

Proyecto Fin de Carrera

Ingeniería de Telecomunicación

Estimación del ritmo cardíaco por vídeo

Autor: Sebastián Borreguero Fernández

Tutor: Iván Durán Díaz

Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020



Proyecto Fin de Carrera
Ingeniería de Telecomunicación

Estimación del ritmo cardíaco por vídeo

Autor:

Sebastián Borreguero Fernández

Tutor:

Iván Durán Díaz

Profesor titular

Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020

Proyecto Fin de Carrera: Estimación del ritmo cardíaco por vídeo

Autor: Sebastián Borreguero Fernández

Tutor: Iván Durán Díaz

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2020

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis amigos

A mis maestros

Agradecimientos

A mi familia, que ha hecho posible que llegue hasta donde estoy hoy. Por todo lo que me han enseñado y las oportunidades que me han dado. También agradecer a mis amigos, a los de siempre, a los que me han apoyado a lo largo de los años y forman parte de vida diaria, que me han proporcionado momentos de desconexión y me han aconsejado y ayudado siempre que lo he requerido.

También agradecer especialmente a mis compañeros de la universidad, aquellos a los que ahora puedo llamar amigos, que han hecho los días en la escuela y las tardes y noches de estudio más llevaderos.

Por último, agradecer a todos los profesores de la Universidad que se preocupan por sus alumnos y que se implican su aprendizaje. Así mismo, gracias a todo el personal que contribuye en esta experiencia que es la Universidad.

Sebastián Borreguero Fernández

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020

El objetivo de este TFG será recabar información de los distintos métodos que existen para la medición del ritmo cardíaco mediante un análisis fotopleletismográfico, una técnica no invasiva para detectar los cambios relativos de volumen sanguíneo debido al desplazamiento cardiovascular en todo el cuerpo desde el corazón.

Además, se ha desarrollado un estudio sobre uno de estos métodos, así como una investigación propia que busca una mejora de las propiedades de detección cardíaca aplicando los conocimientos en tratamiento digital de señales propios de esta titulación

Los distintos estudios realizados para la mejora de la estimación del ritmo cardíaco se basan en los siguientes procedimientos: 1) Grabación de un vídeo de la yema del dedo con un dispositivo móvil; 2) Obtención de una señal discreta con información sobre la ritmo cardíaco a partir de la grabación; 3) Selección de información válida a tratar; 4) Preprocesado de la señal; 5) Análisis frecuencial.

El estudio de cada uno de los procesos se realizará a partir de simulaciones en Matlab, realizando pruebas con distintos métodos para cada uno de los pasos que conforman la estimación de la frecuencia cardíaca. Finalmente, se llegará a una conclusión, seleccionando el método que presente mejores resultados.

Abstract

The aim of this Bachelor thesis is to gather information related to the different methods that exist for measuring heart rhythm through photoplethysmographic analysis, a non-invasive technique to detect relative changes in blood volume due to cardiovascular displacement throughout the body from the heart.

In addition, a study has been developed on one of these methods, as well as own investigation has been performed in search of an improvement in the properties of cardiac detection by applying the knowledge in digital signal processing typical of this degree.

Different studies have been carried out to improve heart rate estimation are based on the following procedures: 1) Recording a video of the fingertip with a mobile device; 2) Obtaining a discrete signal with information about the heart rate from the recording; 3) Selection of valid information to be processed; 4) Pre-processing the signal; 5) Frequency analysis.

The study of each of the processes will be executed from simulations in Matlab, carrying out tests with different methods for each of the steps that make up the estimation of the heart rate. Finally, a conclusion will be reached, selecting the method that presents the best results.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xvii
Índice de Figuras	xix
1 Introducción	1
1.1 <i>Análisis PPG</i>	1
1.1.1 Origen	1
1.1.2 Relación entre sangre y tejido	1
1.1.3 Funcionamiento de un pulsioxímetro	4
1.2 <i>Electrocardiograma frente fotopleletismograma</i>	5
1.3 <i>Métodos basados en rPPG</i>	6
1.4 <i>Ventajas y desventajas de los sistemas rPPG frente a PPG por contacto</i>	6
1.5 <i>PPG mediante dispositivos móviles</i>	7
2 Métodos existentes más relevantes basados en PPG por contacto	9
2.1 <i>Detección del ritmo cardíaco</i>	9
2.2 <i>Estimación ritmo cardíaco mediante conteo de picos y valles</i>	10
2.3 <i>Estudio de diferentes longitudes de onda y regiones de interés</i>	11
2.4 <i>Estudio de consistencia frecuencial</i>	12
2.5 <i>Análisis PPG con dominio HSV</i>	14
3 Métodos propuestos basados en PPG por contacto	17
3.1 <i>Método de obtención de la señal PPG</i>	17
3.2 <i>Preprocesado de la señal</i>	19
3.2.1 Selección de parte de la señal	19
3.2.2 Análisis de consistencia frecuencial	20
3.2.3 Filtrado de la señal	21
3.2.4 Eliminación de Baseline Drift	23
3.2.5 Autocorrelación de la señal	26
3.3 <i>Procesado de la señal. Cálculo del ritmo cardíaco</i>	27
3.4 <i>Pseudocódigo</i>	30
4 Resultados experimentales	31
4.1 <i>Configuración experimental</i>	31
4.2 <i>Resultado de algoritmos para el cálculo del ritmo cardíaco</i>	32
4.2.1 Análisis de consistencia de la señal	32
4.2.2 Filtrado paso banda de la señal	36
4.2.3 Correlación y filtrado	38
4.2.4 Eliminación Baseline Drift	40
4.3 <i>Comparación de resultados</i>	41
4.4 <i>Diagrama de flujo del algoritmo</i>	44

5 Conclusiones y líneas futuras	47
5.1 <i>Conclusiones</i>	47
5.2 <i>Lineas futuras</i>	47
Referencias	49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1–1. Diferencias entre PPG y ECG	5
Tabla 2–1. Resultados algoritmo picos y valles [12]	11
Tabla 2–2. Resultados algoritmo con máquina de Mealy [3]	14
Tabla 2–3. Resultados algoritmo dominio HSV [14]	15
Tabla 4–1. Especificaciones pulsioxímetro	31
Tabla 4–2. Medidas pulsioxímetro	32
Tabla 4–3. Medidas con análisis de consistencia frecuencial	33
Tabla 4–4. Medidas con análisis de consistencia frecuencial y ROI	35
Tabla 4–5. Tabla comparativa filtro paso banda y EMD con autocorrelación	40
Tabla 4–6. Tabla comparativa algoritmo Baseline Drift antes de filtrado y autocorrelación	40
Tabla 4–7. Tabla comparativa algoritmo Baseline Drift al resultado de la autocorrelación	40
Tabla 4–8. Análisis final métodos empleados	41

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Funcionamiento básico de un sistema PPG	2
Figura 1-2. Comportamiento de diferentes espectros luminosos sobre la piel	2
Figura 1-3. Forma de onda habitual de señales PPG	3
Figura 1-4. Comportamiento de arterial durante la fase de sístole	4
Figura 1-5. Oxímetro moderno convencional	4
Figura 1-6. Relación señal PPG y ECG	5
Figura 1-7. Modelo de reflexión en la piel con reflejos especulares y difuso	6
Figura 2-1. Muestras de entrada de la cámara [12]	9
Figura 2-2. Muestras de entrada sincronizadas [12]	10
Figura 2-3. Resultado de análisis por canales y regiones de interés [13]	12
Figura 2-4. Diagrama de la FSM en análisis PPG [3]	13
Figura 2-5. Diagrama de la FSM en análisis PPG [3]	13
Figura 3-1. Ejemplo del método utilizado para obtención de la señal PPG	17
Figura 3-2. Forma señal PPG para canal rojo, verde y azul respectivamente	18
Figura 3-3. Señal original frente a señal recortada	19
Figura 3-4. Ejemplo de selección de señal mediante método heurístico	20
Figura 3-5. Funcionamiento algoritmo de análisis por bloques	21
Figura 3-6. Comportamiento filtro Butterworth	22
Figura 3-7. Señal preprocesada con filtro paso banda	22
Figura 3-8. Análisis EMD de la señal original	23
Figura 3-9. Señal original filtrada con análisis EMD	23
Figura 3-10. Detección de picos por algoritmo del montañero	24
Figura 3-11. Preprocesado de la señal por algoritmo del montañero	24
Figura 3-12. Detección de valles mediante algoritmo de picos	25
Figura 3-13. Preprocesado de la señal por algoritmo de picos	25
Figura 3-14. Autocorrelación de la señal PPG filtro BP	26
Figura 3-15. Filtrado EMD de la señal tras autocorrelación	27
Figura 3-16. FFT 256	27
Figura 3-17. FFT 256 en hercios y ppm	28
Figura 3-18. FFT 512 (Hz y ppm)	29
Figura 3-19. FFT 1024 (Hz y ppm)	29
Figura 3-20. FFT 4096 (Hz y ppm)	29
Figura 4-1. RMSE algoritmo inicial	34
Figura 4-2. Ejemplo de señal PPG canal rojo saturado con ROI	36
Figura 4-3. Variación de ROI para canal rojo	36
Figura 4-4. Filtrado de la señal PPG	37

Figura 4-5. Variación ritmo cardíaco medición 1 BP	37
Figura 4-6. Variación ritmo cardíaco medición 3 BP	38
Figura 4-7. Variación ritmo cardíaco medición 6 BP	38
Figura 4-8. Variación ritmo cardíaco mediación 3 con filtrado y autocorrelación	39
Figura 4-9. Variación ritmo cardíaco mediación 6 con filtrado y autocorrelación	39
Figura 4-10. Variación ritmo cardíaco mediación 10 con filtrado y autocorrelación	40
Figura 4-11. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 1	42
Figura 4-12. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 3	42
Figura 4-13. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 6	43
Figura 4-14. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 7	43
Figura 4-15. Ejemplo 1 estimación ritmo cardíaco final	44
Figura 4-16. Ejemplo 2 de estimación ritmo cardíaco final	44
Figura 4-17. Diagrama flujo programa algoritmo final	45

1 INTRODUCCIÓN

Prevention is better than cure.

Desiderius Erasmus, 1500

La frecuencia cardíaca es un parámetro fisiológico importante en numerosas aplicaciones, fundamentalmente en diagnósticos clínicos. Este parámetro indica el número de veces que se contrae el corazón en un minuto (latidos por minuto). Por lo general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 pulsaciones por minuto. Es fundamental controlar este aspecto, ya que algunos estudios realizados demuestran una relación directa entre la frecuencia cardíaca y el riesgo de muerte. Por tanto, una correcta detección de estos parámetros permite, entre otros, el control a largo plazo de enfermedades crónicas, como pueden ser la insuficiencia cardíaca o la anemia, mejorando notablemente la calidad de vida de las personas que tengan este tipo de patologías.

El objetivo de este TFG será, por tanto, recabar información acerca de los últimos avances realizados y las investigaciones que se están llevando a cabo en esta materia, focalizándonos en métodos realizados con análisis fotopleletismográficos mediante la captación de imágenes en vídeo con teléfonos inteligentes (smartphones).

1.1 Análisis PPG

1.1.1 Origen

El término “pletismografía” proviene de dos palabras del griego antiguo, “pletismo” que significa aumento y “grapho”, termino relacionado con la escritura. La técnica, reportada por primera vez en la década de 1930 por Hertzman [1], describe una técnica óptica no invasiva capaz de detectar transcutáneamente cambios de volumen en los vasos sanguíneos. Es decir, un método por el que se puede apreciar cómo la sangre absorbe la luz más que el tejido circundante y las variaciones en el volumen de sangre afectan a las distintas componentes de la señal transmitida y reflejada de una onda óptica. La técnica es muy sencilla y rentable, ya que sólo requiere de dos elementos para su implementación, una fuente de luz (incluso fuente de luz natural) y un fotorreceptor.

A partir de estos estudios, y otros que surgieron posteriormente, aparecieron los primeros aparatos comercializables de medición (pulsómetros), desarrollados a partir de 1972 y comercializados desde 1983. Hoy en día estos dispositivos se utilizan en la totalidad de los centros médicos para la estimación de la saturación de oxígeno, además de utilizarse la variación pulsátil de la señal en los sensores PPG se utiliza para medir la frecuencia cardíaca, mediante la técnica de la fotopleletismografía, que utiliza un haz de luz para determinar el volumen de un órgano.

1.1.2 Relación entre sangre y tejido

En cualquier experimento para el cálculo de PPG, el tejido biológico (piel) está iluminado por una fuente de luz. Diferenciando si la luz se transmite a través del tejido o se refleja podemos definir dos tipos de sistemas PPG.

En los sistemas de transmisión a través del tejido, la luz y los fotorreceptores se sitúan uno frente al otro, situando el tejido a analizar entre ellos. En el caso de la reflexión, el detector y la fuente luminosa se sitúa al mismo lado, con el fin de monitorizar la luz reflejada. De acuerdo con los diferentes estudios realizados, tanto en los sistemas de transmisión como en los de reflexión, se llega a la conclusión de que la cantidad de luz recibida por el fotodetector es inversamente proporcional al volumen de sangre que atraviesa el tejido en un instante concreto,

ya que el tejido es un medio menos opaco que la sangre.

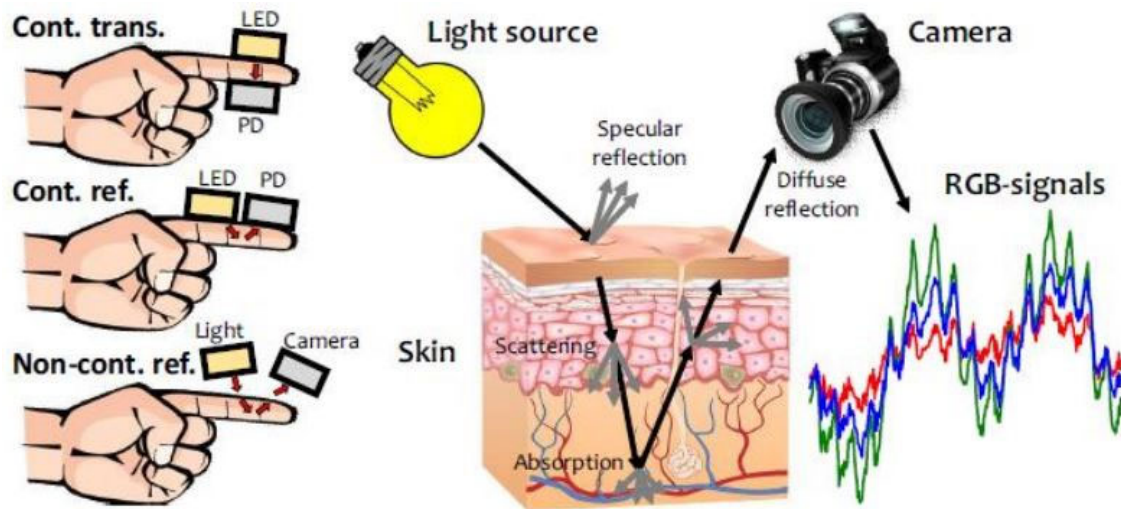


Figura 1-1. Funcionamiento básico de un sistema PPG

Algo reseñable fue lo demostrado sobre cómo el desplazamiento de la pared del vaso sanguíneo puede afectar la modulación de la luz en el caso del cálculo por reflexión [2], ya que la extensión del vaso conduce a menos luz en el sensor. Aunque, en general, ambos métodos están aceptados para el cálculo de las variaciones del volumen sanguíneo en el cálculo de PPG.

También es interesante conocer cómo se comporta el sistema PPG en función de la longitud de onda de la señal recibida, lo que permite conocer las características de las tres componentes de síntesis aditiva del color (rojo, verde y azul) de esta señal.

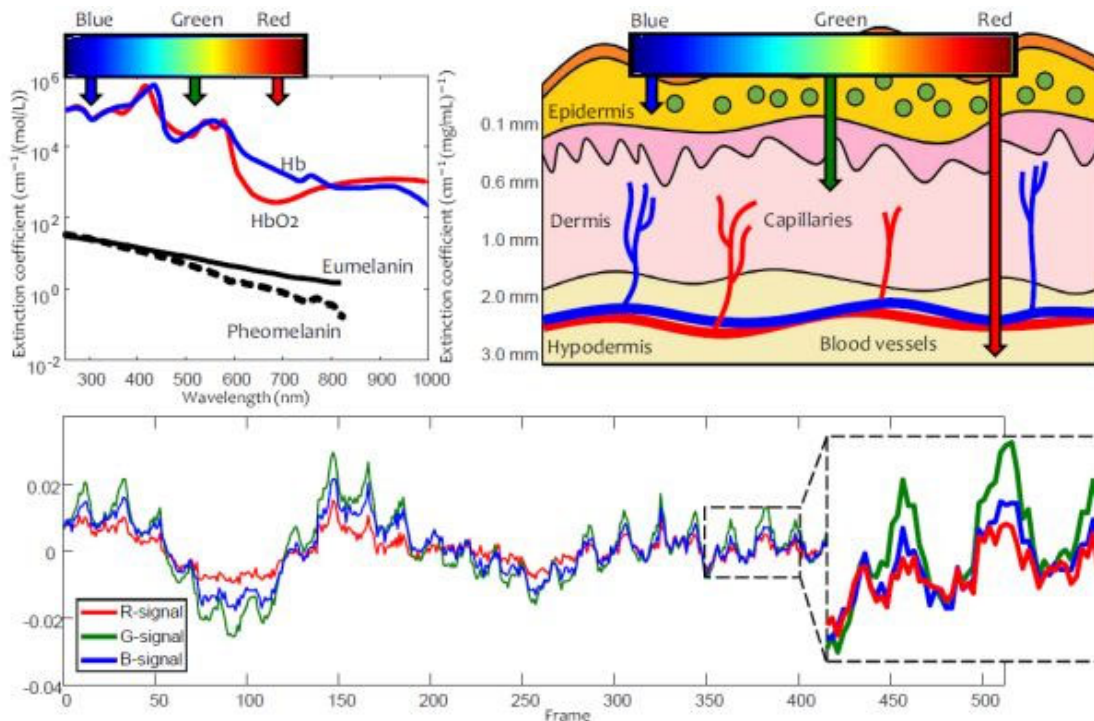


Figura 1-2. Comportamiento de diferentes espectros luminosos sobre la piel

De forma general, se puede decir que la componente azul presenta la peor de las señales, ya que no puede atravesar la capa de la epidermis, por lo que la señal reflejada contiene poca información sobre el flujo sanguíneo. La componente verde contiene, a priori, la señal más clara del flujo sanguíneo, aunque su amplitud varía más que la de las otras componentes. Esta luz logra atravesar la epidermis, aunque no llega hasta los capilares, donde se puede hacer una mejor detección del flujo sanguíneo, además, no atraviesa los vasos sanguíneos donde la

señal se debilita. Por último, la componente roja presenta nuevamente una señal más débil que la anterior, debido a que es la que más tejido atraviesa y gran parte de la señal se pierde debido a la absorción y desviación de la señal hasta el fotorreceptor.

El espectro correspondiente al rojo (618-780 nm) se emplea en la medición del nivel de oxígeno en sangre, mientras que la señal verde (497-570 nm) suele ser la principal fuente en los sistemas PPG monocanales, aunque existen algoritmos que utilizan el rojo, [3], o incluso una combinación de los tres canales.

Como ya se ha comenzado a analizar, dentro de las variaciones detectadas en el uso de PPG se pueden llegar a extraer distintos parámetros, además de los mencionados en el párrafo anterior [4]:

- Nivel de oxígeno en sangre.
- Ritmo cardíaco.
- Presión sanguínea.
- Respiración.

En la Figura 1-3, se muestra la forma de onda típica de una señal PPG con una duración aproximada de nueve pulsos. Se puede observar que está compuesta por dos componentes, una de señal alterna (AC), que presenta una frecuencia fundamental próxima a 1 Hz, y una componente continua (DC). Dentro del modelo PPG, la componente AC proviene de la absorción debida al volumen sangre agregado al pulso, mientras que la parte DC del pulso se atribuye a varios componentes de frecuencias más bajas como la respiración, la actividad del sistema nervioso simpático y termorregulador, entre otros [5].

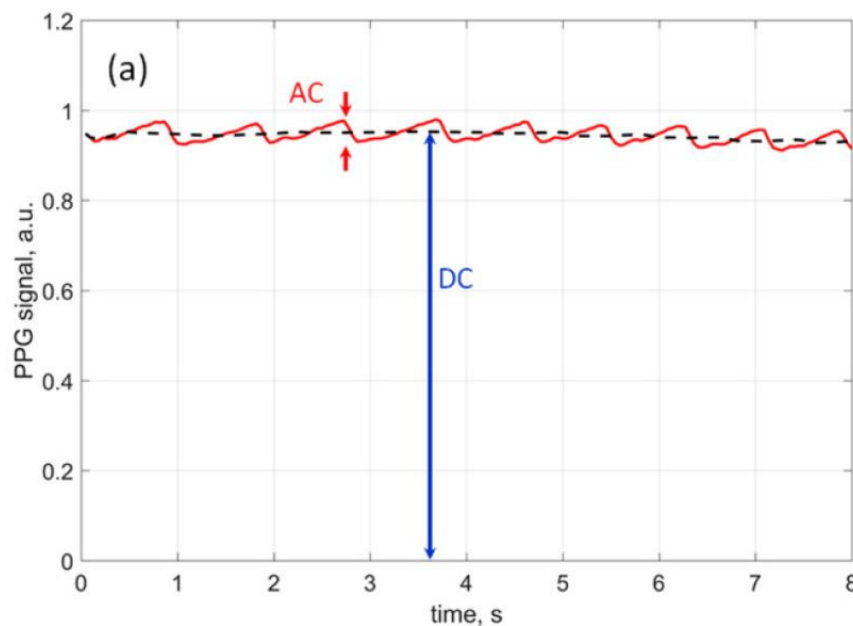


Figura 1-3. Forma de onda habitual de señales PPG

La relación de la señal de PPG con el cambio de volumen sanguíneo fue apoyada por la similitud observada entre PPG y el volumen medido simultáneamente de una extremidad por el medidor de tensión [6], y por la correlación entre PPG y el diámetro arterial medido por ecografía [7].

