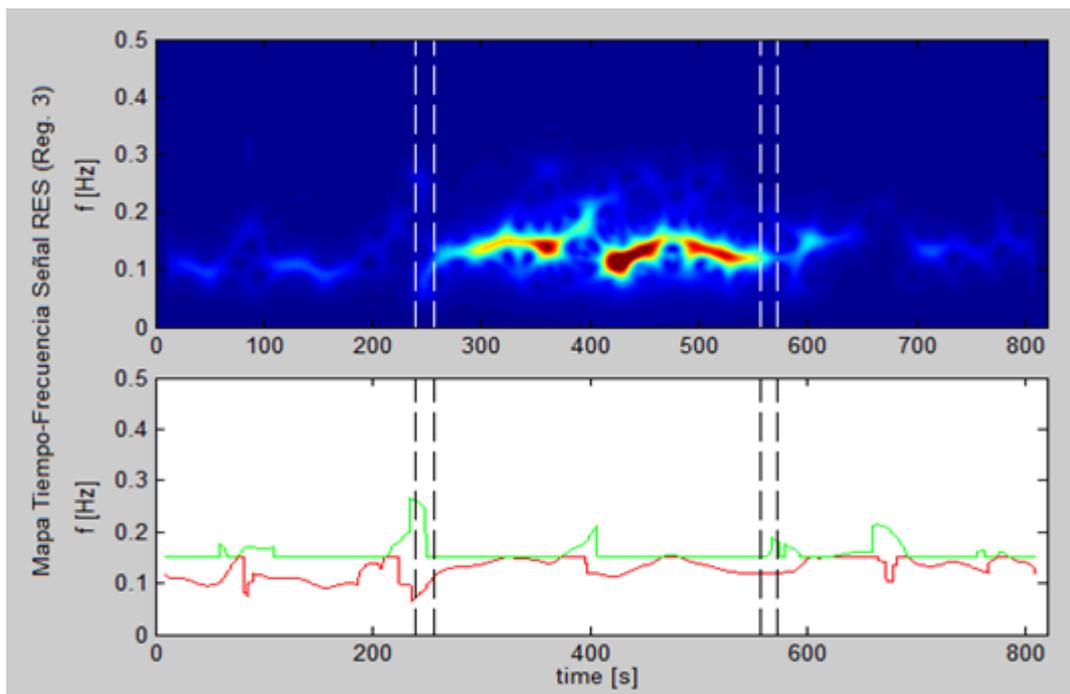


Figura 28: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 3. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.149 Hz, aunque podemos observar, por ejemplo, que en los primeros minutos, la frecuencia está en torno a 0.12 Hz, es decir, afectada por componentes situados en la banda de LF.

En la Figura 29 podemos ver como la señal PPGV-DR, correspondiente al registro 12, está afectada principalmente por componentes en la banda de baja frecuencia.

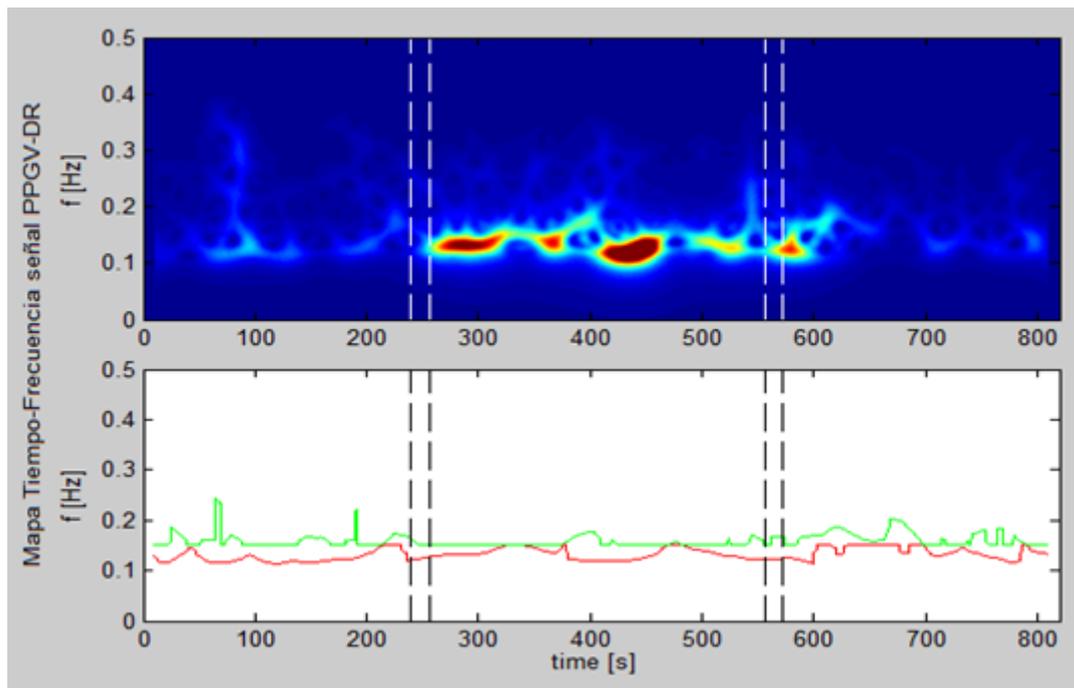


Figura 29: La imagen superior corresponde a la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal PPGV-DR referente al registro 3. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.151 Hz, pero se puede observar por ejemplo, que del segundo 220 al segundo 300, la respiración está afectada por componentes de LF.