Durante la fase sístole, cuando la presión arterial está en su máximo, las paredes de los vasos sanguíneos se expanden, lo que lleva a un volumen máximo de sangre momentáneamente.

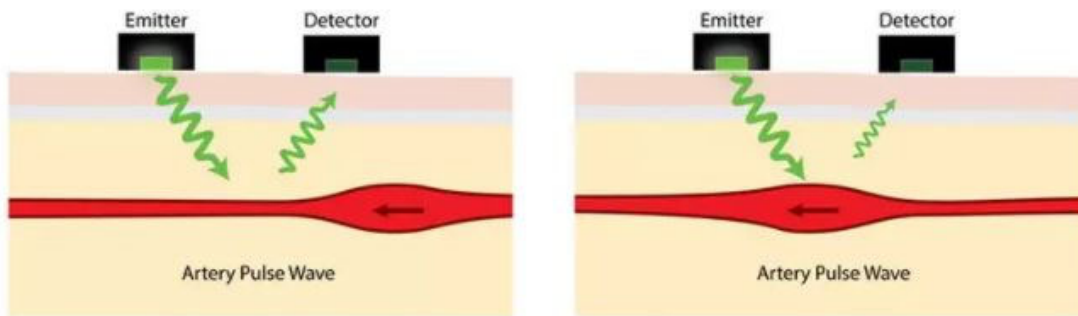


Figura 1-4. Comportamiento de arterial durante la fase de sístole

1.1.3 Funcionamiento de un pulsioxímetro

Los pulsioxímetros, [8], son el dispositivo más común para medir la señal PPG. En ellos se aplica la misma idea sobre la modulación de luz por la pulsación arterial y el cambio del volumen sanguíneo que genera, una técnica de medición del oxígeno arterial en sangre de forma no invasiva. En un pulsioxímetro, generalmente, se ilumina un dedo con una fuente o dos de luz (roja e infrarroja), y la potencia luminosa de cada señal es medida por separado tras su intervención con el tejido. Dado que la absorción sanguínea depende de la concentración de hemoglobina oxigenada, se descubrió que la relación entre las componentes AC y DC es proporcional al nivel de saturación de oxígeno en sangre. La aplicación de oxímetros de sangre en la práctica clínica de forma exitosa apoyó el modelo en el que el componente AC de la forma de onda PPG proviene del volumen pulsante de sangre arterial.



Figura 1-5. Oxímetro moderno convencional

Para obtener mediciones lo más precisas posibles, el sensor PPG convencional debe funcionar en contacto con la piel. Un factor a tener en cuenta es el efecto de la fuerza de contacto con el fotorreceptor y su influencia sobre la amplitud y la forma de onda de la señal PPG.

Por un lado, el aumento de la fuerza de contacto (por encima de 80mmHg), en modo de reflexión, da como resultado la disminución de la amplitud de la componente AC [9], ya que dicha presión puede influir en la dilatación de los vasos sanguíneos, generando una disminución de sangre durante la pulsación. Por otro lado, hay estudios [10], que describen la mejora de la forma de onda PPG después de la aplicación de una presión externa por debajo de 60mmHg al sensor. En este caso, el cambio de la forma de la señal también se acompaña de un aumento de la amplitud de la componente AC.

En resumen, se cree que el efecto de la fuerza de contacto sobre la forma de onda se atribuye a la influencia del componente venoso que introducen nuevas componentes en la señal PPG.

1.2 Electrocardiograma frente fotopletismograma

Un electrocardiograma es una medida eléctrica que se utiliza para controlar la actividad del tejido del músculo cardíaco. Debido a su firma única, el ECG proporciona a los médicos y cardiólogos información detallada sobre la función cardíaca y la salud general. Cada parte de la forma de onda del ECG es específica de la contracción de un grupo de células en el músculo cardíaco. Estas células necesitan contraerse en el orden correcto para que la sangre fluya en la dirección correcta.

Cuando se miden simultáneamente, se pueden superponer formas de onda de ECG y PPG para ver cómo se relacionan las dos señales. Se observa cómo ambas señales tienen el mismo período, lo que significa que se puede estudiar cualquiera de las dos para determinar la frecuencia cardíaca. Sin embargo, la forma de onda de PPG lleva un retardo con respecto a la forma de onda de ECG, tal como se observa en la Figura 1-6.

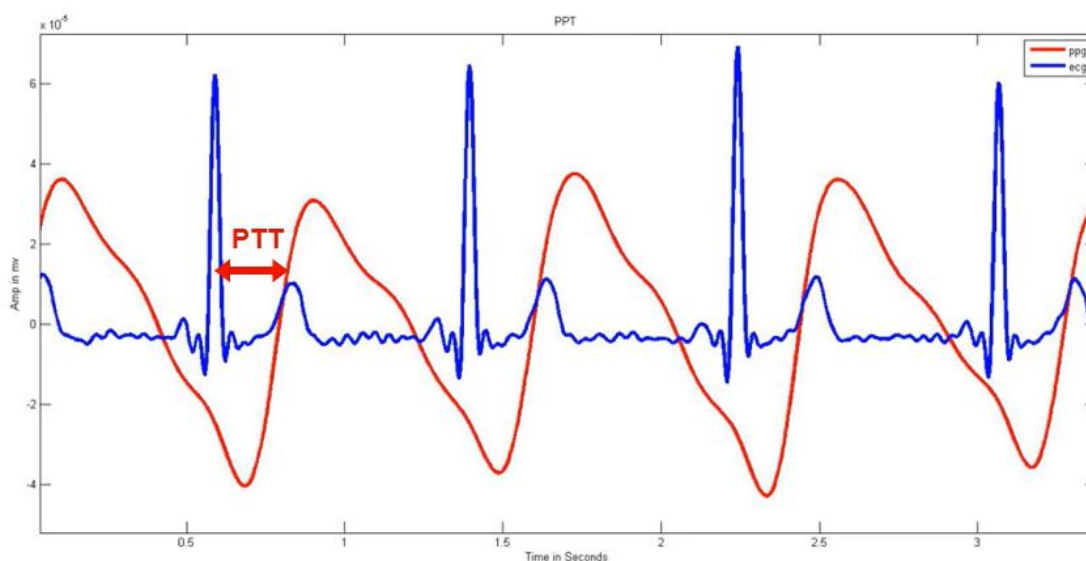


Figura 1-6. Relación señal PPG y ECG

Este retardo puede medirse como la diferencia de tiempo entre el pico en la forma de onda del ECG y la llegada de la onda de presión arterial a las extremidades se denomina tiempo de tránsito del pulso (PTT). Para medir el PTT es necesaria la medición simultánea de ECG y PPG juntos, junto con otras variables como el tamaño, el peso y la edad del paciente.

A modo de resumen, se presenta la siguiente tabla donde se enumeran las principales diferencias entre estos dos sistemas de medición:

Tabla 1-1. Diferencias entre PPG y ECG

ECG	Factor que describe	PPG
Eléctrica	Tipo de medida	Óptica
Electrodos	Tipo de sensor	Fotorreceptor
Sí	¿Puede medir el ritmo cardíaco?	Sí
Sí	¿Proporciona información para diagnósticos clínicos?	Sí
2 (pecho)	Mínimo número de contactos con la piel requeridos	1 (Dedo o muñeca)
≥ 1	Numero de canales ADC requeridos	1

Podemos concluir que, además de aportar información referente al ritmo cardíaco, cada técnica ofrece su propio conjunto de información de diagnóstico. El ECG se centra en la actividad eléctrica del tejido del músculo cardíaco, ya que los cardiólogos capacitados conocen bien la secuencia exacta de contracción. Estos expertos médicos utilizan el electrocardiograma para diagnosticar todo tipo de enfermedades y anomalías cardíacas.

Por otro lado, PPG proporciona más información sobre el flujo sanguíneo y la presión arterial. Esta medición se puede realizar en varios lugares del cuerpo para examinar el flujo sanguíneo en diferentes regiones.

1.3 Métodos basados en rPPG

Además de los métodos PPG convencionales por contacto, también existen métodos PPG remotos, los cuales cumplen el mismo principio, pero realizando las medidas sin contacto. Se mide la variación de los cambios de reflexión de luz roja, verde y azul de la piel, como el contraste entre la reflexión especular y la reflexión difusa.

El reflejo especular es el reflejo de la luz en la piel, mientras que el difuso es el reflejo debido a la absorción y la dispersión en el tejido de la piel, que varía según los cambios en el volumen sanguíneo.

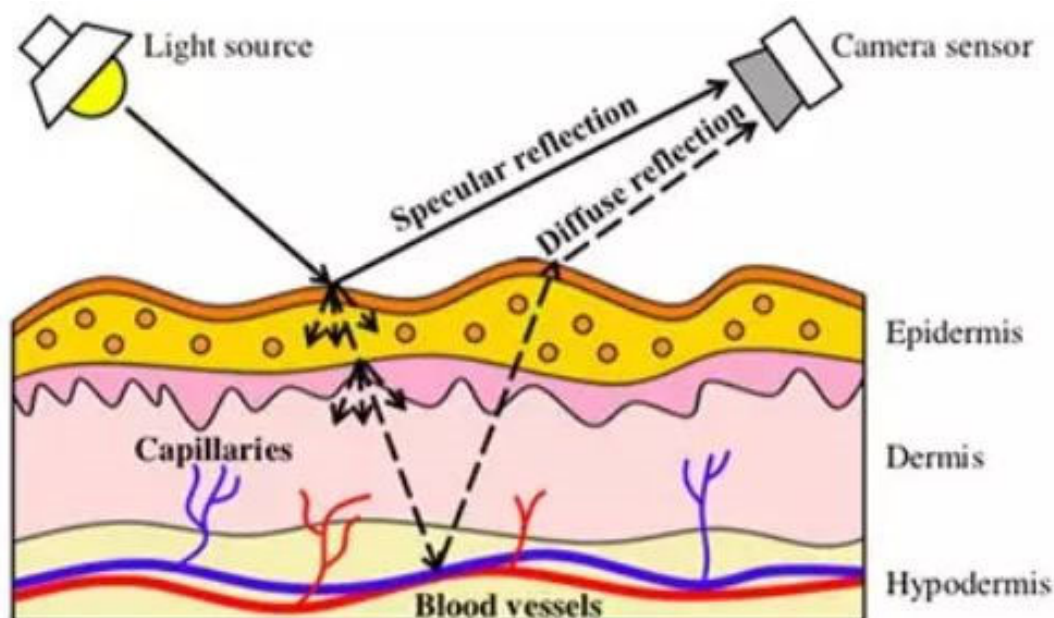


Figura 1-7. Modelo de reflexión en la piel con reflejos especulares y difuso

Hoy en día, la mayoría de los sistemas basados en PPG se están desarrollando con fuentes de luz blanca o incluso sin fuente de luz artificial y se emplean cámaras comunes como fotodetectores, las cuales capturan las imágenes que posteriormente serán procesadas digitalmente para extraer la señal PPG [11].

Evitar el contacto directo es un gran cambio en el funcionamiento del sistema. Cuando se usa el sistema de contacto directo, la mayor parte de la luz recibida proviene de los tejidos internos. Sin embargo, cuando el sistema se utiliza sin contacto directo, también se obtiene una señal de tejidos más superficiales. Si bien éste es un avance en la búsqueda de sistemas cada vez menos intrusivos, también puede ser un problema debido a reflejos no deseados que no brindan información sobre el flujo sanguíneo.

1.4 Ventajas y desventajas de los sistemas rPPG frente a PPG por contacto

La principal ventaja que pueden ofrecer los sistemas rPPG, como se mencionó anteriormente, es la eliminación del contacto directo, permitiendo la movilidad y eliminando cualquier irritación o malestar que el sensor pueda causar en la piel. Además, se puede realizar un análisis multizona ya que la cámara detecta varias zonas simultáneamente, obteniendo un resultado final más fiable al extraer información desde distintos puntos.

También, siguiendo un razonamiento similar al último mencionado, se pueden realizar mediciones multipacientes. Con la posibilidad de tratar varias personas al mismo tiempo utilizando un único sensor.

Y la más interesante de todas las ventajas que nos ofrece es la medición de las diferentes longitudes de onda, ya que las cámaras convencionales capturan imágenes RGB en todo el espectro visible, e incluso, en el infrarrojo cercano. Esto permite la combinación de canales para obtener una mejor señal de salida o emplear distintas longitudes de onda para extraer distintos parámetros, entre otros.

Sin embargo, este sistema no siempre es mejor; los sistemas PPG de contacto son fácilmente implementables en distintos dispositivos, como relojes, móviles, pulsera, etc. Por otro lado, mientras que un sistema rPPG basado en una cámara es mucho más difícil de integrar y sólo es capaz de obtener resultado mientras el sujeto se encuentra dentro de la imagen monitorizada.

Se puede concluir que los sistemas rPPG presentan un mayor número de posibilidades y ventajas, aunque se comportan de una forma más inestable que los sistemas PPG de contacto.

1.5 PPG mediante dispositivos móviles

El rápido crecimiento de las tecnologías ha tenido una alta mejora y sofisticación de los distintos dispositivos electrónicos, como pueden ser los teléfonos modernos que usamos de forma diaria. La llegada de este tipo de dispositivos, con capacidades multimedia, abren las puertas a un sinfín de posibilidades en el desarrollo de aplicaciones y prestación de servicios.

Debido a que en los últimos años los dispositivos móviles se han convertido en un elemento indispensable y de uso diario, han aparecido una gran variedad de plataformas y aplicaciones que permiten estimar el ritmo cardíaco, las cuales han adquirido una gran popularidad, más aún con la situación de pandemia que se vive en la actualidad. Este tipo de aplicaciones se basan, en su mayoría, en un análisis PPG mediante uso de la cámara del dispositivo móvil, ya sea mediante contacto con la lente o de forma remota con el uso de la cámara frontal. Aunque estas aplicaciones no disponen únicamente de la funcionalidad de mediación del ritmo cardíaco.

Por un lado, el auge de estas aplicaciones se ha visto impulsado desde distintas empresas farmacéuticas, que se concentran en proveer productos y servicios digitales para la medicación, control de diabetes y enfermedades basculares. Por otro lado, también las compañías de desarrollo de aplicaciones móviles han participado, mediante la implementación de funciones de control de peso o salud mental.

Es por ello, que el desarrollo de métodos de optimización y mejora de calidad de los distintos parámetros que ofrecen estas aplicaciones, entre los que se encuentra el ritmo cardíaco, presenta un campo de estudio muy amplio y que se encuentra en constante evolución.

2 MÉTODOS EXISTENTES MÁS RELEVANTES BASADOS EN PPG POR CONTACTO

Las imágenes móviles son uno de los principales impulsos de las aplicaciones de teléfonos inteligentes. Hoy en día están equipados con sensores de imagen de alta resolución, por lo que pueden capturar fotos con una resolución de más de diez megapíxeles y detalles de imagen significativos. Estos avances del sensor de cámara y el aumento de la potencia computacional permiten a los teléfonos inteligentes capturar y analizar fotos o videos para diferentes aplicaciones, como reconocimiento de gestos y comportamiento, reconocimiento de objetos para propósitos de realidad aumentada, autocontrol de las condiciones de salud y exámenes preliminares, etc. Por todo esto, recientemente, se ha dedicado un mayor esfuerzo de investigación al estudio del monitoreo de la salud utilizando teléfonos inteligentes e imágenes móviles. Es aquí donde se mueven los distintos métodos de análisis PPG por contacto para la estimación del ritmo cardíaco, basándose, todos ellos, en la extracción de la información relativa al ritmo cardíaco mediante el contacto de la yema del dedo y la cámara del dispositivo móvil.

Este capítulo se centra en las investigaciones que se han llevado a cabo en los últimos años con relación a la estimación del ritmo cardíaco mediante el análisis PPG con dispositivos móviles.

2.1 Detección del ritmo cardíaco

La primera aproximación consiste en capturar un número de fotogramas que dependerá de la frecuencia de muestro del hardware de nuestro dispositivo móvil, comprobar si estos datos cumplen las condiciones necesarias para la estimación del ritmo cardíaco o si, por el contrario, presenta un alto nivel de ruido que hace imposible proporcionar una estimación confiable.

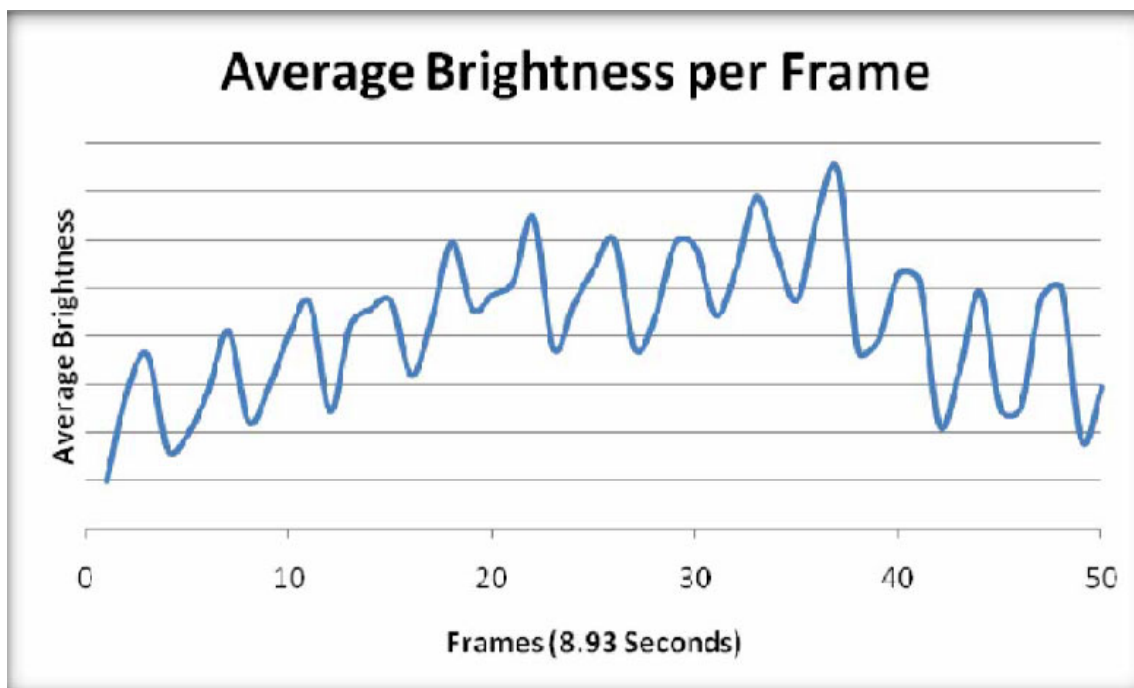


Figura 2-1. Muestras de entrada de la cámara [12]

La cámara captura en tiempo real los fotogramas cuando los usuarios colocan su dedo sobre la lente de la cámara, es entonces cuando se escanea la imagen y se procesa, lo que da como resultado información del brillo para cada

fotograma individualmente. De esta forma se extrae un promedio de la intensidad de cada fotograma creando una forma de onda correspondiente a cada pulsación del ritmo cardíaco.

Con el fin de garantizar la confiabilidad de las lecturas, existen distintos métodos por los que se estima el ritmo cardíaco promedio de un conjunto de fotogramas. Algunos de los más relevantes se muestran a continuación.

2.2 Estimación ritmo cardíaco mediante conteo de picos y valles

Este método, [12], que trabaja en escala de grises, consiste en hacer coincidir la señal de entrada con un patrón crudo de latidos cardíacos de picos y valles alternos. El algoritmo está escaneando un subconjunto de cuadros hasta que detecta un pico. Cuando se detecta un número predefinido de picos consideramos, el algoritmo se considerará sincronizado, a partir de ese punto se puede calcular una buena estimación de los latidos por minuto.

A lo largo de las pruebas realizadas por este método, se han estimado que, con al menos cinco pulsos, se puede obtener una estimación cardíaca correcta, aunque para su desarrollo se han definido hasta siete u ocho pulsos.

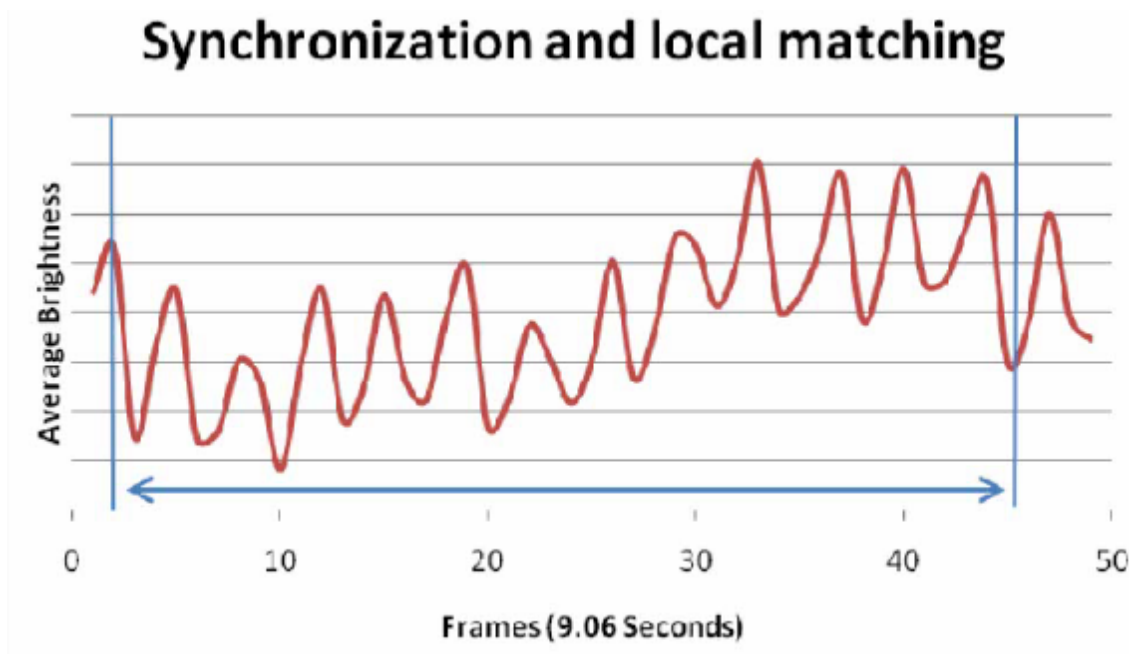


Figura 2-2. Muestras de entrada sincronizadas [12]

Naturalmente, cuando se trata de dispositivos de uso general y condiciones que no son de laboratorio, para tal medición se obtiene una buena cantidad de ruido que puede influir en el cálculo, por lo que siempre se usa un cierto margen de ruido para clasificar y pico real de las señales de ruido. Un pico se define como un punto x tal que:

$$\begin{aligned} f(x) &> f(x - 1) + n_m \\ f(x) &> f(x + 1) + n_m \end{aligned} \quad (2-1)$$

Donde $f(x)$ es la intensidad de brillo de la muestra y n_m es el margen de ruido.