5.2. Resultados de la estimación de TP, FP, FN, Se y +P

5.2.1. Resultados de los métodos derivados de la señal ECG

Los resultados mostrados en las tablas están en función de TP, FP, FN, Se y +P, que ya fueron explicados en la sección 4.4.3. Los valores de Se y +P en color rosa, corresponden al cálculo sobre el número total de TP, FP y FN, mientras que los mostrados en color verde, están estimados como el promedio de los valores de Se y +P de cada uno de los sujetos de nuestra base de datos. De aquí en adelante, si no se dice otra cosa, utilizaremos los valores primeros.

En las Tablas 2 y 3 se muestran los resultados de evaluación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la ECG sobre los 17 registros que componen nuestra base de datos. En la primera de ellas, los datos han sido obtenidos aplicando un filtrado con banda de paso entre 0.10 Hz y 0.40 Hz, mientras que en la segunda, se ha utilizado un filtrado con banda de paso entre 0.07 Hz y 0.25 Hz, dado que los resultados obtenidos con el anterior filtrado, se obtuvo unos valores de Se y +P no esperados, viéndose así reducidas las prestaciones de los métodos propuestos. Como se puede observar en la tabla 2, los mejores resultados en función de la Se y +P son los métodos RS-DR y HRV-iif-DR. Sin embargo, con un filtrado más aproximado en la banda de frecuencias de la respiración de los sujetos 3, 8, 10, 12, 15 y 16 obtenemos unas mejoras en torno al 2% para valores de Se y del 1% para valores de +P.

	ECG-filt-DR	R-DR	RS-DR	HRV-iif-DR
TP totales	1554	2161	2209	2141
FP totales	1962	1029	928	867
FN totales	1635	1045	997	1055
Se (x100%)	0,4873	0,6740	0,6890	0,6699
+P (x100%)	0,4420	0,6774	0,7042	0,7118
Se Promedio (x100%)	0,4390	0,6394	0,6588	0,6411
+P Promedio (x100%)	0,4124	0,6420	0,6724	0,6746

Tabla 2: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal ECG.

	ECG-filt-DR	R-DR	RS-DR	HRV-iif-DR
TP totales	1562	2154	2178	2121
FP totales	2145	994	902	800
FN totales	1514	938	916	973
Se (x100%)	0,5078	0,6966	0,7039	0,6855
+P (x100%)	0,4214	0,6842	0,7071	0,7261
Se Promedio (x100%)	0,4528	0,6579	0,6654	0,6497
+P Promedio (x100%)	0,3992	0,6452	0,6670	0,6835

Tabla 3: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal ECG. Las señales DR de los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16 han sido filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.07 Hz a 0.25 Hz.

5.2.2. Resultados de los métodos derivados de la señal PPG

En las Tablas 4 y 5 se muestran los resultados de evaluación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la señal PPG sobre los 17 registros que componen nuestra base de datos. Al igual que con los métodos derivados de la señal ECG, en la primera de ellas, se ha utilizado un filtrado con banda de paso entre 0.10 Hz y 0.40 Hz, mientras que en la segunda, se ha utilizado un filtrado entre 0.07 Hz y 0.25 Hz por las razones antes expresadas. En la Tabla 3 se puede observar que en los métodos PPGV-DR y PTT(PPG)-DR se obtienen los mejores resultados en función del valor de Se y +P, sin embargo, se puede observar que un filtrado más aproximado en la banda de frecuencias de la respiración de los sujetos 3, 8, 10, 12, 15 y 16 obtenemos unas mejoras alrededor del 1,5% para valores de Se y de +P.

	PPG-filt-DR	PPGV-DR	PPG(AM)-DR	PTT(PPG)-DR
TP totales	1504	2312	2064	2398
FP totales	1776	722	964	716
FN totales	1692	874	1218	760
Se (x100%)	0,4706	0,7257	0,6289	0,7593
+P (x100%)	0,4585	0,7620	0,6816	0,7701
Se Promedio (x100%)	0,4515	0,6915	0,6049	0,7197
+P Promedio (x100%)	0,4392	0,7213	0,6520	0,7288

Tabla 4: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal PPG. Todas las señales DR de todos los registros fueron filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.10 Hz a 0.40 Hz.