Una vez finalizada la caracterización de la señal de entrada, se procede al conteo de picos y valles, estimando así el ritmo cardíaco de la muestra analizada.

Para la evaluación de este algoritmo se utiliza un pulsioxímetro comercial como medida de control. Tomando muestras de un grupo de 50 personas de entre 21 y 55 años, se obtienen los siguientes resultados.

Tabla 2–1. Resultados algoritmo picos y valles [12]

Estimated BpM	Measured BpM	Relative Accuracy	Relative Error
65	66	98.46%	1.54%
63	67	93.65%	6.35%
73	70	95.89%	4.11%
71	68	95.77%	4.23%
68	70	97.06%	2.94%
67	68	98.51%	1.49%
68	71	95.59%	4.41%
75	72	96.00%	4.00%
76	73	96.05%	3.95%
74	68	91.89%	8.11%
73	71	97.26%	2.74%
68	71	95.59%	4.41%
75	72	96.00%	4.00%
72	77	93.06%	6.94%
75	73	97.33%	2.67%

Para el cálculo de estos resultados se utilizan muestras por valor de 9 segundos de duración. Tras estudiar los resultados de la Tabla 2–1, y estimando el error relativo del pulsioxímetro, el algoritmo presenta una media de error para la estimación del ritmo cardíaco en este escenario de 4.13%, con un máximo de 8.11% y un mínimo de 1.49% sobre el valor esperado.

2.3 Estudio de diferentes longitudes de onda y regiones de interés

Otro método de estimación del ritmo cardíaco es el realizado mediante el análisis de las distintas componentes del vídeo analizado, así como la región de interés que se estudia de los fotogramas [13].

En primer lugar, tras la obtención del vídeo a partir del cual se lleva a cabo la estimación cardíaca, se realiza un análisis de distribución e histograma de color (CHDA). Sobre la base de los resultados de CHDA, se seleccionaron tres regiones de interés (ROI), es decir, celdas de 8x8 píxeles, a lo largo de una diagonal izquierda, para su procesamiento y análisis en Matlab. El programa Matlab calculó los valores de intensidad media como la señal PPG sin procesar, $PPG_{raw}(MV_{cr}, t)$, donde MV_{cr} es el valor de píxel medio de la celda y el subíndice c identifica el canal de color ($c = r, g$ o b para el canal rojo, verde o azul respectivamente) y $r (= 1, 2, 3)$ es el número de celda de ROI; t es la marca de tiempo del fotograma.

Por otro lado, el procesamiento de la señal incluyó el filtrado con un filtro de paso de banda Butterworth de orden 8 y una banda de paso de frecuencia de 0,08 a 7 Hz. El filtro de banda de paso elimina simultáneamente cualquier ruido de alta frecuencia que pueda estar presente en la señal al mismo tiempo que suprime la señal DC debido, por ejemplo, al movimiento de los dedos o cambios en la presión venosa. Por último, se realizó un análisis de densidad espectral de potencia (PSD) y de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) sobre los datos.

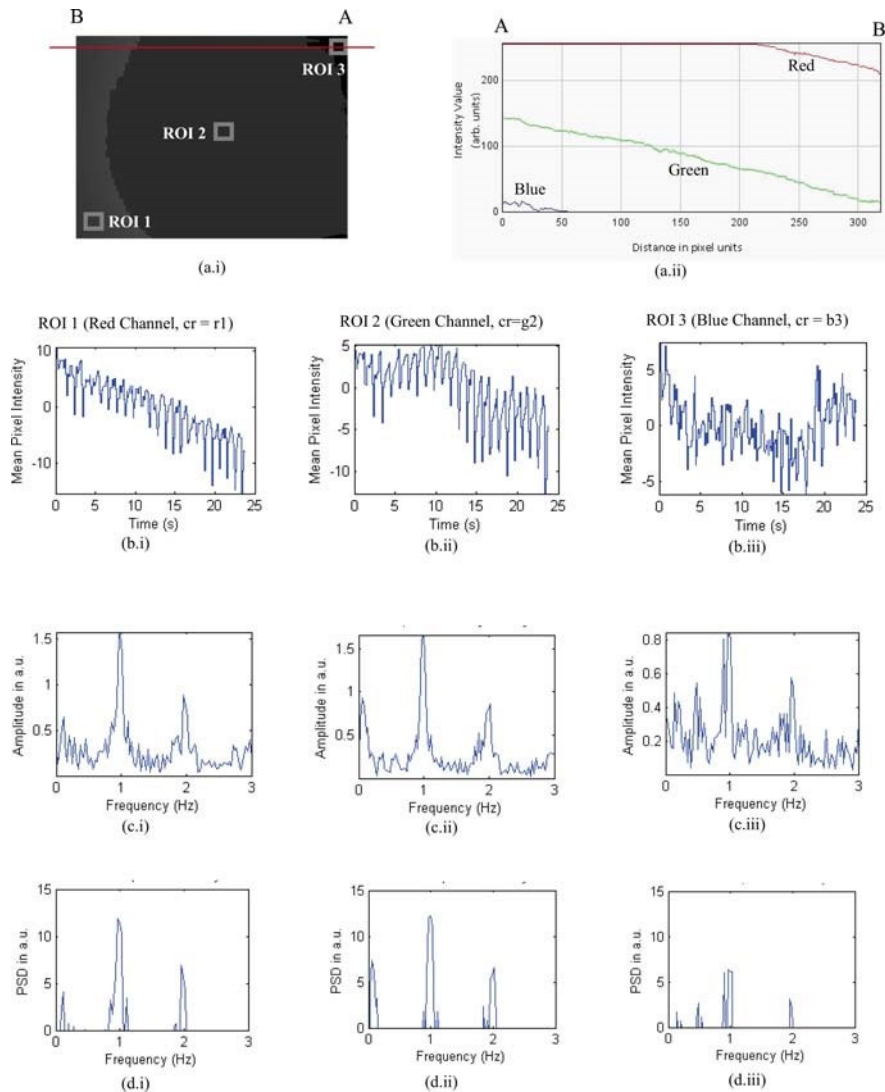


Figura 2-3. Resultado de análisis por canales y regiones de interés [13]

En los resultados del análisis que se muestran en la Figura 2-3, se puede observar que, si bien la señal del canal verde se pudo detectar en cada posición de píxel en cada cuadro, pero con una fuerza reducida lejos de la posición de la fuente de luz, la señal del canal azul se detectó solo en una pequeña región hacia la posición de la fuente de luz y, finalmente, la señal del canal rojo estaba disponible en las posiciones de píxeles más alejadas de la fuente de luz después de lo que parece ser un efecto de derivación hasta una distancia de alrededor de 220 píxeles desde la posición de la fuente de luz.

Este comportamiento es el esperado al considerar la relación entre la longitud de onda y la separación del detector de fuente donde la distancia de interacción para recuperar información útil aumenta para la longitud de onda de los fotones que van desde la longitud de onda corta (azul) a la longitud de onda larga (roja), según se analizó en el pasado capítulo. Más importante aún, el resultado también confirma la longitud de onda verde como un buen compromiso entre la profundidad de penetración práctica y la fuerza de la señal útil PPG útil.

2.4 Estudio de consistencia frecuencial

Este estudio, [3], se apoya en los métodos comunes para estimar la frecuencia cardíaca, que consisten en:

- Captura de un vídeo desde el móvil
- Media de los valores de los píxeles calculados para un plano de color.
- Análisis frecuencial o filtrado en el dominio del tiempo para estimar la frecuencia cardíaca.

La mayoría de los métodos asumen que la señal de vídeo capturada está libre de ruido. Como resultado se obtiene una estimación errónea cuando el usuario no coloca correctamente el dedo.

Debido a que se observa una limitación importante en el aspecto de robustez, este estudio propone un enfoque basado en una máquina de estados finitos (FSM) que estima la calidad de la señal antes de la estimación de la frecuencia cardíaca, con el fin de rechazar los segmentos de vídeo inutilizables por el ruido.

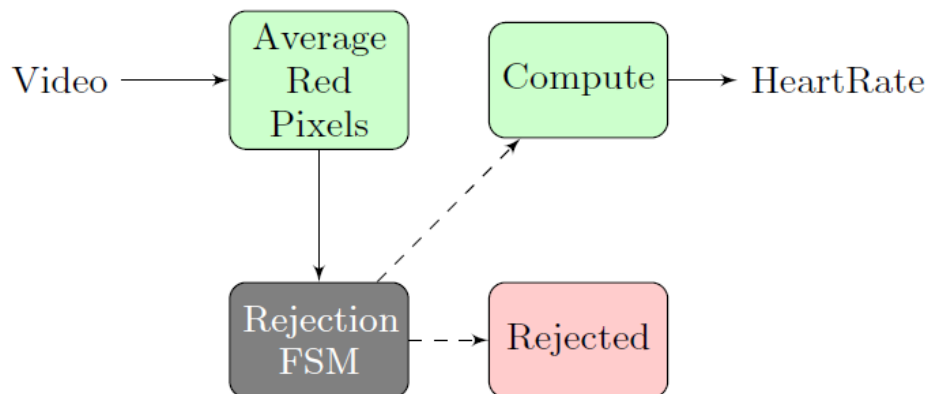


Figura 2-4. Diagrama de la FSM en análisis PPG [3]

Aunque en el estudio realmente se utiliza una variante de una forma particular de FSM, comúnmente conocida como Mealy Machine. En la máquina Mealy, los valores de salida están determinados por el estado actual, así como los valores de entrada. Como se muestra en la Figura 2-5, los estados de la máquina de Mealy son los siguientes.

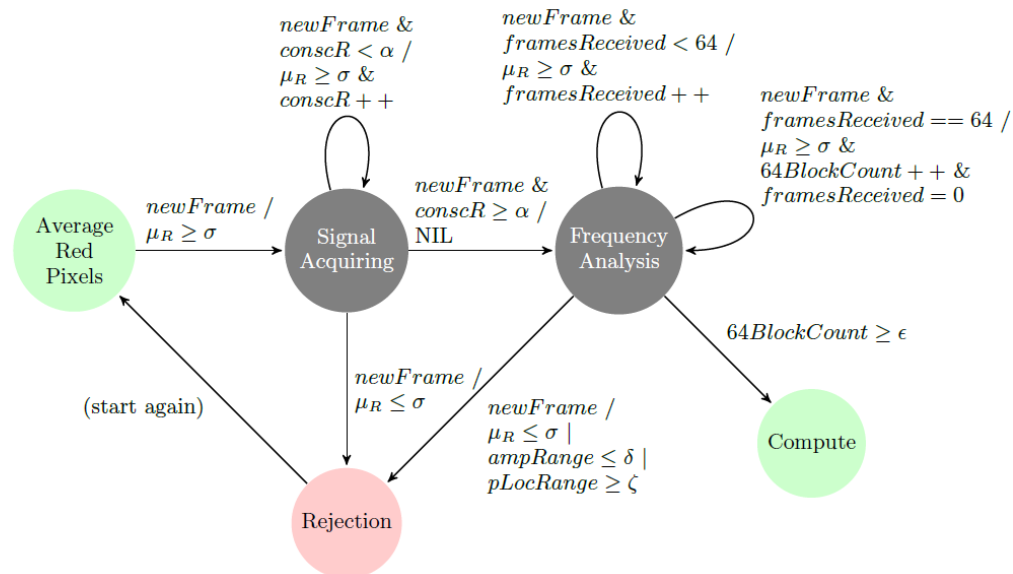


Figura 2-5. Diagrama de la FSM en análisis PPG [3]

Donde los estados se definen como:

- Adquisición de la señal. En este estado la máquina espera hasta conseguir una cantidad de fotogramas cuyo valor promedio esté por encima de un umbral establecido.
- Análisis de frecuencia. Donde se analizan esos fotogramas obtenidos en el pasado estado y se analizan en bloques de 64 fotogramas, comparándolos desde un punto de vista frecuencial (bloques consecutivos donde la ubicación del pico en el dominio de la frecuencia no difiere en más de 2 y el rango de la señal en cada bloque está por encima de un umbral).

Finalmente, cuando se alcanzan un número total de frames válidos igual a 512 se pasa al estado de cálculo. En este estado se realiza la FFT de 512 puntos de la señal adquirida, detectando la frecuencia cardíaca.

En la siguiente tabla se muestra una comparación de la detección de la frecuencia cardíaca usando la máquina de Mealy y sin usarla. Para ello se han tomado medidas de 8 usuarios diferentes.

Tabla 2–2. Resultados algoritmo con máquina de Mealy [3]

User	1	2	3	4	5	6	7	8
Actual Heart Rate (per minute)	54	66	84	106	80	105	105	80
Heart Rate w/o FSM (per minute)	53	63	84	98	88	102	38	42
Heart Rate With FSM (per minute)	53	63	84	98	88	102	×	×

En la Tabla 2–2. Resultados algoritmo con máquina de Mealy se muestra una estimación del ritmo cardíaco muy cercana a la esperada para los 6 primeros usuarios, mientras que, para los dos últimos, el algoritmo que implementa la FSM descarta las tramas ya que no presentan suficiente consistencia frecuencial, como se observa en el comportamiento erróneo para el caso que no se implementa.

2.5 Análisis PPG con dominio HSV

Como puede observarse en los anteriores métodos de análisis de la señal PPG, la información se encuentra distribuida en los canales R, G y B. Aunque, también es posible estudiar el comportamiento de esta señal mediante el espacio de color HSV, [14], ya que este dominio es más robusto en comparación con el dominio RGB. La adquisición de la señal se presenta de la siguiente manera:

- Valores medios de tono (H), saturación (S) y valor (V) para cada fotograma se calcula a partir del promedio R, G y B.
- Se comprueba si S esta cerca de 1 y si H se adaptará a las características del dispositivo que se esté usando.

Para este método se ha introducido un filtro basado en la calidad de la señal. Con el fin de rechazar las señales con menor cantidad de información. En este punto, se hace un análisis de consistencia frecuencial similar al estudiado en la pasada sección, aunque esta vez se hace con hasta 12 bloques de 64 fotogramas superpuestos y desplazados por 48, es decir, 16 muestras superpuestas. Primero se calcula la FFT de 64 puntos para cada conjunto de 64 valores, luego se filtra con un filtro de paso de banda y se determinan los picos respectivos. Entonces, la calidad de la señal se define por la potencia total del espectro filtrado en una escala de dB.

Se consideran, al menos, 11 bloques consecutivos, donde cada una de las 64 muestras satisfacen la condición anterior en el bloqueo de frecuencia y la calidad de la señal. Finalmente, se toman las últimas 512 buenas muestras para su posterior procesamiento. Calculando la frecuencia cardíaca mediante la FFT de 512 puntos.

Para la obtención de los resultados experimentales se realizaron un total de 33 mediciones de sujetos diferentes, y el ritmo cardíaco se tomó de forma simultánea mediante un pulsioxímetro.

Tabla 2–3. Resultados algoritmo dominio HSV [14]

Usuario	HR pulsioxímetro	Desviación del método empleado
1	95	8
2	83	12
3	85	4
4	92	8
5	53	-
6	94	-
7	92	-
8	72	4
9	78	0
10	99	7
11	102	3
12	84	11
13	81	43
14	83	49
15	89	17
16	76	3
17	94	1
18	46	1
19	80	2
20	80	4
21	80	13
22	85	59
23	85	0
24	85	59
25	81	64
26	72	11
27	82	-
28	82	0
29	82	64
30	74	13
31	74	0
32	90	11
33	83	3

Atendiendo a los datos de la Tabla 2–3, se puede calcular la precisión de este método. Para ello, se define la precisión como a relación entre el número de veces que se detecta un valor dentro del 10% del valor esperado (positivo verdadero - TP) y el número total de veces que se detecta un cierto valor para la FC (TP + FP). Donde FP representa el falso positivo, lo que indica un escenario en el que el PPG adquirido es realmente malo, sin embargo, el algoritmo ha detectado algún valor arbitrario en lugar de identificarlo como una mala señal.

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (2-2)$$

Donde este método presenta un precisión del 80%.

3 MÉTODOS PROPUESTOS BASADOS EN PPG POR CONTACTO

Tras un estudio de los principales trabajos existentes relacionados con el análisis de señales PPG, se han desarrollado métodos alternativos para la detección del ritmo cardíaco a partir de este tipo de señales. Siguiendo la línea que marcan algunos estudios de análisis PPG por contacto [3], [12]–[14], se ha realizado una investigación de los distintos métodos que utilizan un smartphone convencional como fuente de luz y fotorreceptor, con el fin de desarrollar nuevas metodologías en la obtención de datos y buscar una mejora en los resultados obtenidos.

Este estudio se centra en el uso de estos dispositivos comunes con cámara para calcular el ritmo cardíaco que, posteriormente, podremos usar para cualquier función relacionada con la salud personal. Por tanto, el principal objetivo de este trabajo es demostrar que, con las medidas obtenidas a través de un dispositivo móvil, se pueden obtener mediciones de buena calidad y que, además, se pueden mejorar más o menos dependiendo del algoritmo de detección y parámetros que se utilicen.

3.1 Método de obtención de la señal PPG

El primer paso es la obtención de la señal PPG con la que trabajar. Para ello, el usuario debe colocar la yema del dedo sobre el objetivo de la cámara del dispositivo móvil. La cámara capturará en tiempo real una serie de fotogramas con información suficiente, al menos 4 segundos de vídeo, relativa al ritmo cardíaco del usuario. Durante este proceso, podemos encontrarnos con numerosos problemas en el camino. El principal de ellos es la luz, ya que no siempre nos encontramos en las condiciones ideales, típicas de un laboratorio, para obtener nuestras imágenes. Otro de los problemas que podemos encontrar es la necesidad de enfocar un objetivo concreto con nuestra cámara para obtener la información, común en los rPPG.

El último de estos problemas se elimina radicalmente en nuestro sistema, ya que estamos interesados en el contenido de brillo de cada píxel. Puesto que la información obtenida a partir de enfocar un objetivo nos es completamente innecesaria, podemos, incluso, desactivar deliberadamente la opción de enfoque de nuestro dispositivo.

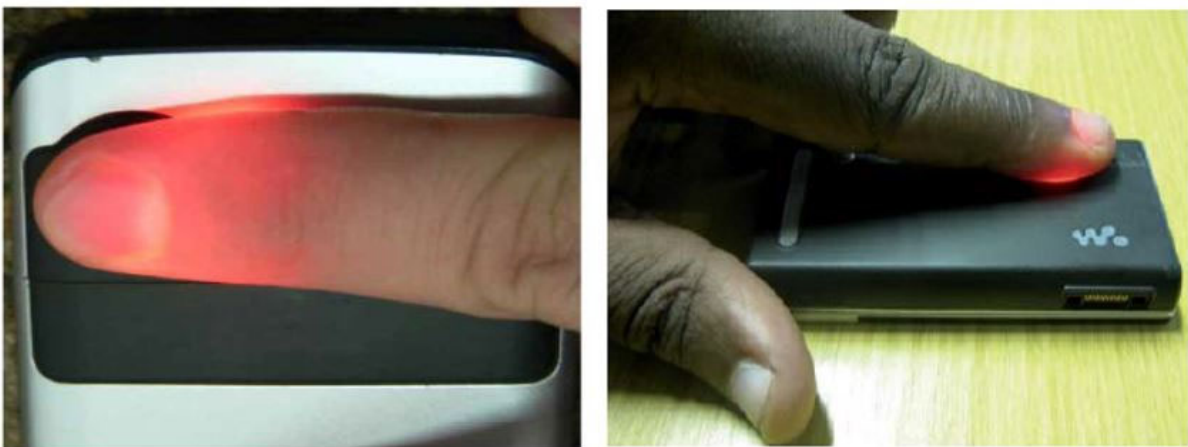


Figura 3-1. Ejemplo del método utilizado para obtención de la señal PPG

En la Figura 3-1 se muestra un ejemplo de cómo se realiza la obtención del vídeo que posteriormente será analizado. La ventaja de este método radica en su simplicidad: los usuarios tan solo necesitan poner el dedo en la cámara y esperar unos segundos mientras se realiza la captura de imágenes que se usará para obtener la

información relativa al HR. El número de frames capturados en el vídeo variará en función del dispositivo a utilizar, en función de su capacidad de captura por segundo (frames por segundos o fps) y su resolución. En cualquiera de los casos, se ha de obtener un promedio de la intensidad de cada píxel para cada canal, y para cada fotograma, siguiendo un razonamiento similar a:

$$\begin{aligned}\mu_r &= \frac{1}{V_H \cdot V_W} \sum_{x=1}^{V_H} \sum_{y=1}^{V_W} PR_{x,y} \\ \mu_g &= \frac{1}{V_H \cdot V_W} \sum_{x=1}^{V_H} \sum_{y=1}^{V_W} PG_{x,y} \\ \mu_b &= \frac{1}{V_H \cdot V_W} \sum_{x=1}^{V_H} \sum_{y=1}^{V_W} PB_{x,y}\end{aligned}\quad (3-1)$$

Donde μ_r , μ_g y μ_b representan los valores medios de los píxeles de los frames de cada canal, V_H y V_W el número máximo de píxeles en cada dirección del eje coordenado y $PR_{x,y}$, $PG_{x,y}$ y $PB_{x,y}$ el valor del píxel seleccionado.

Una vez promediado el valor de los píxeles que componen cada imagen del vídeo a analizar se obtiene, para cada canal (RGB), curvas similares a las que se muestran en la Figura 3-2. En ella se puede apreciar una forma de onda con una cierta periodicidad, producto del ritmo cardíaco. Otro de los factores que se aprecian en la citada imagen es una variación de la media localizada de la señal, u oscilación de baja frecuencia. Esta oscilación es debida, entre otros, a los cambios de presión que ejerce el dedo sobre la cámara del dispositivo móvil que funciona como fotorreceptor. Por último, también se puede apreciar un ruido de alta frecuencia, introducido por las distintas componentes venosas que circulan por el dedo, y que pueden generar pequeñas variaciones en los picos de la señal.

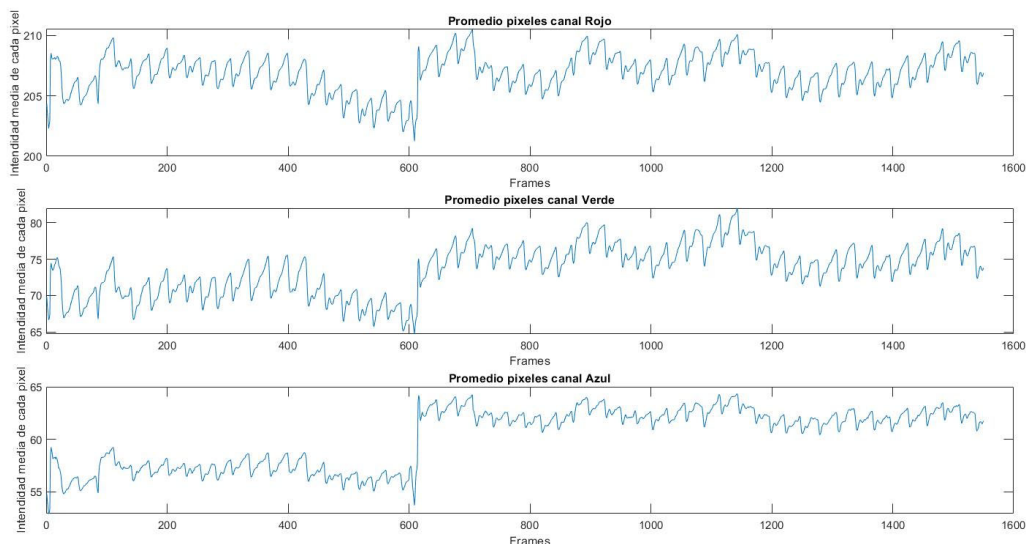


Figura 3-2. Forma señal PPG para canal rojo, verde y azul respectivamente

Por tanto, nos encontramos ante una señal PPG ruidosa, debido a elementos introducidos por otros capilares venosos, variación de la fuente de luz, movimiento del dedo sobre la cámara, cambio en la presión, etc. El objetivo principal de la investigación será minimizar lo máximo posible todas estas variables que puedan afectar negativamente al resultado de nuestra estimación del ritmo cardíaco.

Como se ha comentado anteriormente, otro de los problemas ante los que esta metodología puede encontrarse,

es la obtención de estas señales ante diferentes fuentes de luz. En el presente trabajo se han llevado a cabo las mediciones con la luz de la cámara activada (flash de la cámara), lo cual reduce notablemente los efectos negativos de la falta de luz en el entorno y permite un mayor control de este factor.

Otro de los problemas que puede surgir durante la captación de la señal es la región de interés (ROI). Algunas líneas de desarrollo, [10], [11], han llevado a cabo el diseño de un sistema donde se recorta parte de la señal, desde el centro de la imagen, para la obtención del promediado de la señal. La idea es estudiar una región concreta de la imagen, el centro y alrededores, descartando el resto de las componentes que puedan comportarse de forma ruidosa en la señal. En lo que concierne a nuestro estudio en este apartado, se han realizado pruebas con distintas ROI's, tratando de obtener el mejor resultado posible para la obtención de nuestra señal.

3.2 Preprocesado de la señal

En este punto, tras la obtención de la señal PPG a analizar se han propuesto una serie de procesos de preprocesado o modificaciones frente al método de análisis en el que nos basamos.

3.2.1 Selección de parte de la señal

En primer lugar, y con el fin de eliminar posibles fallos durante el preprocesado de la señal, se decide dejar un tiempo de seguridad mientras la señal se estabiliza. Estimando el tiempo de colocación y ajuste del dedo en la lente de la cámara y su retirada, el tiempo de adaptación de la cámara a la luminosidad, etc. se ha decidido recortar 3 segundos, tanto al inicio como al final, de la grabación.

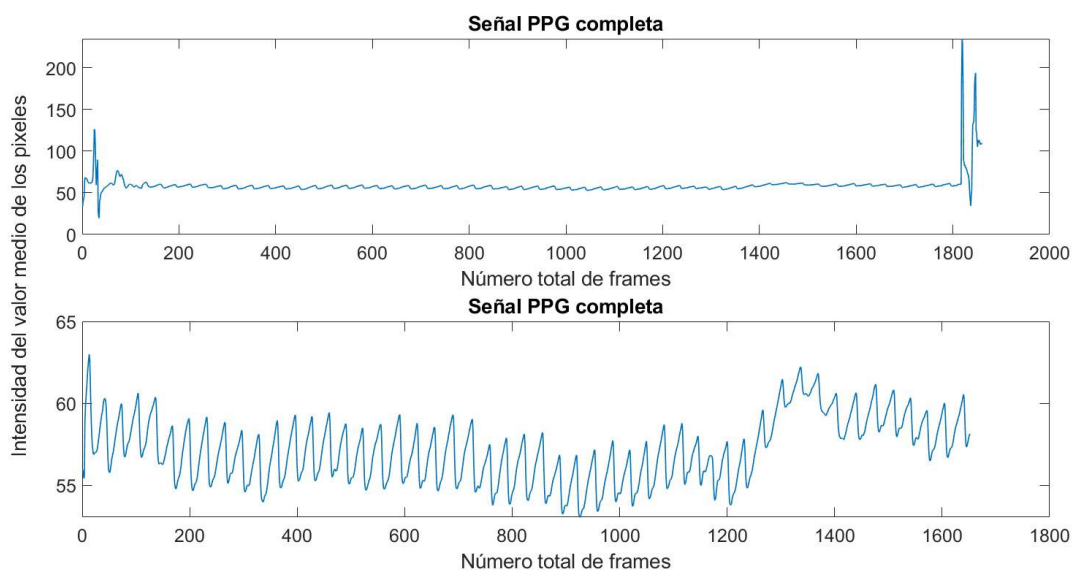


Figura 3-3. Señal original frente a señal recortada

Por otro lado, más allá de lo comentado en el párrafo anterior, existen algunas investigaciones que realizan una selección de partes de la señal a estudiar [3].

Es así como una de las formas que se utilizan, para seleccionar que partes de la señal queremos tratar, consiste en elegir una serie de frames, a los que se les denominará buenos frames. Para ello, se fijará un valor umbral obtenido heurísticamente (σ), es decir, a partir de observaciones hechas previamente sobre el sistema y conociendo, aproximadamente, como es la respuesta esperada. De esta forma los frames que cumplen la condición de $\mu_{r, g o b} \geq \sigma$ serán considerados como frames válidos.

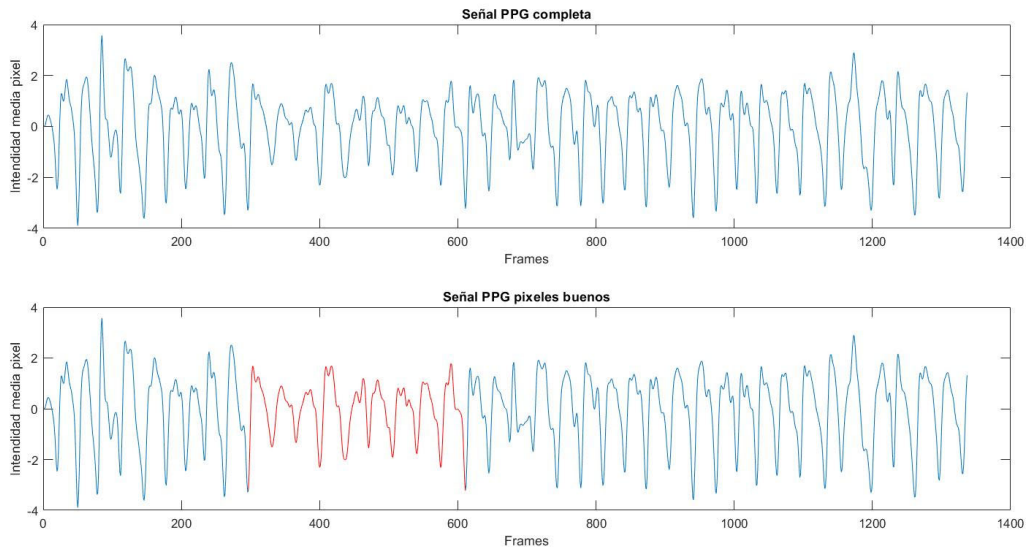


Figura 3-4. Ejemplo de selección de señal mediante método heurístico

Para la Figura 3-4 se ha forzado un caso en el cual puede observarse el método por el que se realiza esta sección de la señal. En ella se puede apreciar como los frames que cumplen la condición heurística están seleccionados en rojo. El resto del análisis PPG se trabajará con la parte seleccionada de la señal, no con la totalidad.

Aunque este método puede llegar a ser efectivo, al no proponer un valor promedio que dependa de la señal que estamos analizando, se ha decidido no implementar en el sistema, ya que se ha podido observar como el valor promedio de los pixeles de cada fotograma pueden cambiar drásticamente dependiendo de la señal que estemos analizando. Además, se da la posibilidad de que la señal seleccionada sea demasiado corta, por lo que la información cardiaca que obtengamos al final de nuestro sistema no se corresponda con la realidad, ya que se tiene poca información.

3.2.2 Análisis de consistencia frecuencial

Siguiendo con el preprocesado de la señal, a continuación, se analiza la señal desde un punto de vista frecuencial [3]. Se analizarán las frecuencias de los valores medios de los pixeles de cada fotograma.

Para garantizar unos datos de entrada sólidos, los valores medios de los pixeles se analizan en bloques o ventanas de tiempo de 64 frames de vídeo consecutivos (± 2 segundos). A partir de cada conjunto de 64 valores, se construyen las entradas del análisis de las ventanas de tiempo. Estos dos algoritmos de tratamiento de la señal consisten en:

- Análisis de ventanas de tiempo. Tiene como entrada un bloque de 64 frames. Se calcula la transformada rápida de Fourier (FFT), de la cual se extraerán sus valores máximos y mínimos. A partir de estos valores se calculará la amplitud en frecuencia de cada bloque y la posición que ocupa el valor máximo. Estos valores serán devueltos por la función para el análisis en frecuencia.
- Análisis en frecuencia. Es en este punto donde analizamos la salida del análisis anterior. Si el valor devuelto para la amplitud frecuencial de cada ventana de tiempo es mayor a 10 unidades (valor establecido) ese bloque no será válido, debido a la falta de consistencia en sus componentes frecuenciales. Además, si la diferencia entre la posición del máximo de la frecuencia supera en más de dos unidades al del instante anterior, no será válido ese bloque. En el caso de que ambas condiciones se cumplan el bloque será válido.

Una vez analizada la señal completa por bloques, al producirse un bloque válido se incrementará en uno el contador de bloques válidos. Si no se cumplieran las condiciones, este contador se reinicia y se continua con la ejecución del algoritmo a partir del siguiente bloque que conforma la señal. Toda la señal correspondiente a instantes anteriores de ventana descartada será descartada, seleccionando como inicio de la señal el instante posterior al que no cumple las condiciones.

En caso de que se encuentren, al menos, 8 bloques válidos de forma consecutiva antes del primer caso no exitoso,

o final de la señal PPG, la señal seleccionada para el posterior procesado es la conformada por tantos bloques como se hayan analizado correctamente hasta ese instante.

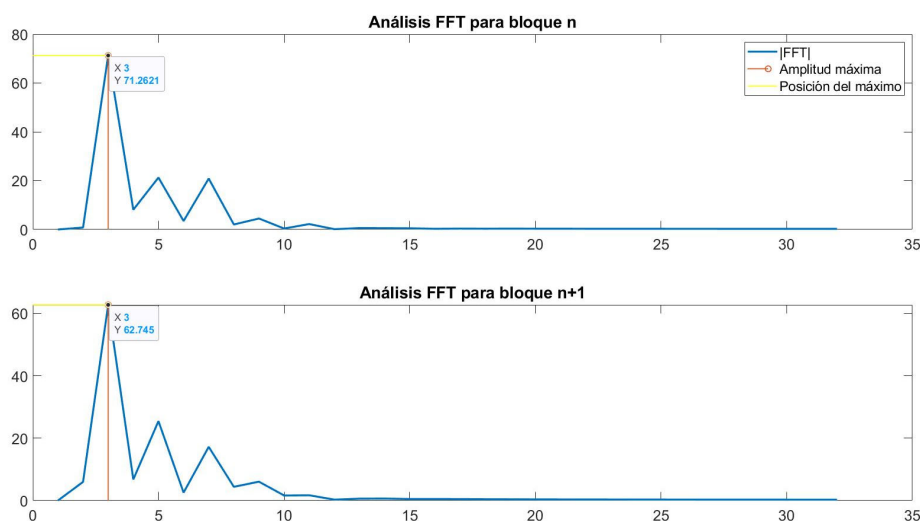


Figura 3-5. Funcionamiento algoritmo de análisis por bloques

En la Figura 3-5 se observa el comportamiento del análisis frecuencia de dos de las ventanas de tiempo que componen la señal PPG. Para este caso, tanto el análisis de la amplitud máxima de la señal, como la posición del máximo frecuencial, cumplen los requisitos establecidos, por lo que se consideran bloques válidos.

3.2.3 Filtrado de la señal

Una vez tengamos una ventana suficiente para la señal PPG que deseamos tratar, se realizarán una serie de filtros con el fin de eliminar esas componentes ruidosas que se comentaron durante la adquisición de la señal.

3.2.3.1 Filtro paso banda

En primer lugar, una de las opciones para eliminar las componentes ruidosas de baja frecuencia consiste en la introducción de un filtrado paso bajo, eliminando posibles variaciones que se produzcan generalmente por elementos introducidos por otros capilares venosos, movimiento del dedo sobre la cámara, etc. Aunque, ante esto, podrían seguir existiendo posibles componentes de baja frecuencia en las que no estamos interesados, por lo que posteriormente se ha realizado un suavizado de la señal mediante un promediado del valor medio de los píxeles de cada fotograma con los instantes anteriores y posteriores. Con el objetivo de unificar estos dos criterios, finalmente, se ha decidido aplicar un filtrado paso banda en la señal, en línea con otras investigaciones [12], [13].

El ritmo cardíaco promedio en reposo oscila entre 60 y 100 pulsaciones por minuto (ppm), pudiendo bajar incluso hasta 40 ppm en el caso de personas con buena preparación física. En el caso de que se haya llevado a cabo alguna actividad física que suponga un esfuerzo mayor, las pulsaciones pueden llegar a alcanzar valores cercanos a 200 ppm. Por tanto, la banda de paso del filtro debe incluir los valores máximo y mínimo, que corresponden, aproximadamente, a las frecuencias de 0.67 Hz y 3.33 Hz. Para ello, se ha empleado un filtro Butterworth. En el capítulo 4 se muestra un estudio acerca de los valores más adecuados para los parámetros de este.

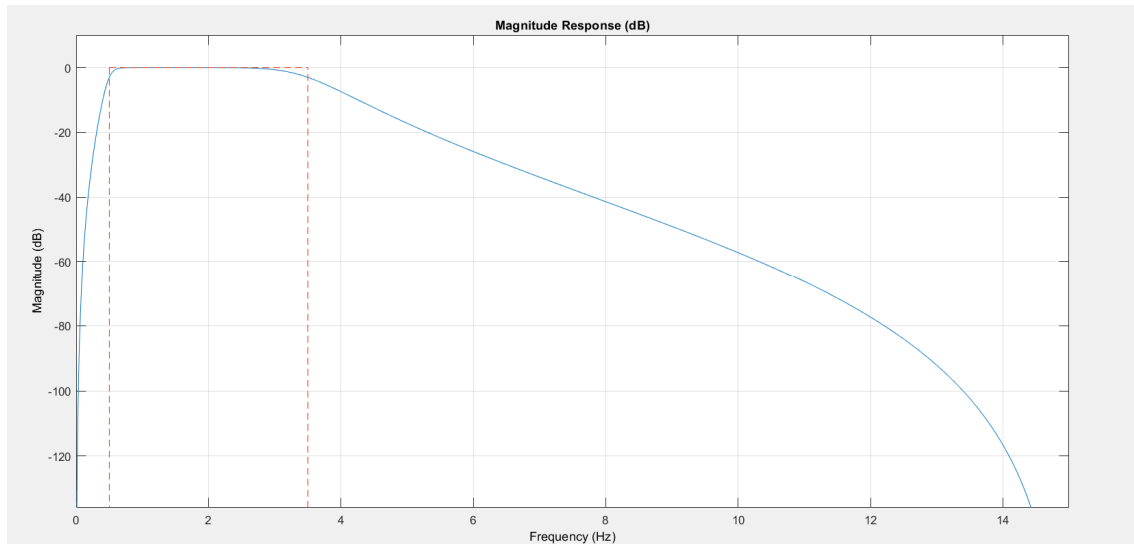


Figura 3-6. Comportamiento filtro Butterwoth

Además, otra de las modificaciones que se ha introducido en el sistema consiste en eliminar la media a la señal PPG a tratar, suavizando la señal y normalizándola antes de realizar el filtrado paso banda.

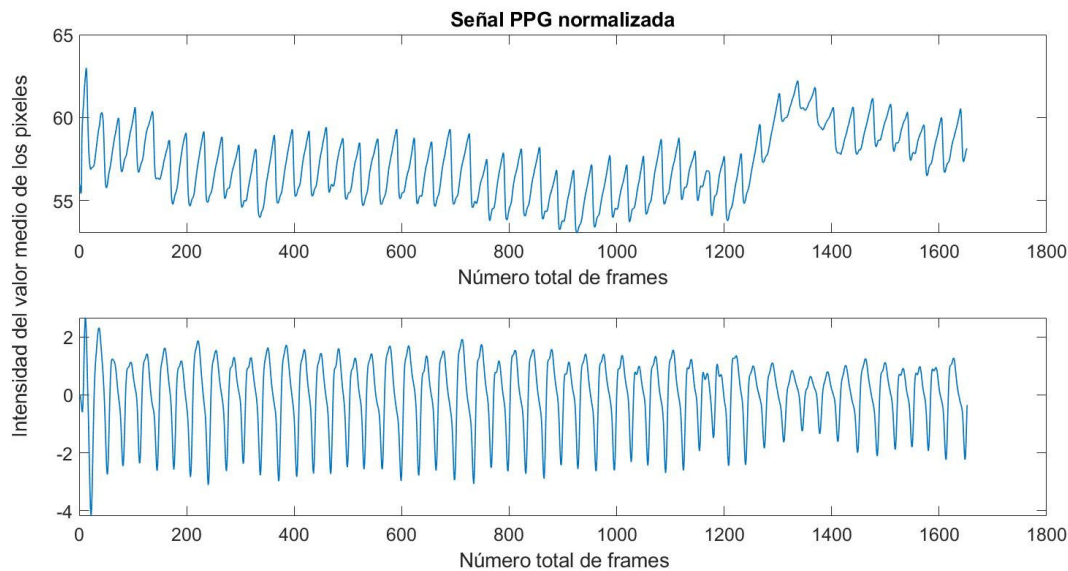


Figura 3-7. Señal preprocesada con filtro paso banda

3.2.3.2 Descomposición EMD

Otra de las alternativas estudiadas para la eliminación de las componentes de baja frecuencia consiste en un análisis mediante EMD (Modo de descomposición empírico). Este método consiste en un análisis espaciotemporal adaptativo, adecuado para procesar señales naturales que, a menudo, son no lineales y no estacionarias. Este análisis realiza operaciones que dividen la señal en una serie de 'modos' (IMF, funciones de modo intrínseco) sin salir del dominio del tiempo. Las funciones, definidas con IMF, son suficientes para describir la señal, aunque no necesariamente son ortogonales.

Con el método EMD, cualquier conjunto de datos complicado se puede descomponer en un número finito y, a menudo, pequeño de componentes, las cuales pueden proporcionar información sobre varias señales contenidas en los datos. Este es el caso del primer IMF, el cual lleva las componentes más oscilantes, las cuales, observando la Figura 3-8, puede referirse al ritmo cardíaco que se está tratando de procesar.