	PPG-filt-DR	PPGV-DR	PPG(AM)-DR	PTT(PPG)-DR
TP totales	1471	2292	1962	2388
FP totales	1738	684	956	612
FN totales	1606	800	1132	700
Se (x100%)	0,4781	0,7413	0,6341	0,7733
+P (x100%)	0,4584	0,7702	0,6724	0,7960
Se Promedio (x100%)	0,4621	0,6995	0,5970	0,7285
+P Promedio (x100%)	0,4398	0,7236	0,6289	0,7470

Tabla 5: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal PPG. Las señales DR de los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16 han sido filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.07 Hz a 0.25 Hz.

5.2.3. Resultados de los métodos derivados de la señal BP

En las Tablas 6 y 7 se muestran los resultados de evaluación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la señal BP sobre los 17 registros que componen nuestra base de datos. Al igual que con los métodos derivados de la señal ECG y PPG, en la primera de ellas, se ha utilizado un filtrado con banda de paso entre 0.10 Hz y 0.40 Hz, mientras que en la segunda, se ha utilizado un filtrado entre 0.07 Hz y 0.25 Hz por las razones ya dichas. En la Tabla 6 se puede observar que con el método BPV-DR obtenemos los mejores resultados en función de la Se y +P, sin embargo, en la Tabla 7, con un filtrado más aproximado en la banda de frecuencias de la respiración de los sujetos 3, 8, 10, 12, 15 y 16 obtenemos unas mejores en torno al 2% para valores de Se.

	BP-filt-DR	BPV-DR	BP(AM)-DR
TP totales	1537	2279	2190
FP totales	1389	727	911
FN totales	1671	898	1093
Se (x100%)	0,4791	0,7173	0,6671
+P (x100%)	0,5253	0,7582	0,7062
Se Promedio (x100%)	0,4632	0,6816	0,6267
+P Promedio (x100%)	0,5010	0,7148	0,6633

Tabla 6: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal BP. Todas las señales DR de todos los registros fueron filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.10 Hz a 0.40 Hz.

	BP-filt-DR	BPV-DR	BP(AM)-DR
TP totales	1473	2257	2096
FP totales	1352	714	872
FN totales	1605	826	998
Se (x100%)	0,4786	0,7321	0,6774
+P (x100%)	0,5214	0,7597	0,7062
Se Promedio (x100%)	0,4534	0,6883	0,6223
+P Promedio (x100%)	0,4869	0,7121	0,6486

Tabla 7: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal BP. Las señales DR de los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16 han sido filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.07 Hz a 0.25 Hz.

5.2.4. Resultados sin los registros que limitan las prestaciones de nuestros métodos

Puesto que los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16 están limitando, como se ha venido diciendo en las secciones anteriores, los resultados obtenidos en términos de Se y +P (en el Anexo D se pueden ver los resultados), se ha procedido a evaluar los métodos para la obtención de la señal DR sin tener en cuenta los TP, FP y FN de aquellos, ya que el filtrado de estas señales, con frecuencia respiratoria inferior al límite de HF, nos da una estimación de la respiración deficiente, como se puede ver en las tablas 3, 5 y 7 y, aplicando un filtrado más aproximado en las bandas frecuenciales de las señales DR (en función de los mapas tiempo-frecuencia) tampoco conseguimos mejoras sustanciales.

Así pues, como era de esperar, se puede observar en la Tabla 8 que las mejoras son apreciables, siendo el mejor método derivado de la señal ECG de detección la respiración, el correspondiente a la señal HRV-iif-DR con valores de Se y +P de 74,4% y 80% respectivamente, aumentando un 7% y 8% respecto al análisis con todos los sujetos. Además, para el método RS-DR se obtienen también mejoras del 8% tanto para Se y +P.

En la Tabla 9 los mejores resultados se obtienen para el método PPGV-DR, con valores de Se y +P del 80,93% y 84,61% respectivamente; y para el método PTT(PPG)-DR con valores de Se y +P del 84,84% y 87,83% respectivamente. En comparación con la evaluación de todos los sujetos, para la señal PPGV-DR se obtiene una mejora en torno al 8% tanto para el valor de Se y +P; y para la señal PTT(PPG)-DR se mejora en torno al 10% tanto para Se como para +P.

En la Tabla 10 el mejor resultado se obtiene para el método BPV-DR, con valores de Se y +P del 80,23% y 83,79% respectivamente. En comparación con la evaluación de todos los sujetos, se obtiene una mejora en torno al 8% tanto para el valor de Se y +P.

	ECG-filt-DR	R-DR	RS-DR	HRV-iif-DR
TP totales	1386	1827	1854	1796
FP totales	1339	584	520	449
FN totales	1011	587	560	618
Se (x100%)	0,5782	0,7568	0,7680	0,7440
+P (x100%)	0,5086	0,7578	0,7810	0,8000
Se Promedio (x100%)	0,5613	0,7566	0,7730	0,7500
+P Promedio (x100%)	0,5201	0,7568	0,7849	0,7990

Tabla 8: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal ECG. En este caso, se ha eliminado aquellos registros con frecuencias respiratorias medias por debajo de la banda HF. Todas las señales DR de todos los registros fueron filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.10 Hz a 0.40 Hz.