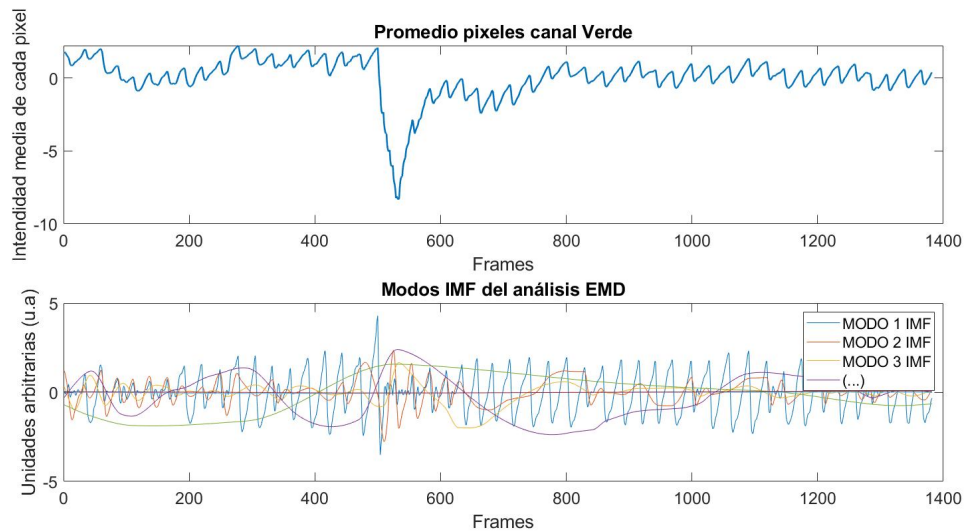


Figura 3-8. Análisis EMD de la señal original

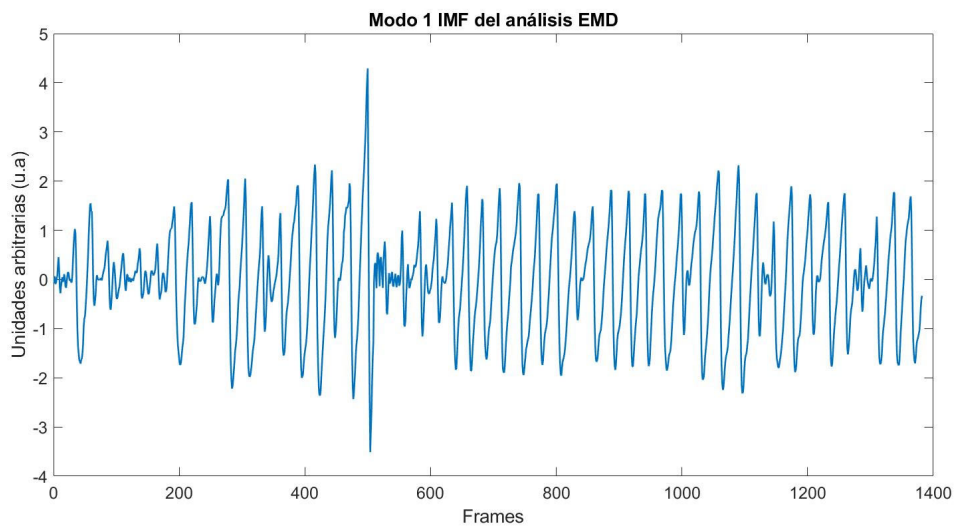


Figura 3-9. Señal original filtrada con análisis EMD

3.2.4 Eliminación de Baseline Drift

Una vez analizada y filtrada la señal, mejorando notablemente la forma de onda, se procede a realizar una eliminación de la deriva de línea de base (baseline drift). La línea de base desigual de la señal PPG es una de las principales razones de errores en el cálculo de las características de esta señal, como puede suceder a la hora de obtener sus mínimos o máximos (de gran interés para el cálculo del ritmo cardíaco). Por otro lado, la señal no se desvía de forma lineal, sino que oscila a lo largo de la línea de base, aumentando y disminuyendo. El preprocesado que se propone debe eliminar estas desviaciones, generando una salida clara de la señal PPG a tratar.

Al no ser tendencias lineales, ya que su amplitud vaía para cada pulsación, se hace más difícil su tratamiento, por lo que se ha optado por implementar varias alternativas para su ejecución. Ambos métodos consisten en la generación de un polinomio entre los mínimos de la señal, el cual se calculará mediante una interpolación lineal entre estos valores. El objetivo es generar un vector con un número de muestras igual al de la señal PPG.

3.2.4.1 Algoritmo del montañero

Mediante este algoritmo se lleva a cabo la detección de picos y valles de nuestra señal PPG [15]. Para ello se recorre la señal elemento a elemento, marcando los posibles valles y picos de la señal para que, posteriormente, sean analizados.

Cuando una serie de elementos se marcan como posibles picos y valles, se sigue recorriendo la señal hasta que deja de crecer, momento en el que ambos elementos son evaluados. Si el número de elementos recorridos hasta que deja de crecer es mayor a un valor determinado (threshold) estamos antes un máximo. Al encontrar un máximo evaluamos el valor más bajo obtenido entre el anterior máximo y el nuevo máximo, ese valor será marcado como un valle. Un ejemplo del funcionamiento del método propuesto se muestra en la siguiente figura:

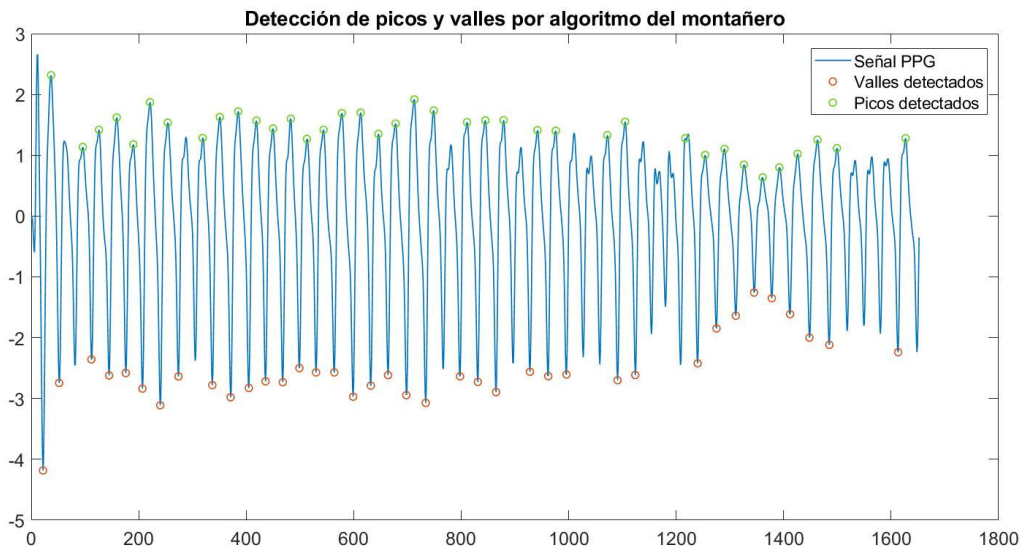


Figura 3-10. Detección de picos por algoritmo del montañero

El principal problema de este método es que, ante una variación rápida de la señal, el número de elementos recorridos no supera el valor threshold fijado. Cuando la señal comienza a decrecer sin la detección de un pico, el valor a comparar con el threshold se reinicia, pudiendo no detectar ningún pico hasta que se cumplan las condiciones especificadas por ese valor.

Más allá de este problema, el algoritmo presenta potencial dependiendo de la señal PPG a analizar, por lo que se tendrá en cuenta para los experimentos a realizar, decidiendo a partir de ellos si se implementa finalmente o se descarta.

A modo de ejemplo se presenta la siguiente figura con el resultado de la interpolación de los puntos detectados como valles. También la operación realizada para la eliminación del baselinedrift.

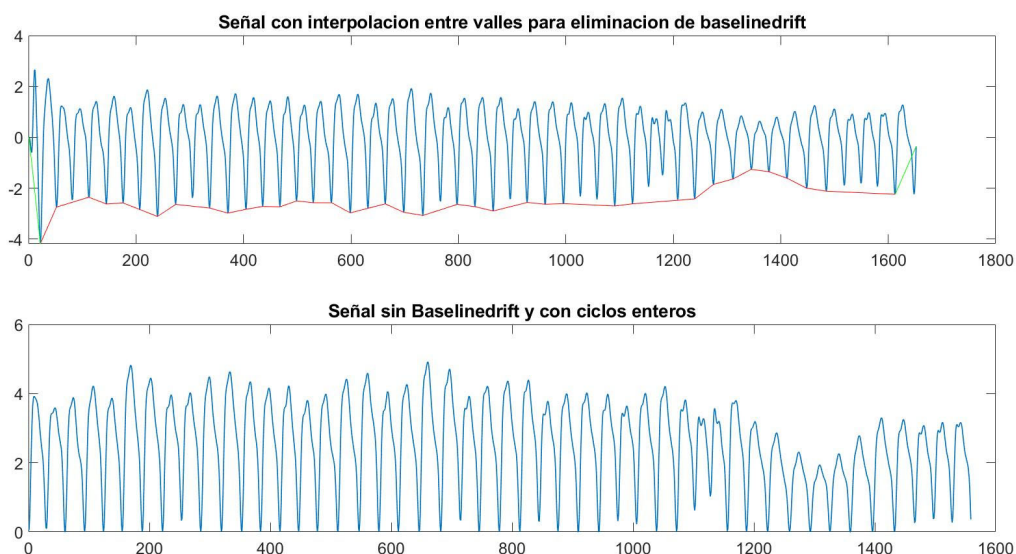


Figura 3-11. Preprocesado de la señal por algoritmo del montañero

Cabe destacar como en la imagen inferior de la Figura 3-11 se han eliminado dos lóbulos de la señal PPG, tanto

al inicio como al final. Este se realiza para evitar que la señal tenga partes incompletas de un pulso del ritmo cardíaco.

3.2.4.2 Mediante detección de máximos

Este método realiza la detección de los máximos de la señal PPG a tratar, resultando un método más básico y sencillo que el método anterior. Para ello, apoyándonos en las funciones de nuestro entorno de programación, se lleva a cabo la detección de picos de la señal. Para que se detecten los valle, para la eliminación de la deriva de base, se invierte la señal previamente a la detección de picos. De este modo:

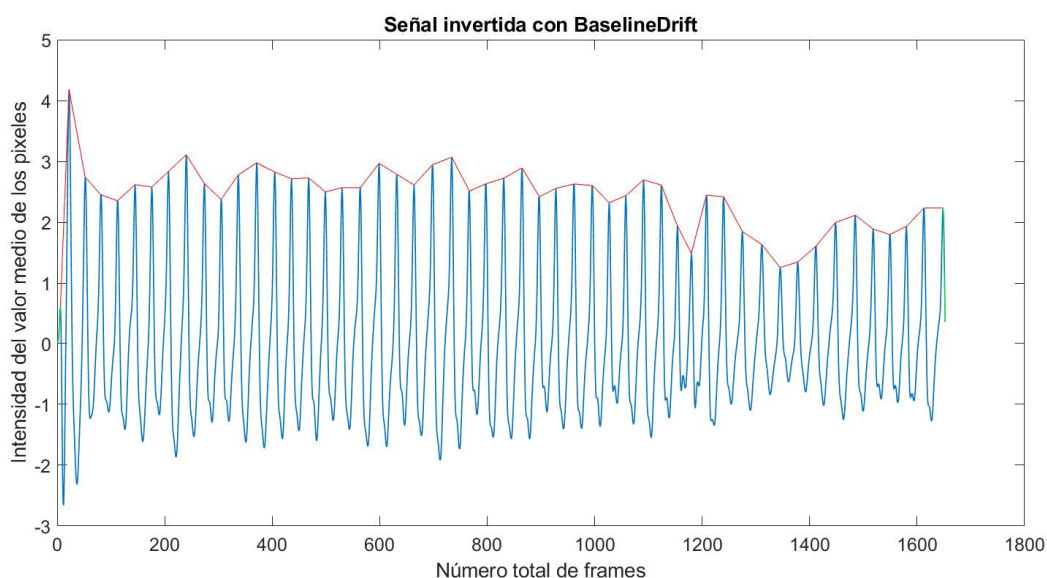


Figura 3-12. Detección de valles mediante algoritmo de picos

Cabe destacar el buen comportamiento de este método cuando se presenta una señal con los valles bien definidos, como se aprecia en la Figura 3-12, cuestión que no siempre será así. Aunque pueda presentar problemas, decidiremos su implementación a partir de los resultados obtenidos en el siguiente capítulo.

Una vez trazado el vector con la interpolación de puntos entre los valores detectados se procede a la eliminación de la deriva de base:

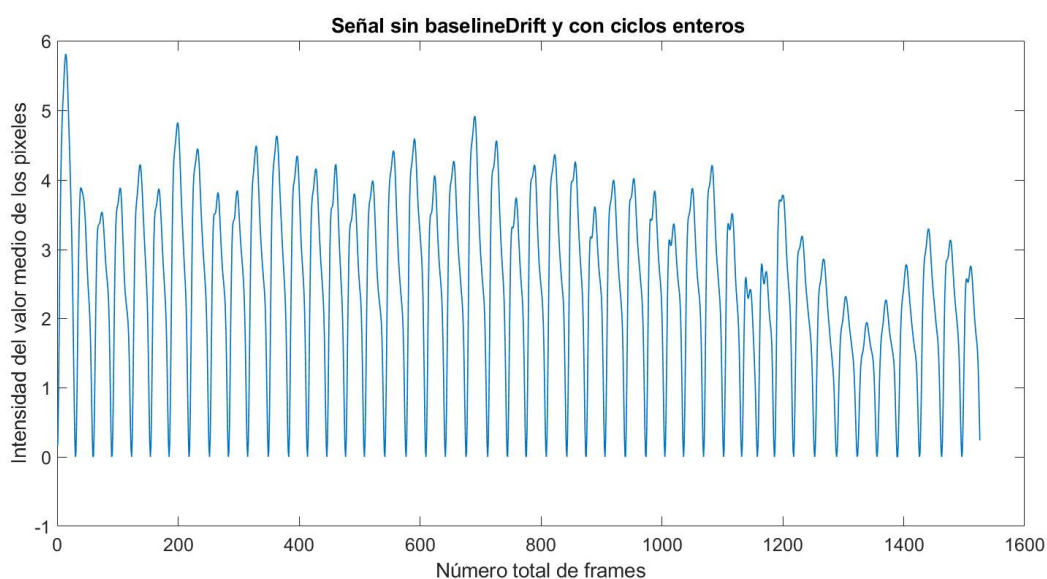


Figura 3-13. Preprocesado de la señal por algoritmo de picos

Una vez finalizado el preprocesamiento de la señal con alguno de estos métodos se procede al análisis final de

la señal para obtener el ritmo cardíaco.

3.2.5 Autocorrelación de la señal

En primer lugar, ya que el ritmo cardíaco no es una medida estable, se ha decidido obtener una variación del ritmo cardíaco durante los instantes que dure la señal. Es decir, se van a realizar distintas mediciones a lo largo de la seña con el fin de obtener la variación del ritmo cardíaco a lo largo del tiempo. Para ello se va a analizar la señal cada 4 segundos, fraccionando la señal original en el número de frames que correspondan a ese espacio de tiempo.

Posteriormente al fraccionamiento, se va a introducir el cálculo de la autocorrelación de señal, una herramienta estadística la cual nos permite encontrar patrones dentro de una señal, como la periodicidad de una señal enmascarada bajo el ruido o para identificar la frecuencia fundamental de una señal que, a priori, no contiene dicha componente.

Formalmente, la autocorrelación de una señal discreta R con un desfase j para una señal x_n es:

$$R(j) = \sum_n (x_n - m) \cdot (x_{n-j} - m) \quad (3-2)$$

donde m es el valor promedio de x_n .

De esta forma se lleva a cabo el análisis por bloques, de longitud correspondiente a 4 segundos, de la señal PPG:

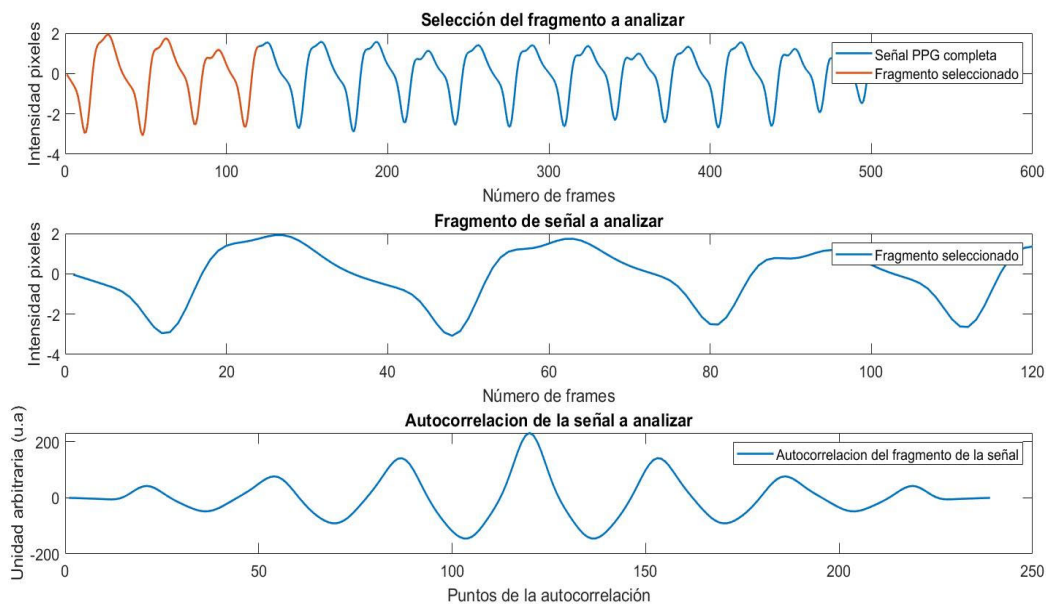


Figura 3-14. Autocorrelación de la señal PPG filtro BP

Una vez analizada la autocorrelación de la señal, obtenemos una serie de componentes que detonan la periodicidad de nuestra señal PPG. En la Figura 3-14 puede observar el resultado de esta operación antes una señal preprocesada mediante el filtrado paso banda, por lo que la señal resultante de la autocorrelación será la entrada de nuestro sistema de procesado.

Para el caso en el que se realice un filtrado de la señal mediante el análisis EMD, este se lleva a cabo sobre cada uno de los segmentos en los que se divide la señal. En primer lugar, se lleva a cabo la autocorrelación de la señal y, posteriormente, se realiza el análisis EMD, seleccionando el primer modo IMD como resultado de las operaciones realizadas.

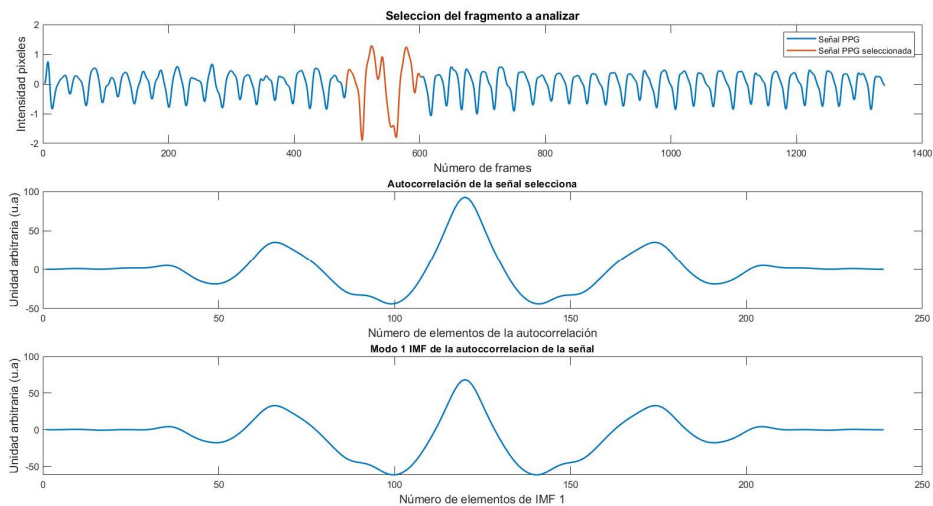


Figura 3-15. Filtrado EMD de la señal tras autocorrelación

En la Figura 3-15 se muestra el resultado del análisis EMD del resultado de la autocorrelación de la señal seleccionada, utilizando como entrada de la autocorrelación el primer modo IMF. El resultado de la autocorrelación se utiliza como entrada del sistema de procesado de la señal.

3.3 Procesado de la señal. Cálculo del ritmo cardíaco

Una vez realizado los distintos métodos de preprocesamiento de la señal, se procede con el análisis frecuencial de la señal obtenida de la autocorrelación del filtrado de la señal, que nos devolverá el resultado de la frecuencia cardíaca para ese instante evaluado. Así pues, se realizará el análisis FFT de la señal.

Aunque para cada instante analizamos las componentes frecuenciales correspondientes a 4 segundos, lo cual se aproxima a 120 muestras (la mayoría de las cámaras de móviles graban con una frecuencia de muestreo próxima a 30 fps), la señal a analizar es el resultado de la autocorrelación del fragmento a tratar de la señal, por lo que su duración será del doble menos una muestra de la duración. Es decir, según la definición de autocorrelación, para una señal con N muestras, el número de muestras de la señal resultante de la operación será de $2N-1$ muestras. De este modo, el análisis FFT deberá ser de al menos 239 muestras, que se tomarán en 256, al ser la potencia de 2 más cercana a ese valor.

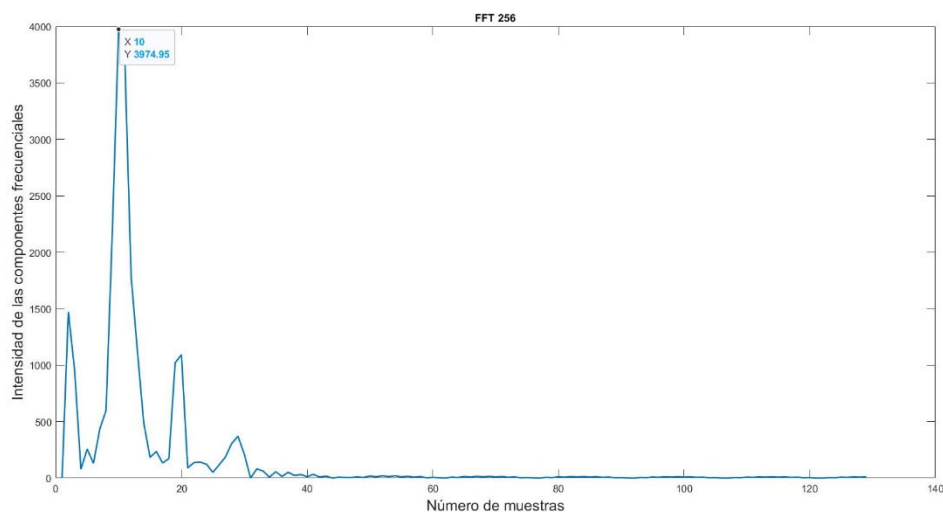


Figura 3-16. FFT 256

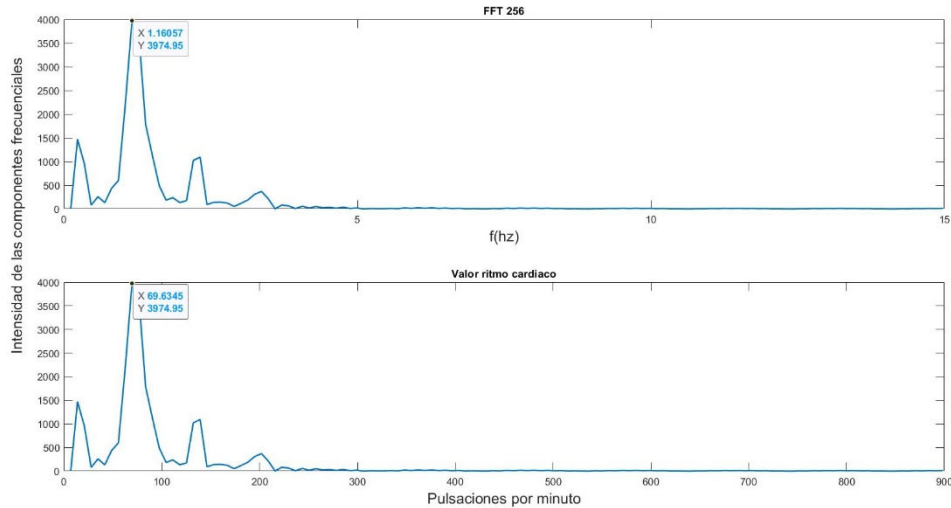


Figura 3-17. FFT 256 en hercios y ppm

En la Figura 3-16 se representa la FFT correspondiente a las componentes frecuenciales de la señal expresadas en muestras. Aunque no es hasta la Figura 3-17 donde se puede observar un análisis frecuencial de la señal PPG con mayor interés para nuestro estudio. Para obtener su componente frecuencia en hercios (componente relevante para el análisis HR) basta con dividir por la frecuencia de muestre de la señal. En este caso, la conversión a hercios (pulsaciones por segundo) se ha realizado la siguiente operación:

$$f(\text{Hz}) = N_m \cdot \frac{f_s}{NFFT} \quad (3-3)$$

donde N_m es el número de muestra que se quiere convertir en hercios, f_s la frecuencia de muestreo de la señal durante su adquisición y $NFFT$ la dimensión de la transformada de Fourier.

Aunque, una vez obtenida la componente frecuencial, nuestra prioridad es la conversión de frecuencia cardíaca a ritmo cardíaco, medido en pulsaciones por minuto. Por tanto, continuando con el análisis de la Figura 3-16, se puede observar la conversión a pulsaciones por minuto (ppm).

$$HR(\text{ppm}) = \text{Freq}_{card}(\text{Hz}) \cdot 60 \left(\frac{\text{s}}{\text{min}} \right) \quad (3-4)$$

siendo Freq_{card} la frecuencia cardíaca obtenida del máximo frecuencial de la FFT.

Concretamente, para el bloque analizado, el ritmo cardíaco final es 70 ppm. Este valor del ritmo cardíaco se corresponde con la frecuencia fundamental de la señal. Además, se pueden apreciar los armónicos de esa frecuencia fundamental alrededor de 140 ppm y 210 ppm, coincidiendo con los valores teóricos.

Aunque con este análisis se pueden obtener resultados buenos, introduciremos a continuación el concepto de zero-padding, ligado a la definición de la transformada de Fourier y a su resolución espectral.

Cuando hacemos la FFT generalmente obtenemos una resolución espectral satisfactoria, pero hay ocasiones en las que es posible que se desee aumentar la resolución del espectro para poder definir con precisión el valor de la frecuencia. Es por eso por lo que se aplica este relleno con ceros, los cuales no agregan nueva información

La función del relleno de ceros es llenar una señal muestreada en el tiempo con ceros antes de realizar la FFT, por lo que las muestras se interpolan en frecuencia. Esto nos da una mejor definición de la señal en el dominio de la frecuencia, es decir, un pico más fino y pronunciado, que se traduce en un ancho de banda más estrecho. De este modo resulta:

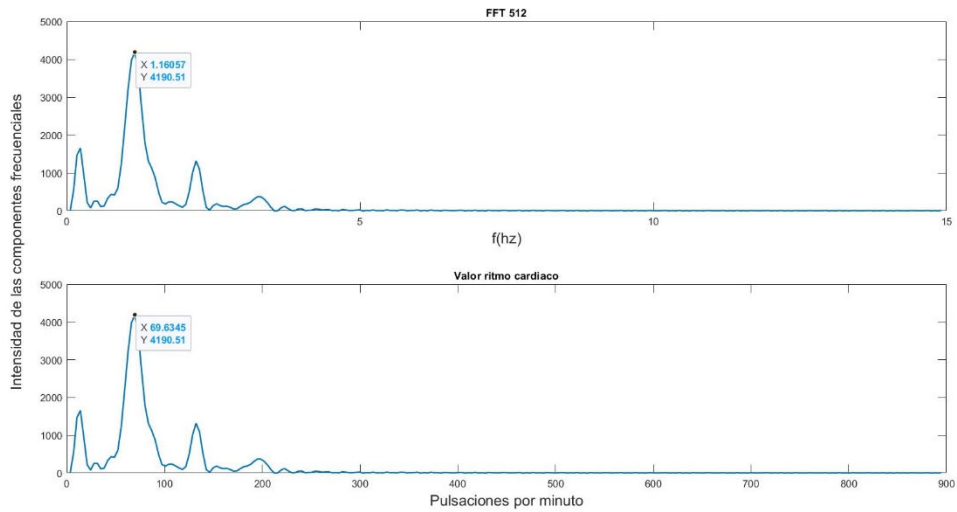


Figura 3-18. FFT 512 (Hz y ppm)

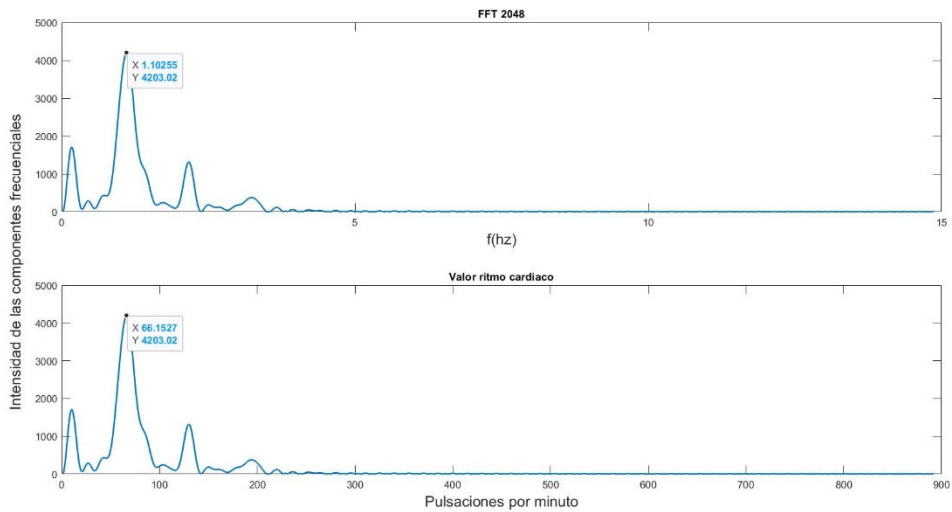


Figura 3-19. FFT 1024 (Hz y ppm)

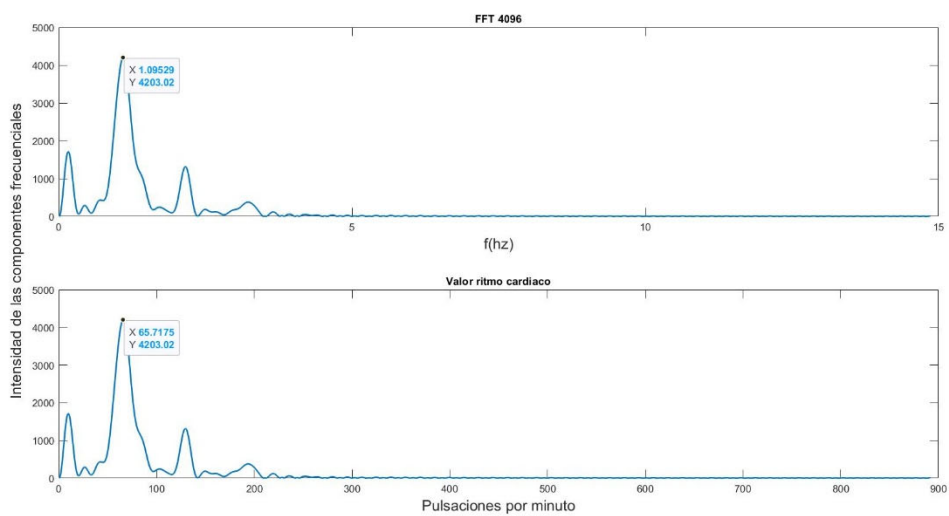


Figura 3-20. FFT 4096 (Hz y ppm)

Según se observar en las imágenes anteriores, se producen cambios en el ritmo cardíaco estimado según

aumentemos la precisión en frecuencia de la señal resultante de la FFT. Por tanto, ya que los cambios son apreciables a simple vista, se ha decidido implementar la FFT con 4096 puntos, considerando esta cantidad suficientes para una calidad espectral que permita obtener el ritmo cardíaco con precisión.

Para finalizar, se vuelven a realizar todos los análisis descritos para el resto de los bloques de 4 segundos en los que se compone la señal PPG a tratar, obteniendo la variación del ritmo cardíaco a lo largo de un periodo de tiempo.

Para la selección de los métodos que finalmente se van a emplear en el cálculo del ritmo cardíaco, se han llevado a cabo una serie de experimentos, con la combinación de los diferentes métodos que se han explicado en el presente capítulo. Por lo que, tanto los resultados como las conclusiones, se realizarán en el capítulo que se describe a continuación.

3.4 Pseudocódigo

A modo de resumen, los distintos procesos citados para la estimación del ritmo cardíaco siguen los siguientes procesos:

```

1: INICIO
2:   Adquisición de la señal
3:     Promediado de pixeles por fotograma
4:     Tiempo de seguridad (Recorte 3 segundos de vídeo inicio y final)
5:   Análisis de consistencia frecuencial
6:     Separación en bloques de 64 fotogramas
7:     Para todos los bloques
8:       If ((Dist. máximo frecuencial bloque[n] – Dist. máximo frecuencial bloque[n+1] < 2) && (Máximo
         frecuencial < Umbral))
9:         BloquesConsecutivos+=1
10:      Else
11:        BloquesConsecutivos=0
12:      If (BloquesConsecutivos >= 8)
13:        Opción 1: →Eliminación Baseline Drift →Filtrado
14:        Opción 2: →Filtrado→Autocorrelación
15:      Else
16:        →FIN
17:   Eliminación Baseline Drift
18:   Filtrado
19:     Opción 1: Filtro paso banda Butterworth
20:     Opción 2: EMD
21:   Autocorrelación
22:     Separación en bloques de 4 segundos
23:     Para cada bloque → Estimación ritmo cardíaco
24:   Estimación ritmo cardíaco
25:     FFT 4096 puntos
26:     Estimación ritmo cardíaco
27: FIN

```

4 RESULTADOS EXPERIMENTALES

EN el presente capítulo se van a describir los distintos resultados obtenidos, teniendo en cuenta que el estudio constituye una serie de procedimientos visto en capítulos anteriores. En este sentido, se tomarán los resultados de los cálculos realizados con la herramienta Matlab y se compararán con las medidas tomadas mediante un pulsioxímetro, utilizado como sistema de control de los resultados.

4.1 Configuración experimental

Esta sección presenta la configuración experimental para la demostración de los distintos métodos de cálculo propuestos en el pasado capítulo. Los experimentos se realizan utilizando dos dispositivos móviles, descritos más adelante, en un único usuario. Para la toma de medidas de referencia se ha utilizado un pulsioxímetro comercial, con características que se describen más adelante. Se desarrollan una serie de algoritmos en el entorno de programación de Matlab, que tendrá por entrada un vídeo grabado con los dispositivos móviles. Estos vídeos, con la luz del flash encendida, tendrán de entre 50 y 60 segundos, grabando la yema del dedo del usuario que va a medir su ritmo cardíaco.

Como se ha comentado en el párrafo anterior, se realizan medidas con diferentes dispositivos, ya sea como entradas para el algoritmo de cálculo del ritmo cardíaco, como para las medidas de control. Estos dispositivos con los siguientes:

- Pulsioxímetro comercial CocoBear. Sus especificaciones de medición referentes a la medición del ritmo cardíaco se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 4-1. Especificaciones pulsioxímetro

PR exactitud declarada	
Rango	25-250: ± 3 dígitos
Resolución	1 bpm
Período de actuación	1 s
Promedio de tiempo	8 s

- Dispositivos móviles:
 - o Huawei p10. Cámara de 12 megapíxeles, apertura focal $f/2.2$ y frecuencia de muestreo cercana a 30 fps (29.8 fps).
 - o Huawei p30 lite. Cámara de 48 megapíxeles, apertura focal $f/1.8$ y frecuencia de muestreo cercana a 30 fps (29.65 fps).

Por otro lado, se han realizado un total de 10 mediciones. Estas mediciones serán referenciadas como “Medición N”, durante el presente capítulo, apareciendo en las diferentes tablas que mostrarán los resultados de cada algoritmo. Los cinco primeros vídeos corresponden al primero de los dispositivos móviles, dejando los cinco últimos para el segundo de ellos, todos con una resolución de 1080x1920.

Las mediciones se han realizado en un entorno con buena iluminación y con el flash de la cámara encendido, minimizando los errores que puedan generarse por la iluminación del entorno. Además, las mediciones con el pulsioxímetro se han realizado de forma simultánea a la grabación de los vídeos, utilizándose como medida de control.

Por último, la forma habitual de representación de resultados se basará en una serie de valores, correspondientes al ritmo cardíaco, medido en pulsaciones por minuto, en un instante determinado de la toma de datos. A modo

de ejemplo, la siguiente tabla muestra los resultados obtenidos por el pulsioxímetro, mostrando la variación del ritmo cardíaco para cada instante de tiempo estimado.

Tabla 4–2. Medidas pulsioxímetro

Medidas pulsioxímetro	Variación del ritmo cardíaco cada 4 segundos (ppm)													
Medición 1	60	60	56	54	56	54	53	52	52	53	55	54	54	54
Medición 2	68	65	65	66	67	65	65	62	61	62	62	61	62	62
Medición 3	53	56	53	52	52	54	54	54	56	53	52	53	53	52
Medición 4	55	55	58	60	60	61	58	57	58	57	54	55	55	55
Medición 5	79	74	70	68	66	64	63	64	61	63	63	61	62	61
Medición 6	72	68	70	67	65	66	65	63	64	62	61	62	62	61
Medición 7	69	71	73	69	70	67	64	64	65	64	64	64	68	67
Medición 8	63	64	64	66	68	66	66	67	67	66	68	69	67	66
Medición 9	67	69	65	67	69	72	68	66	66	68	68	71	68	68
Medición 10	65	68	68	70	68	67	67	68	70	71	72	70	78	68

4.2 Resultado de algoritmos para el cálculo del ritmo cardíaco

A lo largo de esta sección se presentarán los resultados de los distintos algoritmos propuestos. Apoyándonos en los resultados obtenidos con el pulsioxímetro, se determinará la viabilidad de cada uno ellos.

Como entrada de cada una de las funciones se utilizarán los vídeos grabados, pudiendo observar así, las variaciones de los resultados de cada una de estas funciones. Además, cada una de las grabaciones será recortada previamente al análisis 3 segundos, tanto al inicio como al final, estimando esta duración como el tiempo que transcurre entre la correcta colocación del dedo en la cámara del dispositivo y el tiempo que transcurre al retirarlo.

En primer lugar, nos basaremos en un algoritmo simple, el cual no realiza ningún tipo de análisis de consistencia de la señal PPG obtenida, filtrado o tratamiento de la señal. Tan solo extrae la señal PPG de la grabación y realiza un análisis frecuencial mediante la transformada rápida de Fourier para cada uno de los canales obteniendo así la información sobre la frecuencia cardíaca de la señal.

El análisis de este método carece de valor para nuestro estudio y tan solo marca un punto de inicio en el desarrollo de la mejora de resultados.

4.2.1 Análisis de consistencia de la señal

A partir del primer algoritmo, se procede con la primera de las nuevas implementaciones, basadas en los estudios anteriores. Para ello, tras la obtención de la señal PPG y previo al análisis FFT, se realizan una serie de comprobaciones frecuenciales de la señal en bloques de 64 frames según se describe en el capítulo anterior.

Tabla 4-3. Medidas con análisis de consistencia frecuencial

Medidas estudio consistencia		Variación del ritmo cardíaco cada 4 segundos (ppm)													
Medición 1	R		55	56	61	29									
	G	62	59	54	49	60	29	51	54	54	56	54	55		
	B		52	59	61	48									
Medición 2	R	71	69	61	65	25	72	63	65	60	64	69			
	G	68	64	64	63	67	62	61	64	59	62				
	B	71	69	63	67	27	73	62	67	61	64	69			
Medición 3	R	58	64	29	27	54	41	55	53	59	48				
	G	54	54	25	47	50	54	56	59	58	57				
	B	25	62	48	28	49	28	56	53	62	55	29			
Medición 4	R	58	55	58	60	56	60	58	52	63	61				
	G	58	57	56	58	59	61	56	63	53					
	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-				
Medición 5	R	28	29	29	25	63	60	59	63	61	29	60	63	57	
	G	25	72	29	64	25	57	58	64	62	28	62	60	64	
	B	25	71	28	28	26	57	58	64	63	28	62	60	44	
Medición 6	R	29	32	34	64	55	62	66	61	61	62	63	62	25	36
	G	25	27	30	25	46	62	64	61	65	60	61	66	65	60
	B				65	26	69	60							
Medición 7	R	58	70	73	65	63	63	67	59	67	72	68	63	75	
	G	33	63	65	67	66	65	69	62	65	75	62	76		
	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		
Medición 8	R						77	64	71	65					
	G	72	68	66	67	63	33	69	75	68	71	63	67		
	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		
Medición 9	R	64	68	68	74	64	63	71	70	68	78	63			
	G	62	72	67	71	65	68	67	71	69	69				
	B		71	28	68	63									
Medición 10	R	68	72	66	70	70	67	73	71	74	68	69	71		
	G	67	72	66	67	70	66	73	72	73	68	69	72		
	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		

Gracias a los resultados obtenidos, se puede observar como el programa realiza una selección de los frames que presentan mayor consistencia frecuencial para su posterior análisis. Por tanto, pese a que el número de resultados obtenidos sea menor, la calidad de estos se ve incrementada, presentando una mayor semejanza a los datos de control.

Una forma interesante, y más legible, de analizar los datos es mediante el cálculo del error cuadrático medio de los resultados de salida. El error cuadrático medio (RMSE) mide la cantidad de error que hay entre dos conjuntos de datos. En otras palabras, compara un valor conocido y un valor estimado. Así es como se ve la fórmula RMSE:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum(E - C)^2}{n}} \quad (4-1)$$

Donde E es el valor esperado o la medida del control (pulsioxímetro en nuestro caso), C el valor obtenido con la estimación y n el número de elementos evaluados.

De esta forma, vamos a realizar el cálculo del error cuadrático medio del algoritmo base, antes de la implementación del análisis de consistencia frecuencial.

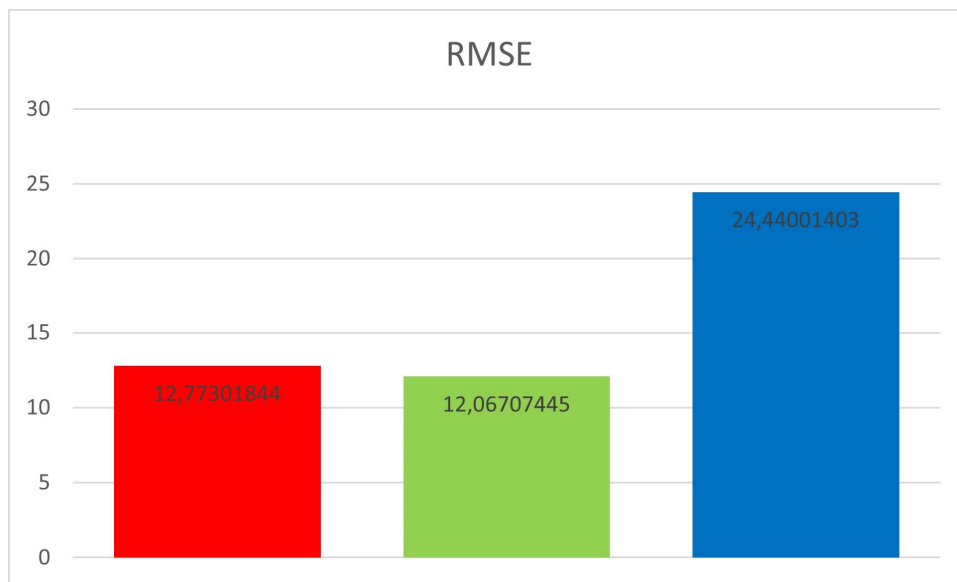


Figura 4-1. RMSE algoritmo inicial

Como puede apreciarse en la Figura 4-1, el valor del error cuadrático medio para el canal azul duplica el del resto de canales. Esto, aunado a los resultados de la Tabla 4-3, donde se aprecia como el canal azul no presenta una gran consistencia a la hora de su análisis espectral, además de presentar valores erróneos en los casos en que si se obtiene suficientes frames válidos para realizar el procesamiento de la señal, descartaremos el canal azul para el cálculo del ritmo cardíaco.

En el caso particular del error cuadrático medio calculado para el resultado de esta última implementación, se estiman valores de 12,3 y 12,05 para el canal rojo y verde respectivamente. Esto implica una leve mejoría en el resultado de nuestra estimación, suficiente como para poder considerarlo en el resto de los métodos que se van a realizar.

Otro aspecto importante que debemos tener en cuenta para la evaluación de nuestro sistema es la precisión o calidad del ritmo estimado. Para ello, definiremos un sistema que calcula qué parámetros presentan una desviación menor al 6% respecto al valor esperado (TP) y que valores, pese a considerarlo con suficiente consistencia frecuencial, presentan un error por encima del citado porcentaje (FP). Para esto, se realizará la siguiente operación ya definida en capítulos anteriores:

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4-2)$$

De este modo, el sistema estudiado presenta una precisión del 53,9% para el canal rojo y 65,4% para el canal verde.