	PPG-filt-DR	PPGV-DR	PPG(AM)-DR	PTT(PPG)-DR
TP totales	1213	1952	1694	2043
FP totales	1200	355	560	283
FN totales	1192	460	720	365
Se (x100%)	0,5044	0,8093	0,7017	0,8484
+P (x100%)	0,5027	0,8461	0,7516	0,8783
Se Promedio (x100%)	0,4980	0,8163	0,7094	0,8533
+P Promedio (x100%)	0,4976	0,8489	0,7521	0,8799

Tabla 9: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal PPG. En este caso, se ha eliminado aquellos registros con frecuencias respiratorias medias por debajo de la banda HF. Todas las señales DR de todos los registros fueron filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.10 Hz a 0.40 Hz.

	BP-filt-DR	BPV-DR	BP(AM)-DR
TP totales	1258	1928	1828
FP totales	929	373	478
FN totales	1158	475	586
Se (x100%)	0,5207	0,8023	0,7572
+P (x100%)	0,5752	0,8379	0,7927
Se Promedio (x100%)	0,5238	0,8068	0,7493
+P Promedio (x100%)	0,5717	0,8383	0,7837

Tabla 10: Comparación de los métodos de detección de la respiración a partir de la señal BP. En este caso, se ha eliminado aquellos registros con frecuencias respiratorias medias por debajo de la banda HF. Todas las señales DR de todos los registros fueron filtradas con filtrado FIR paso banda de 0.10 Hz a 0.40 Hz.

En general, los peores resultados se obtienen para los métodos derivados del filtrado directo de las señales ECG, PPG y BP con valores de Se y +P en torno al 50%. Sin embargo estos valores van a estar también condicionados por la ventana de 1 segundo de duración utilizada, puesto que si esta ventana se aumenta a 2 segundos, en algunos registros obtenemos valores de Se y +P en torno al 82%. Por el contrario, el mejor resultado para la estimación de la respiración resulta ser el método PTT(PPG)-DR con valores de Se y +P del 84,84% y 87,83% respectivamente. Los resultados obtenidos con el método PPGV-DR son comparables con los obtenidos con el método BPV-DR, sin embargo, el método HRV-iif-DR que se obtiene siguiendo un método similar a los anteriores, nos da unos valores de Se y +P en torno a un 4% inferiores. El mejor método basado en la modulación de la amplitud corresponde al BP(AM)-DR con valores de Se y +P del 75,72 % y 79,27 % respectivamente. El total de respiraciones detectadas de todas las señales RES de nuestra base de datos es 3206, y sin tener en cuenta los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16, el número de respiraciones detectadas corresponde a 2414.

5.3. Resultados del Error Absoluto y Relativo cometido en la estimación de la Respiración

En las Figuras 30, 31 y 32 se muestran las curvas del error relativo cometido en la estimación de la respiración de los métodos basados en la señal ECG, PPG y BP

respectivamente. Los peores resultados, en función de la frecuencia respiratoria, se obtienen para tasas respiratorias entre 8-10 respiraciones/minuto (R/min) que corresponden básicamente a los registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16, es decir, aquellos registros con frecuencias respiratorias inferiores al límite de HF. En general, hasta una tasa de 14-16 respiraciones/minuto, conforme aumenta la tasa respiratoria, el error relativo cometido desciende, obteniéndose el valor mínimo para una tasa respiratoria de 12-14 respiraciones/minuto, para luego volver a aumentar para tasas superiores. No sucede así para la señal ECG-filt-DR, y conforme aumenta la tasa respiratoria, el error relativo desciende, situándose en torno al 7 % para tasas respiratorias entre 18-20 R/min.