Pese a una mejora en los resultados obtenido, sigue existiendo diferencia entre los resultados esperados y los resultados estimados por nuestro algoritmo, por lo que se continuará con otras implementaciones, conservando el análisis de consistencia frecuencial de la señal PPG.

Siguiendo con la investigación comentada al inicio de la sección, otro factor que se realiza es la asignación de un área de interés (ROI) del vídeo a analizar. Para ello se selección una región de rectangular de la grabación, un área de 32x32 píxeles. Posteriormente a la selección de esta ROI se realizan los mismos procedimientos

establecidos hasta ahora.

Tabla 4-4. Medidas con análisis de consistencia frecuencial y ROI

Medidas estudio consistencia		Variación del ritmo cardíaco cada 4 segundos (ppm)												
Medición 1	R	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	G	62	58	54	50	60	29	51	54	54	56	54	55	
Medición 2	R	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	G	68	64	65	65	29	60	62	65	57	63	-	-	
Medición 3	R	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	G	54	54	25	29	49	54	57	60	58	57	-	-	
Medición 4	R	25	54	58	61	56	61	58	51	63	61	-	-	
	G	-	-	-	-	62	57	62	54	-	-	-	-	
Medición 5	R	82	72	29	28	25	57	59	65	58	27	66	62	62
	G	-	-	-	-	-	-	-	-	27	63	59	61	-
Medición 6	R	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	G	25	65	29	25	25	61	65	62	63	60	63	67	64
Medición 7	R	79	70	25	64	62	62	68	61	67	73	69	64	75
	G	31	67	25	64	65	67	74	65	64	74	59	69	-
Medición 8	R	-	-	-	75	25	55	64	-	-	-	-	-	-
	G	-	63	66	73	28	-	-	-	-	-	-	-	-
Medición 9	R	61	71	68	70	67	69	67	71	66	69	-	-	-
	G	62	72	68	71	66	68	66	71	69	69	-	-	-
Medición 10	R	30	68	66	63	69	68	70	71	69	72	66	70	73
	G	66	70	65	65	70	67	72	73	72	69	68	72	-

En la pasada tabla se puede observar algunos cambios respecto a la Tabla 4-3. El principal cambio es el que acontece al canal rojo de la señal PPG.

Al reducir la zona de interés de la señal a tratar, el promedio de los píxeles que conforma cada una de las componentes de la señal PPG se calcula a partir de un número menor de píxeles. Según se puede analizar en la siguiente figura, la zona central de la yema del dedo contiene valores saturados al máximo de la señal roja (255), por lo que se pierde la información referente a ese canal.

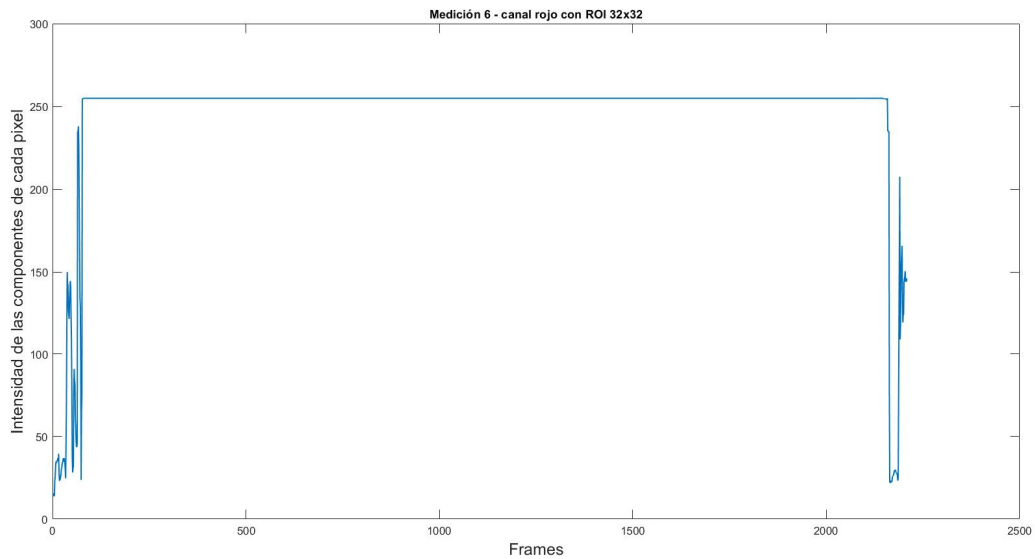


Figura 4-2. Ejemplo de señal PPG canal rojo saturado con ROI

En la Figura 4-2 se puede observar la saturación que se produce en los píxeles rojos al realizar el estudio de la señal PPG en un área delimitada. Para poder descartar finalmente este método, al menos, para la señal roja, se estudia la variación de la ROI con tamaños mayores.

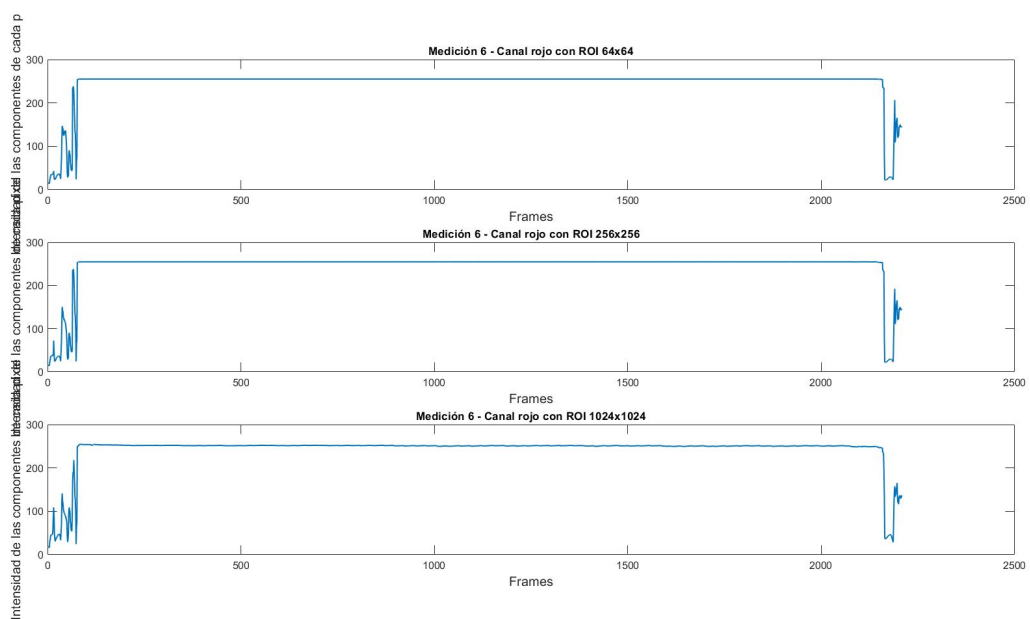


Figura 4-3. Variación de ROI para canal rojo

Por tanto, en base al comportamiento de la señal que se aprecia en la Figura 4-3, se ha decidido descartar el uso de una región de interés hasta el algoritmo final (aquel que presente mejores resultados). Es entonces cuando se volverá a aplicar una región de interés más pequeña sobre la señal y se observarán sus resultados para el canal verde.

4.2.2 Filtrado paso banda de la señal

Como se ha definido en capítulos anteriores, se ha realizado un filtrado paso banda para la señal PPG previo a su análisis FFT. El filtro seleccionado se trata de un filtro Butterworth, para el cual se han estudiado una serie de cambios de orden, ya que las frecuencias de paso se establecen dentro del normal comportamiento del ritmo cardíaco.

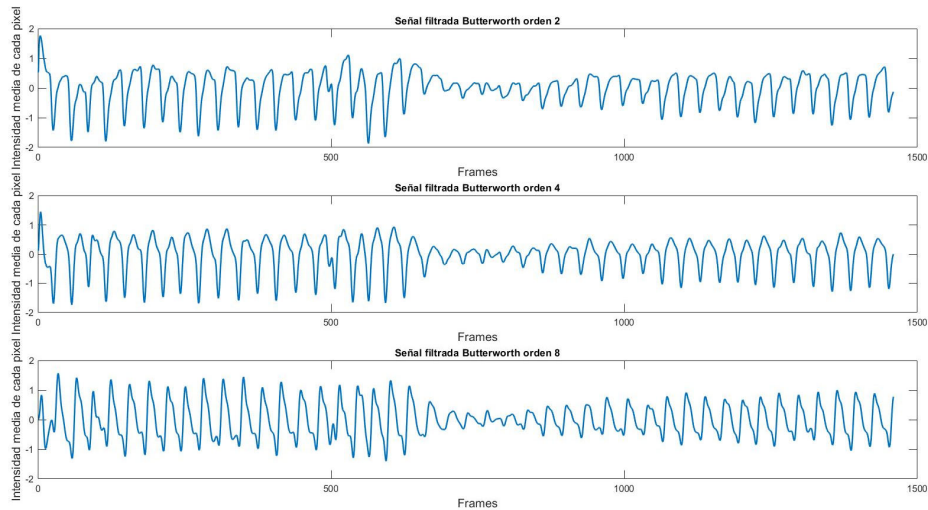


Figura 4-4. Filtrado de la señal PPG

En la Figura 4-4 se muestra la respuesta de una de las mediciones a distintos filtros. En ella se puede apreciar como la forma de la onda resultante del filtrado varía dependiendo del orden del filtro. Finalmente, se elige el último de los filtrados, de orden 8 y frecuencias de paso 0.66-3.33 HZ, ya que la forma de onda se asemeja más a la forma de onda teoría de una señal PPG.

En este punto, se realizan una serie de medidas para la señal PPG adquirida con el filtrado establecido. Algunos de los valores que se estiman para la variación del ritmo cardíaco a lo largo del tiempo son los siguientes:

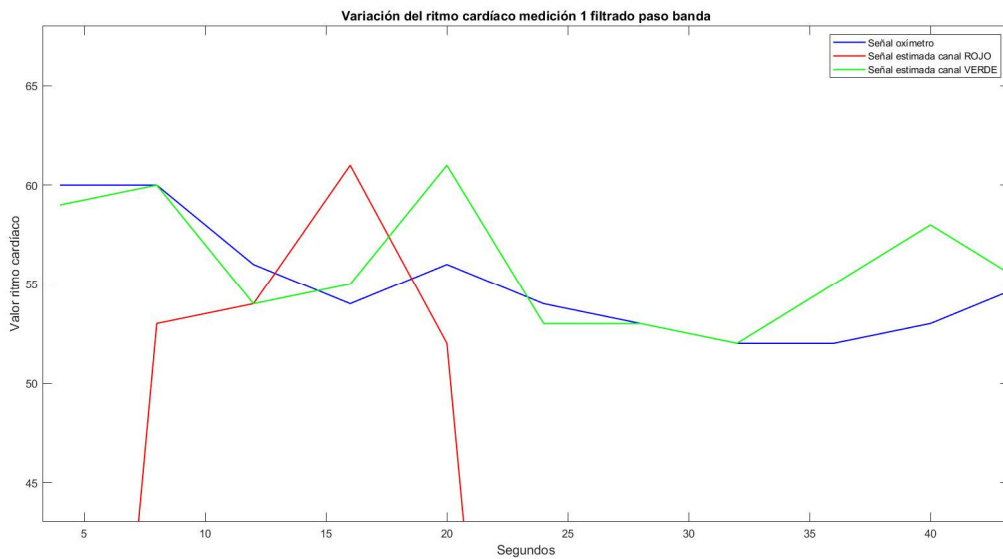


Figura 4-5. Variación ritmo cardíaco medición 1 BP

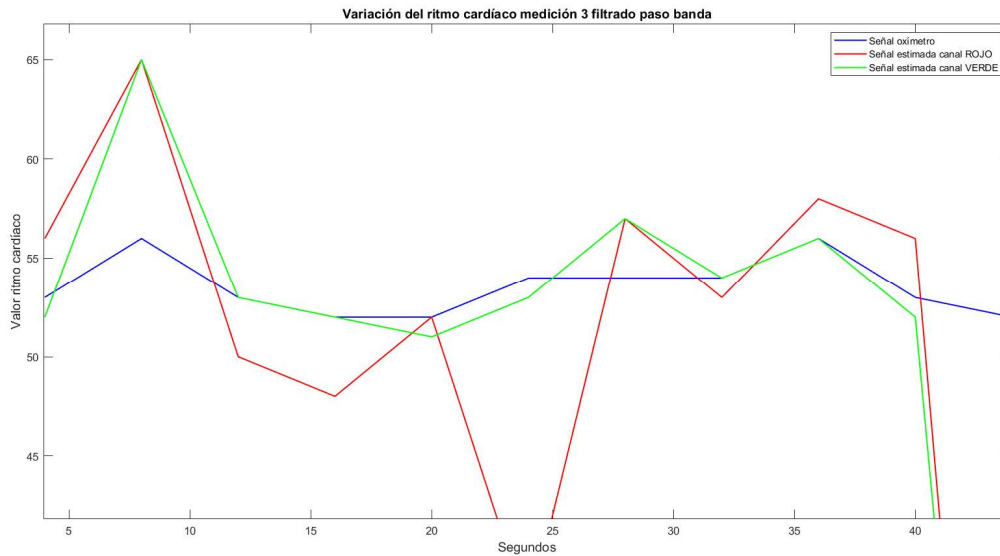


Figura 4-6. Variación ritmo cardíaco medición 3 BP

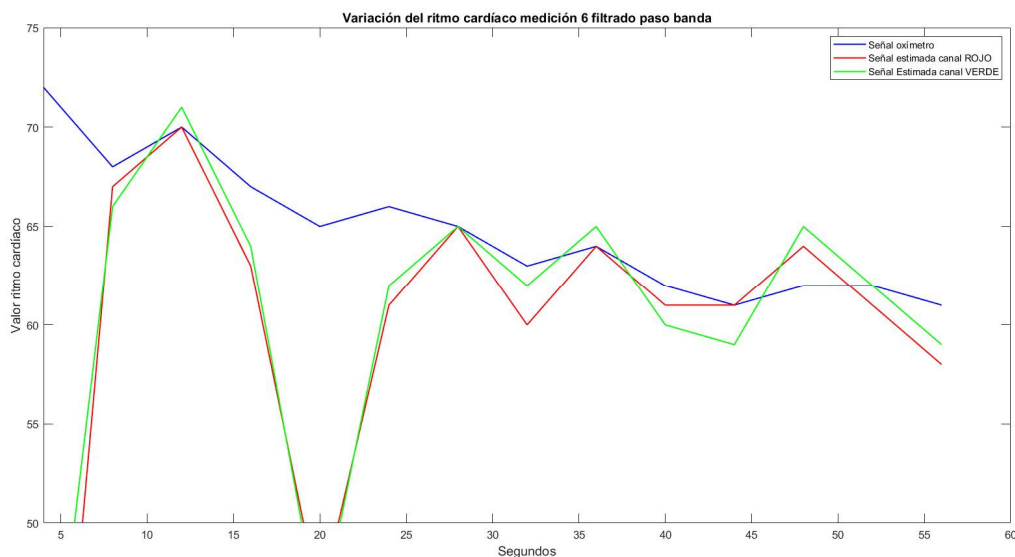


Figura 4-7. Variación ritmo cardíaco medición 6 BP

A partir de los resultados mostrados para algunas de las mediciones, se observa una mejora en el comportamiento del ritmo cardíaco frente a la Tabla 4-3. En esta ocasión, las estimaciones de ritmo cardíaco para cada uno de los bloques presentan valores más cercanos a los valores esperados, eliminando notablemente el número de bloques con estimaciones entre 20-30 pm. Por lo que se puede apreciar una notable mejoría en el cálculo de su RMSE con valores de 6,5 y 3,9 para el canal rojo y verde respectivamente. Además, para este método se obtiene una presión del 70,3% para el canal rojo y 86,8% para el canal verde, logrando una notable mejoría con esta nueva implementación.

4.2.3 Correlación y filtrado

Tras un estudio del filtrado paso banda Butterworth, en esta sección se va a realizar el estudio del comportamiento de la señal PPG al realizar la autocorrelación de esta. Para ello, además de su comportamiento con filtrado paso banda, se va a estudiar su comportamiento mediante el filtrado EMD descrito en capítulos anteriores. De esta forma, a alguno de los resultados del cálculo del ritmo cardíaco tras efectuar la FFT se muestra a continuación:

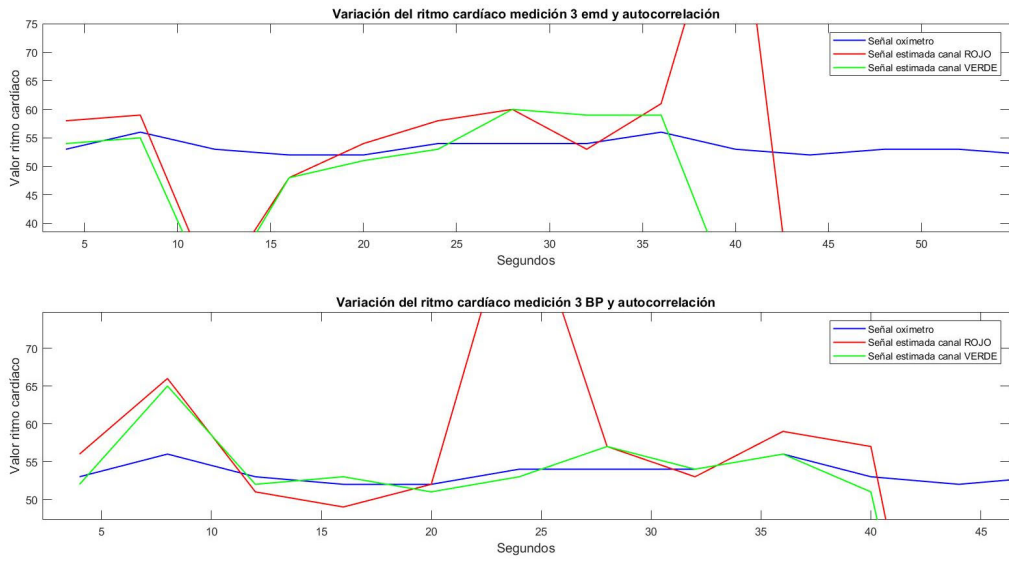


Figura 4-8. Variación ritmo cardíaco mediación 3 con filtrado y autocorrelación

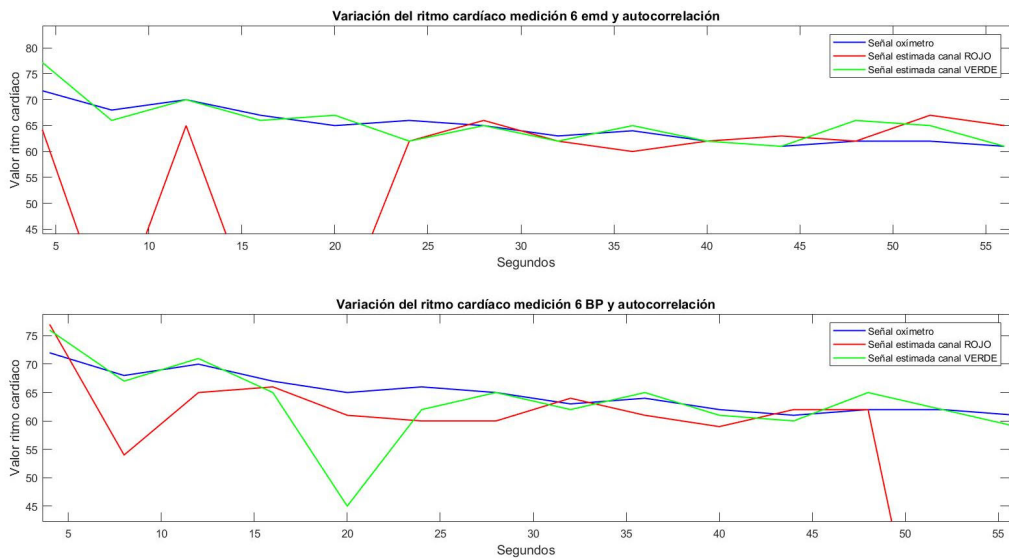


Figura 4-9. Variación ritmo cardíaco mediación 6 con filtrado y autocorrelación

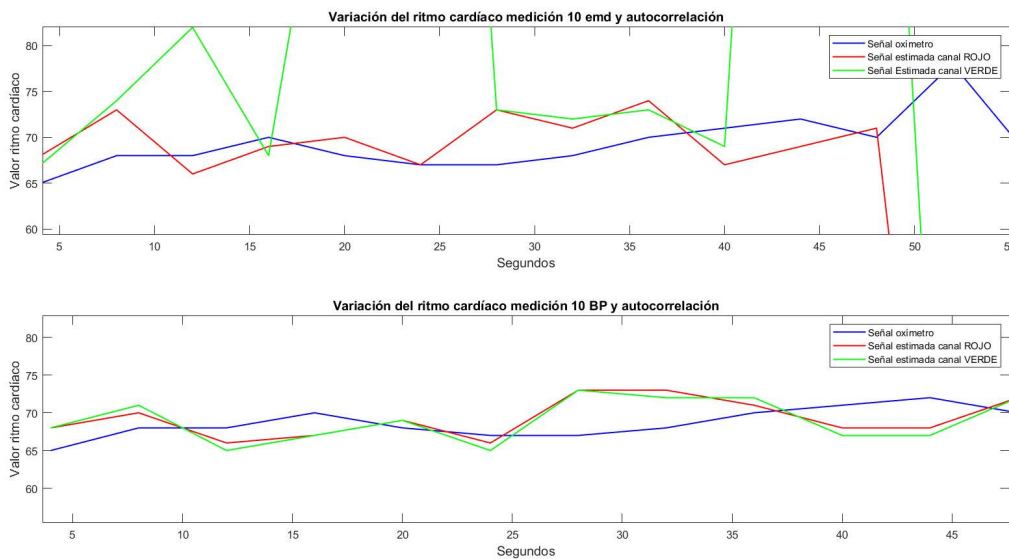


Figura 4-10. Variación ritmo cardíaco mediación 10 con filtrado y autocorrelación

Ya en las anteriores figuras (Figura 4-8, Figura 4-9, Figura 4-10), mas concretamente en la parte inferior de cada una de ellas, se puede apreciar una mejora en la estimación del ritmo cardíaco. De todos modos, para comparar los valores obtenidos para todas las mediciones, se realiza la siguiente tabla:

Tabla 4-5. Tabla comparativa filtro paso banda y EMD con autocorrelación

Autocorrelación y filtro paso banda	Factor a describir	Autocorrelación y filtrado EMD
10,4	RMSE Canal Rojo	20,6
2,6	RMSE Canal Verde	107,3
59,34%	Precisión Canal Rojo	46%
87,9%	Precisión Canal Verde	45,6%

Por tanto, se puede concluir que el algoritmo de preprocesado que presenta mejores resultados es mediante un filtrado paso banda y la posterior autocorrelación de la señal PPG.