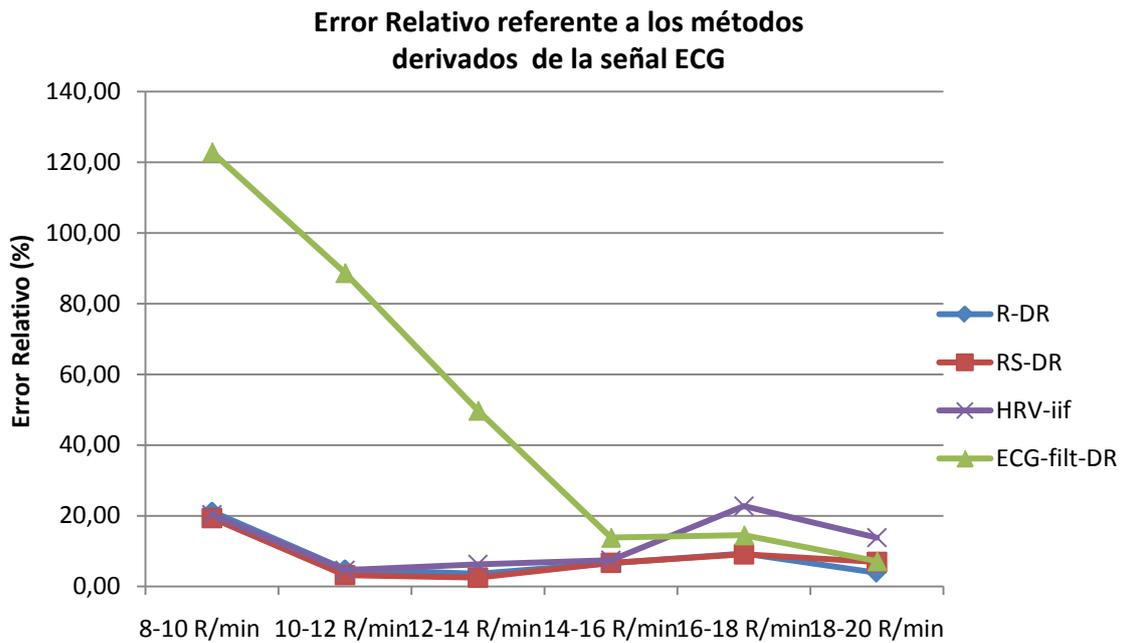


Figura 30: Comparación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la ECG

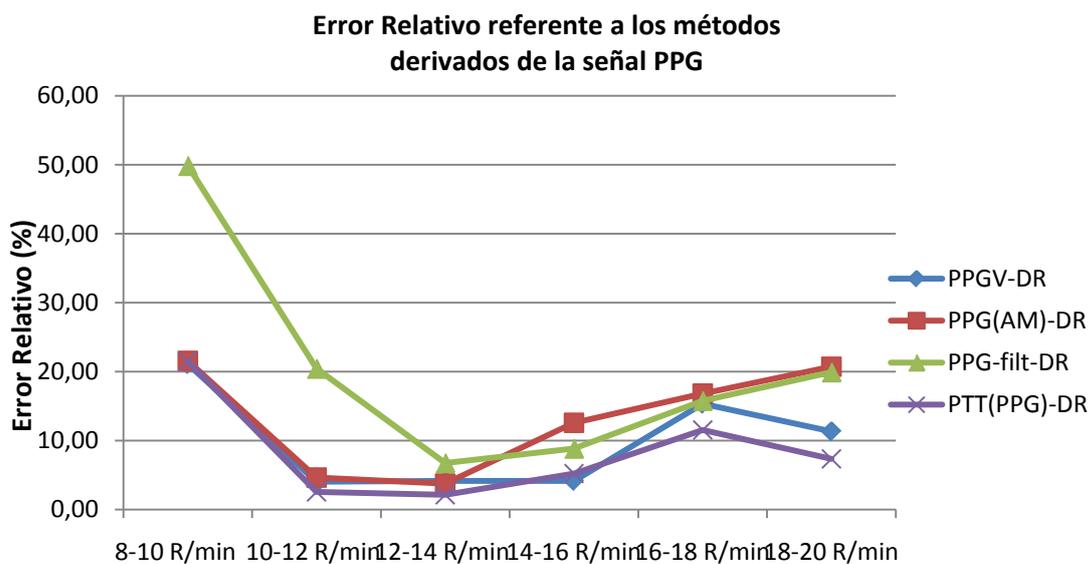


Figura 31: Comparación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la PPG

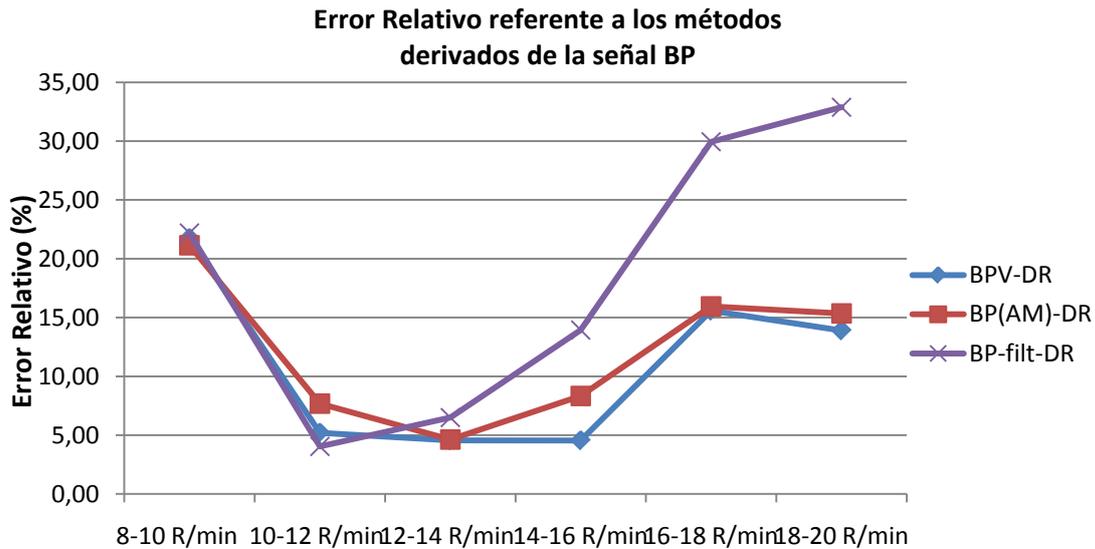


Figura 32: Comparación de los métodos de obtención de la señal DR a partir de la BP

Las Figuras 33, 34 y 35 muestran la información sobre la existencia de valores atípicos y la simetría relativa a las tasas respiratorias obtenidas de los métodos PPGV-DR, BPV-DR y PTT(PPG)-DR respectivamente, utilizando para ello los valores mínimos y máximos, los cuartiles Q1 y Q3 y la mediana de nuestra distribución de datos. En las tres figuras se puede observar que para tasas respiratorias entre 8-10 respiraciones/minuto (registros 3, 8, 10, 12, 15 y 16) la mediana del error relativo está en torno al 23% llegando a valores incluso cercanos al 45% (Figura 34), que corresponde a frecuencias respiratorias comprendidas entre 0.133 Hz y 0.166 Hz (8 y 10 Respiraciones/minuto respectivamente) cometiendo un error considerable y no deseado en la detección de la respiración del sujeto. Esto puede ser debido, en relación con los métodos derivados de la variabilidad del ritmo cardíaco, a que la modulación simpática, no sincrónica con la respiración, existente en la banda de LF se solapa con la modulación parasimpática. En relación con los métodos derivados de la señal PPG, como se comentaba en la sección 3.4.2, ésta es posible que presente, en el rango 0.07 a 0.16 Hz, componentes de baja frecuencia relativos a la vasomotricidad causados por la contracción y relajación espontánea de pequeñas arterias, arteriolas y vénulas.

Como se ha visto en las Figuras anteriores, el error relativo, en general, decrece para tasas comprendidas entre 10-16 Respiraciones/minuto (0.166 – 0.233 Hz respectivamente), aumentando para tasas entre 16-20 Respiraciones/minuto (0.166 – 0.333 Hz respectivamente).

Las Tablas D.15b y D.15 del Anexo D hacen referencia a los métodos de obtención de la señal DR del registro 15 de nuestra base de datos para un filtrado en la banda de paso de 0.10 a 0.40 Hz y un filtrado entre 0.07 y 0.25 Hz respectivamente. Para el primer filtrado, la frecuencia respiratoria media es de 0.152 Hz, superior a la frecuencia obtenida haciendo un análisis del mapa tiempo-frecuencia de la señal RES (Figura C.4, Anexo C), que es de 0.130 Hz, por lo tanto, ya estamos cometiendo error en la estimación de la frecuencia respiratoria, además de que existirá un error relativo alto para una tasa respiratoria que no se corresponda con la que realmente es. En general, para todos los registros nombrados en el párrafo segundo de esta sección sucede lo mismo.

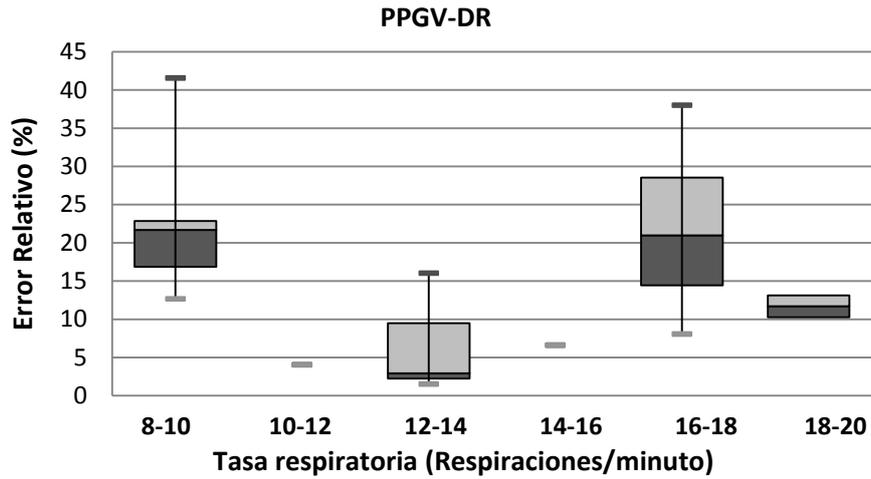


Figura 33: Error relativo cometido en la detección de la señal RES según determinadas tasas respiratorias basándonos en la función Box Plot sobre la señal PPGV-DR

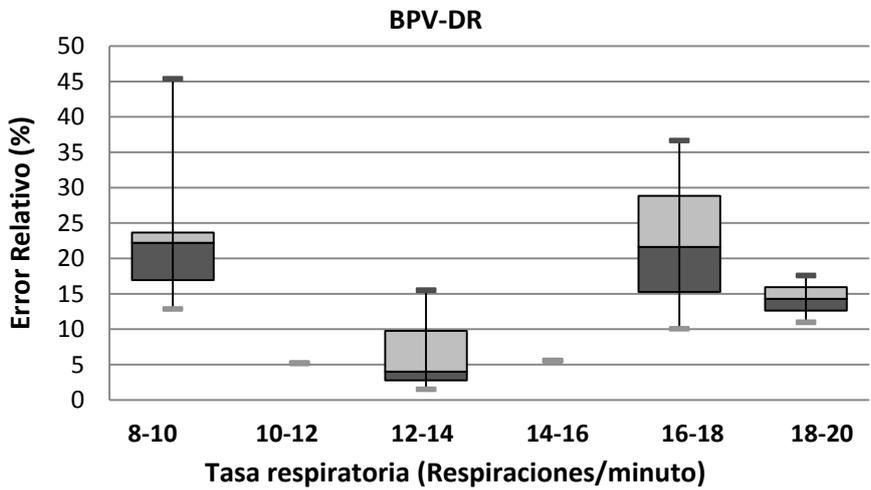


Figura 34: Error relativo cometido en la detección de la señal RES según determinadas tasas respiratorias basándonos en la función Box Plot sobre la señal BPV-DR

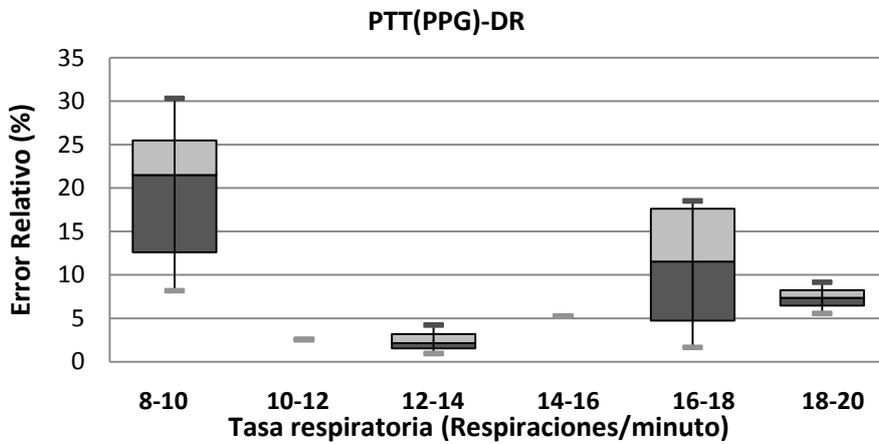


Figura 35: Error relativo cometido en la detección de la señal RES según determinadas tasas respiratorias basándonos en la función Box Plot sobre la señal PTT(PPG)-DR

6. DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

En este capítulo se pretende plantear una serie de discusiones, así como también, extraer conclusiones de los diferentes métodos para la detección automática de la respiración sobre 3 señales: la señal ECG, PPG y la señal BP. Los métodos seguidos para la obtención de las señales DR están encaminados de manera que el procedimiento de evaluación sea objetivo y nos dé un método que se pueda aplicar en la rutina clínica.

A modo de comparación con los resultados obtenidos en [9], en el presente PFC se utiliza una ventana temporal de duración un segundo, mientras que ellos utilizan una ventana de 2 segundos para los registros de una base de datos y otra de 3 segundos para los registros de la otra. Es evidente, por lo tanto, que se está exigiendo una mayor precisión a la hora de detectar respiraciones en nuestro análisis. Así pues, para el método HRV-iif-DR, en el presente PFC, se obtiene unos valores de Se y +P del 74 % y 80 % respectivamente, mientras que en [9] obtienen unos valores del 82 % y 85%. Sin embargo, si se usa una ventana de 2 segundos, obtenemos valores de 92 y 95 %, alrededor del 10% de mejora en Se y +P. Para el método BPV-DR, se obtienen porcentajes del 80,2 y 83,8 % para valores de Se y +P y del 93 y 96% para una ventana de 2 segundos, mientras que en [9] son del 86 y 88% para ventana de 2 segundos. Por tanto, se puede concluir que los resultados (para los métodos coincidentes) utilizando una ventana de 1 segundo de duración son comparables con los obtenidos en [9] y sustancialmente mejores utilizando una ventana de igual duración.

De los resultados obtenidos en la sección 5.2, los métodos que mejor detectan la respiración en términos de Se y +P, son los que hacen referencia a las señales PPGV-DR, BPV-DR y PTT(PPG)-DR, siendo este último método el que mejor resultados presenta. Para este método, como se explicaba en la sección 4.2.3 es necesario el procesado sobre dos señales no invasivas, la señal ECG y PPG, por lo que, aunque obtengamos los valores más altos de Se y +P, cabría plantearse el uso de las señales PPGV-DR o BPV-DR ya que solo estaríamos errando alrededor de un 3% y solo sería necesario adquirir una señal. Entre estas dos, teóricamente la que mejores resultados en cuanto a Se y +P debería haber sido el método BPV-DR puesto que la señal BP es intra-arterial, mientras que la señal PPG es una medida no-invasiva e indirecta del fluido sanguíneo. La señal PPG es propensa a tener más artefactos y también a ser menos sensible, a veces, a los cambios ligeros en la presión arterial sistólica debido a la respiración que la señal BP invasiva [9]. Los resultados obtenidos no reflejan esto último, ya que los valores de Se y +P son ligeramente superiores en la señal PPGV-DR debido a que la señal BP presentaba errores de origen fisiológico para el registro de valores de mmHg., influyendo en la detección de 1 o 2 respiraciones (picos) en los métodos derivados de la señal BP.

Por otro lado, en la sección 5.1 se comentó que existían registros con frecuencias respiratorias por debajo de la banda de HF, influidos, así pues, por la modulación simpática para los métodos relativos a la variabilidad de los ritmos cardíacos o influidos por componentes vasomotrices (métodos derivados de la señal PPG y BP), causados por la contracción y relajación espontánea de pequeñas arterias, arteriolas y vénulas. Dicho esto, y en base a los resultados obtenidos en la sección 5.2, el filtrado FIR de orden 390 paso banda con frecuencias de paso de 0.10 a 0.40 Hz no es óptimo para evitar el solapamiento de esta modulación no sincrónica a la respiración o para eliminar los componentes

vasomotrices, por lo que no será recomendable el uso de estos métodos para detectar la respiración cuando la frecuencia respiratoria sea muy baja.

Como se puede observar en el Anexo D, los resultados obtenidos en función de TP, FP, FN para los métodos derivados del filtrado directo de la señal PPG y BP, solo funcionan bien para frecuencias respiratorias instantáneas medias entre 0.17 y 0.23 Hz (10-14 R/min respectivamente), no siendo así para frecuencias fuera de ese rango. En relación con la señal DR relativa al filtrado directo de la señal ECG solo funciona bien para frecuencias respiratorias en torno a 0.30 Hz. Así pues, un filtrado butterworth paso banda no sería lo ideal para la obtención de la señal DR a partir de estas tres señales. Además, puesto que este tipo de filtro utiliza una banda de frecuencias fija, es posible que en este rango, estas tres señales contengan otros componentes frecuenciales que haga mucho más difícil la detección de la respiración por la aparición de otros picos en la señal DR resultante. También se utilizó un filtrado FIR paso banda y los resultados fueron muy similares.

Es discutible, también, la utilización de umbrales de amplitud descritos en la sección 4.3.1 como forma de descartar de la detección, aquellos picos o valles (dependiendo de donde se refleje la inspiración) espúreos, debidos en parte a que la banda frecuencial donde realizamos el filtrado contiene componentes respiratorios inducidos. La magnitud de estos componentes muestra cambios variables intra e inter pacientes impredecibles a tiempo debido a los movimientos del paciente, al movimiento del sensor y a la tasa y profundidad respiratoria [38], [39], [40].

Dicho esto, se puede concluir, a modo a modo de resumen, que los puntos importantes del presente PFC son:

- a) Limitación de los métodos propuestos de obtención de la señal DR para bajas frecuencias respiratorias.
- b) Aunque siempre se puede mejorar las prestaciones, los resultados obtenidos en este PFC son comparables e incluso mejores a los obtenidos en otros trabajos [9].
- c) Los mejores métodos de detección de la respiración y seguimiento de la frecuencia respiratoria son: PTT(PPG)-DR, PPGV-DR y BPV-DR

Finalmente, además de las conclusiones y discusiones anteriores, como resultado del proyecto se ha realizado un conjunto de programas y algoritmos que pueden ser reutilizados o modificados fácilmente para la continuación del trabajo propuesto como líneas futuras de trabajo, consiguiéndose establecer objetivos y reproductivos métodos de evaluación para los métodos de obtención de información en la detección de la respiración de manera que se pueda continuar con el trabajo ya realizado.

7. LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS

En este capítulo se pretende proponer una serie de ideas para continuar con la investigación sobre la detección de la respiración a partir de los métodos propuestos en el presente PFC, que son las siguientes:

1. Estudiar la manera de utilizar los métodos y la información dada en este PFC para realizar una fusión que englobe varios métodos de los descritos en el capítulo 4 para obtener una mayor robustez en la detección de la respiración, empleando para ello filtros Kalman.
2. Estudiar la posibilidad de emplear un filtrado adaptativo como un método de resolver variaciones en frecuencia respiratoria o eliminar ruido incorrelado con la señal, ya sea del ECG, PPG o BP. Estudiar la viabilidad para frecuencias inferiores o cercanas a 0.15 Hz es decir, dentro de la banda de LF y para frecuencias cercanas a 0.30 Hz.
3. Estudiar la manera de obtener un umbral robusto de amplitud para eliminar los picos espúreos que se producen debido a componentes respiratorios inducidos.