4.2.4 Eliminación Baseline Drift

De acuerdo con el análisis realizado durante el pasado capítulo, se ha llevado a cabo la eliminación de la deriva de base de línea, con el fin de obtener cálculos menos erráticos, ya que este factor puede resultar desfavorable de cara al procesado de la señal. Estos métodos, se han implementado sobre la señal PPG resultante del filtrado paso banda inicial y antes de la autocorrelación. Del mismo modo, también se han hecho simulaciones de la eliminación de la deriva de base de línea para el resultado de la autocorrelación de la señal. De este modo, y de forma análoga a lo analizado en la pasada sección, se muestra las siguientes tablas:

Tabla 4-6. Tabla comparativa algoritmo Baseline Drift antes de filtrado y autocorrelación

Baseline Drift por picos antes de filtrado y autocorrelación	Factor a describir	Baseline Drift por montañoso antes filtrado y autocorrelación
9,9	RMSE Canal Rojo	13
15,5	RMSE Canal Verde	15
65,68%	Precisión Canal Rojo	65,7%
70%	Precisión Canal Verde	68,7%

Comparando los resultados mostrados en la Tabla 4-6, se puede observar un comportamiento similar en cuanto a la mejora de la estimación del ritmo cardíaco. Por lo que, a partir de la diferencia mostrada en la tabla se ha decidido seleccionar el algoritmo de eliminación de la deriva de base por algoritmo de picos como un posible método de evaluación de la señal PPG para la obtención del ritmo cardíaco, ya que presenta un menor número de valores distópicos.

Por otro lado, se evalúa la aplicación de la eliminación de la deriva de línea de base a la resolución de la autocorrelación.

Tabla 4-7. Tabla comparativa algoritmo Baseline Drift al resultado de la autocorrelación

Baseline Drift por picos de la autocorrelación	Factor a describir	Baseline Drift por montañoso de la autocorrelación
10,4	RMSE Canal Rojo	10,4
2,6	RMSE Canal Verde	2,6
59,3%	Precisión Canal Rojo	59,3%
89%	Precisión Canal Verde	89%

En la Tabla 4-7 se pueden observar las variaciones de la señal respecto a los métodos empleados anteriormente; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** Cabe destacar que no existen cambios entre

la aplicación de un método u otro al aplicarlo sobre la respuesta de la autocorrelación, por lo que en la próxima sección se tomará cualquiera de los métodos indistintamente.

4.3 Comparación de resultados

En esta sección, tras un análisis inicial de los resultados, y a modo de resumen, se exponen los resultados finales de los distintos métodos empleados.

Tabla 4–8. Análisis final métodos empleados

Método empleado	RMSE Canal Rojo	RMSE Canal Verde	Precisión Canal Rojo	Precisión Canal Verde
Análisis de consistencia de la señal [3]	12,3	12	53,9%	65,8%
Filtrado BP	6,5	3,9	70,3%	86,8%
Filtrado BP y autocorrelación	10,4	2,6	59,3%	87,9%
Filtrado EMD y autocorrelación	20,6	107,2	46%	45,6%
Eliminación BLD picos	9,9	15,5	70%	70%
Eliminación BLD montañoso	12	15	65,7%	68,8%
Filtrado BP, autocorrelación y BLD	10,2	2,6	59,3%	89%

Tras el análisis de las distintas opciones estudiadas en el presente capítulo, y en base a la Tabla 4–8, tanto por la cantidad de fotogramas que presentan consistencia frecuencial para el análisis, como por la precisión en la estimación del ritmo cardíaco, se ha decidido utilizar el algoritmo de filtrado paso banda de la señal y su posterior autocorrelación y eliminación de la deriva de la línea de base, únicamente para el canal verde de la señal PPG. Con este método conseguimos un sistema que minimiza el error cuadrático medio y consigue una precisión cercana al 90%.

Por último, y en línea con lo visto en secciones anteriores, se va a estudiar el comportamiento del algoritmo estableciendo con una región de interés centrada en la imagen adquirida por la cámara de nuestro dispositivo. Ya que finalmente se utilizará el canal verde, no existen problemas de saturación de los valores. Algunos de los valores establecidos para este nuevo método, con una ROI de 32x32 píxeles, respecto a los ya calculados, son los siguientes:

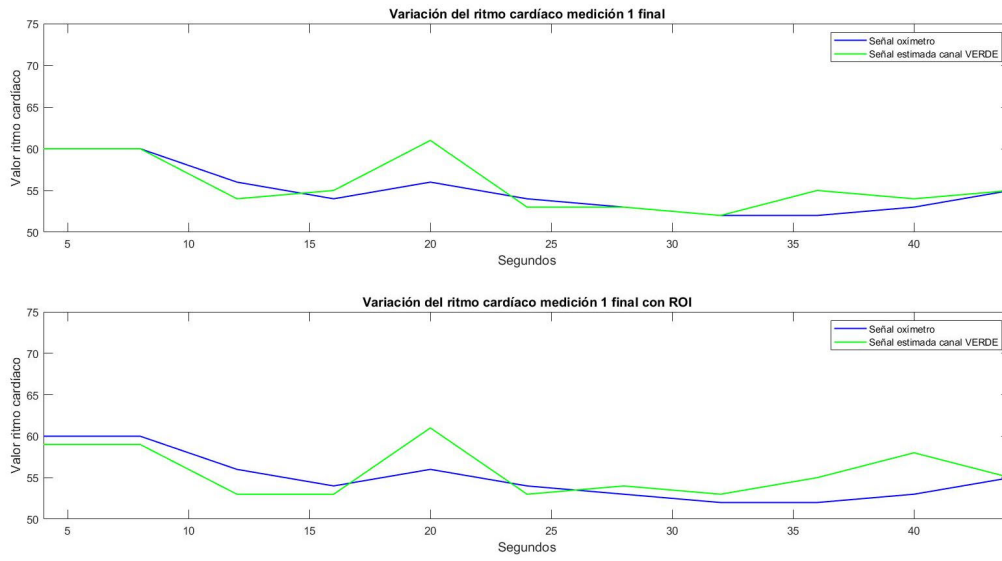


Figura 4-11. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 1

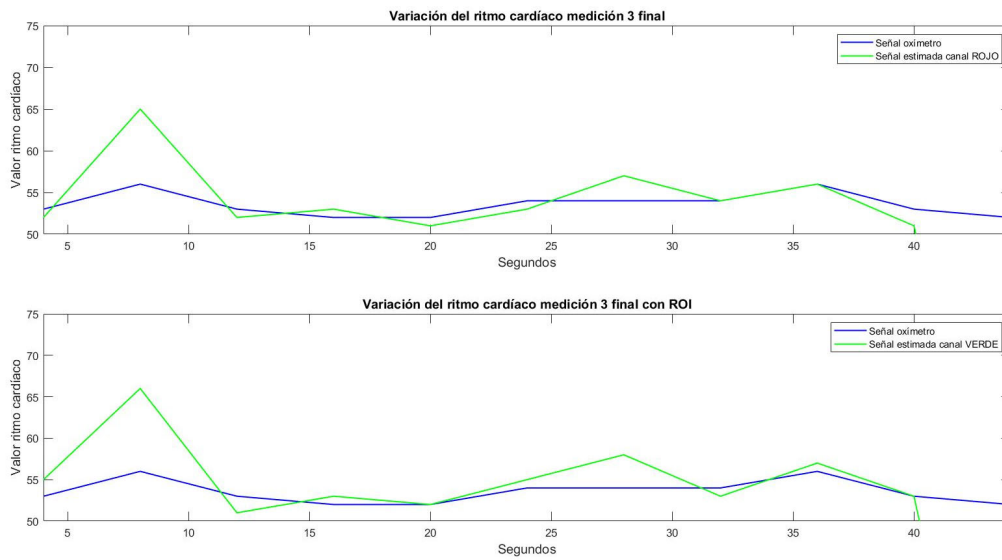


Figura 4-12. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 3

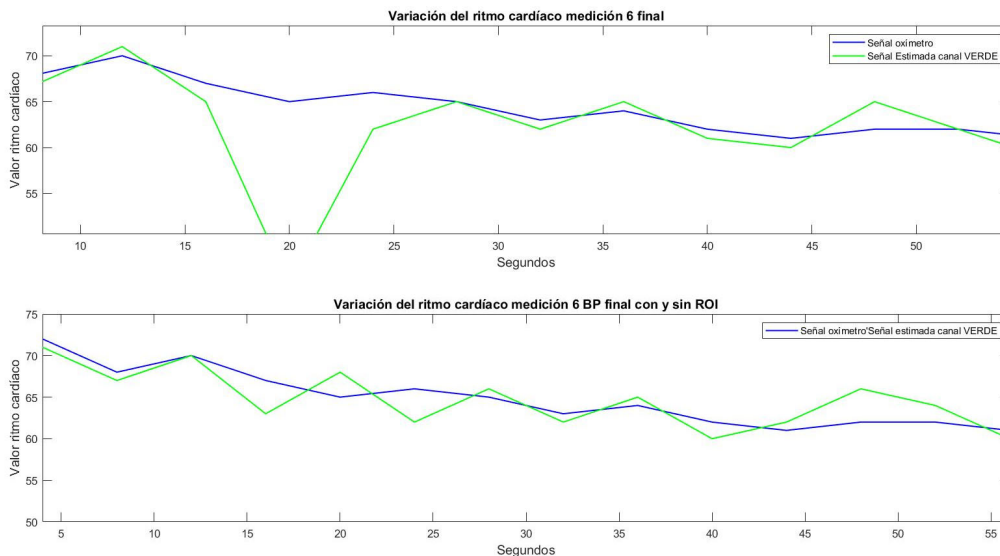


Figura 4-13. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 6

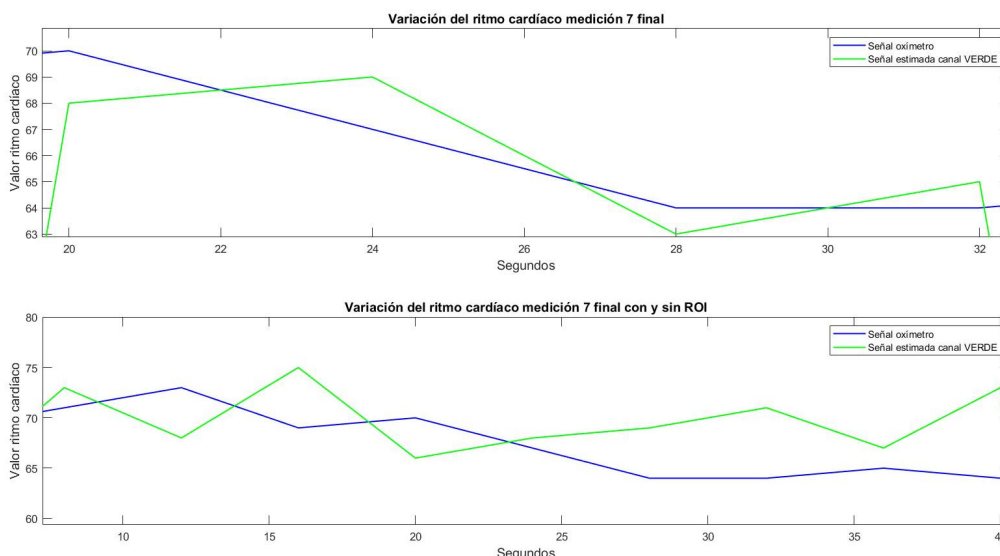


Figura 4-14. Estimación ritmo cardíaco para algoritmo final con y sin ROI medición 7

Tras los resultados obtenidos en las pasadas figuras, se puede observar a simple vista una buena estimación del ritmo cardíaco. Por lo que, con el objetivo de comparar este sistema con nuestro algoritmo anterior, se ha realizado un análisis de la presión del sistema, obteniendo un 71,3%. Además de un porcentaje de precisión menor, se observa como uno los vídeos deja de presentar un número de fotogramas consecutivos con suficiente consistencia frecuencial.

Por tanto, ante estos datos, se implementará finalmente el sistema con la estimación del ritmo cardíaco para todo los pixeles de cada fotograma, mediante el análisis FFT de 4096 puntos sobre una señal PPG preprocesada con un filtrado paso banda, autocorrelación y eliminación de la deriva de base para los valores de la autocorrelación.

A modo de representación de los resultados obtenidos finalmente, se muestran una serie de figuras con la estimación del ritmo cardíaco final.

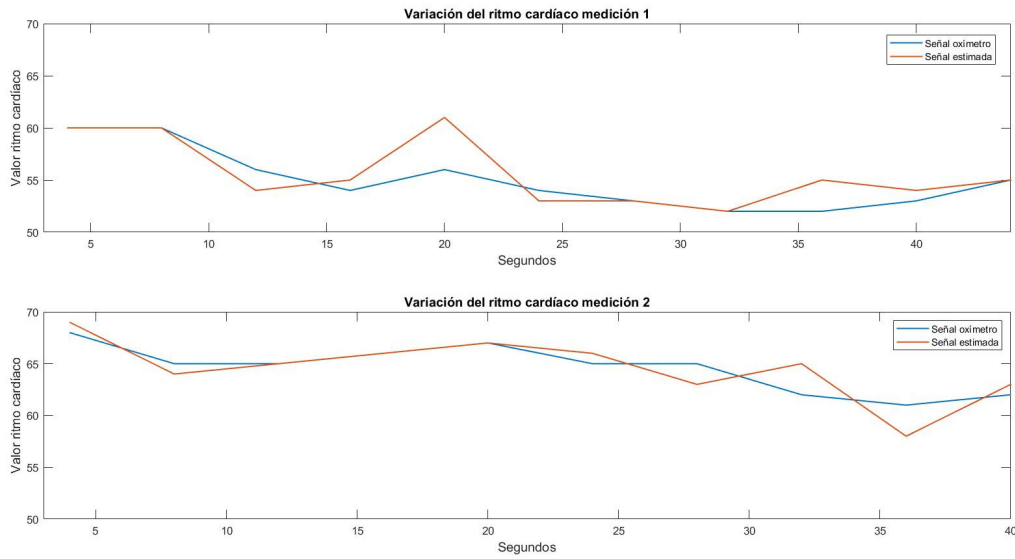


Figura 4-15. Ejemplo 1 estimación ritmo cardíaco final

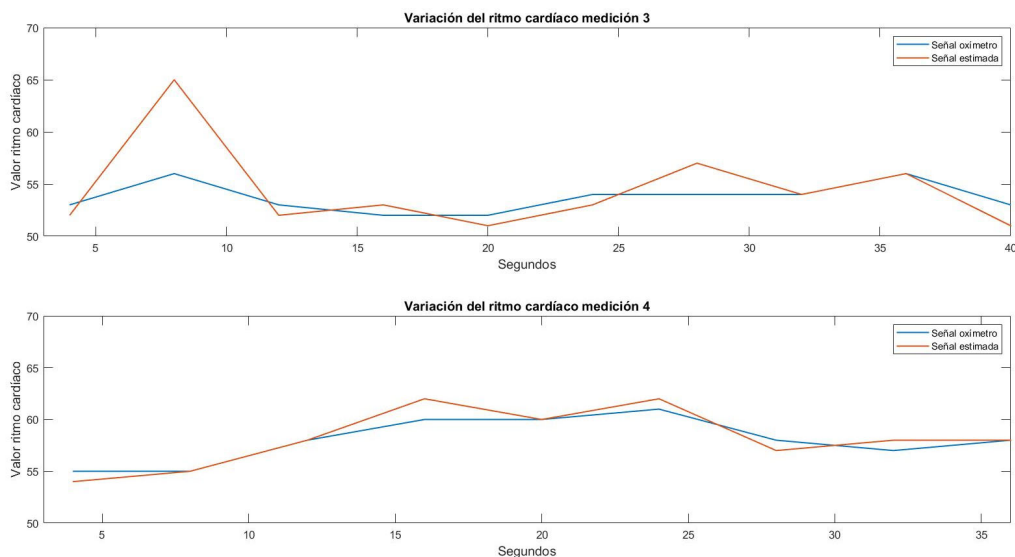


Figura 4-16. Ejemplo 2 de estimación ritmo cardíaco final

4.4 Diagrama de flujo del algoritmo

Tras las simulaciones realizadas durante el presente capítulo, y en vista de los resultados obtenidos, se presenta el siguiente diagrama de flujo con el algoritmo final empleado para la estimación del ritmo cardíaco cada 4 segundos. En éste, se pueden indentificar las distintas actividades que intervienen en nuestro proceso de estimación del ritmo cardíaco, comenzando con al adquisición de la señal. La adquisición se realizará con el flash de la cámara encendido, maximizando la captación de la señal PPG.

Seguidamente se llevan a cabo los distintos métodos de preprocesado de la señal, por los cuales se realiza el análisis de consistencia frecuencial de la señal, se realiza el filtrado paso banda Butterworth, la autocorrelación de cada ventana de tiempo en la que se divide nuestra señal y por último la eliminación de la deriva de base del resultado de la autocorrelación.

Tras este preprocesado se realiza la transformada rápida de Fourier de la ventana que estemos analizando. Mediante este análisis frecuencial se calcula la frecuencia cardíaca para un instante de tiempo de nuestro análisis PPG y, finalmente, se estima el ritmo cardíaco.

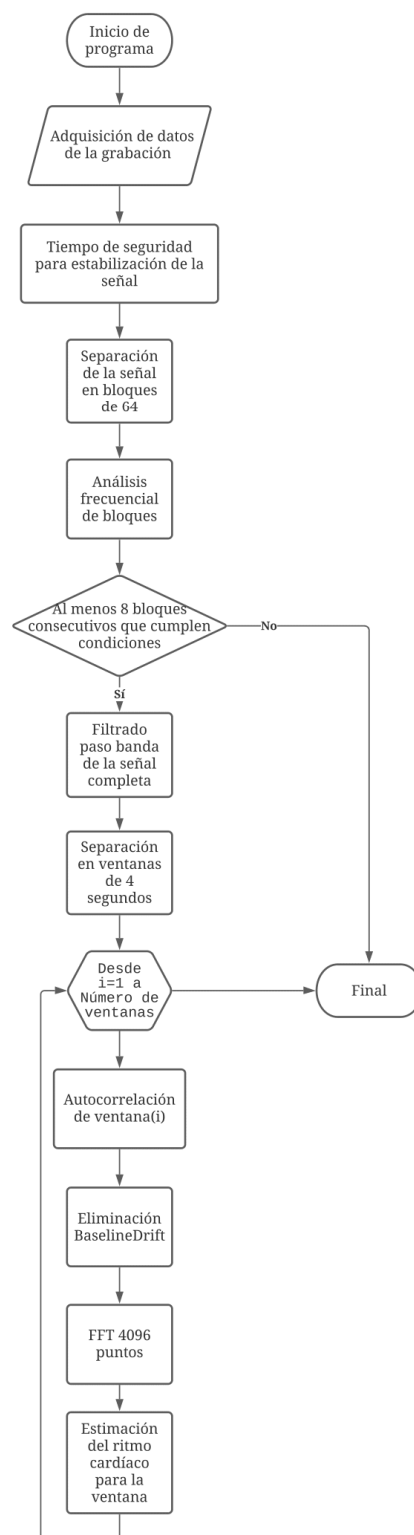


Figura 4-17. Diagrama flujo programa algoritmo final

5 CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1 Conclusiones

A lo largo de este proyecto se ha presentado un método basado en el análisis PPG por contacto, que puede estimar de manera efectiva la frecuencia cardíaca de un usuario, cubriendo la cámara con la punta de su dedo. El método detecta si el dedo está colocado correctamente sobre la cámara, mediante la implementación de un sistema que juzga la calidad de la señal del vídeo de entrada. El sistema propuesto reduce así los errores en la estimación de la frecuencia cardíaca y produce resultados más consistentes. Además, se han llevado a cabo distintos métodos de preprocesado de la señal, que nos ha llevado a una notable mejora en la estimación del ritmo cardíaco.

Se han realizado un conjunto experimentos empleando las distintas alternativas propuestas para la detección de la señal, filtrado y tratamiento. Los distintos resultados obtenidos han sido controlados a partir de unas medidas de control tomadas mediante un pulsioxímetro de forma simultánea a la grabación de los vídeos.

De entre todas las alternativas propuestas, destaca el filtrado de la señal, la cual presenta el mejor de los resultados y marca una mejora en la fiabilidad de la estimación, ya que la señal PPG original, debido a distintas circunstancias, es una señal muy ruidosa. Eliminando los distintos componentes ruidosos que quedan fuera de la frecuencia cardíaca natural, obtenemos un salto en la calidad de la estimación que se realiza.

Otro factor clave para un correcto funcionamiento del método propuesto es la utilización del flash de la cámara. Aunque las grabaciones se han realizado en entornos controlados con buena iluminación, el objetivo de este proyecto es que se puedan realizar mediciones en cualquier entorno, para lo cual la obtención de una señal con el flash de la cámara es fundamental, ya que facilita la adquisición de una señal con la calidad suficiente para ser procesada.

Por tanto, gracias a las distintas implementaciones realizadas, se ha llegado a crear un sistema robusto, con cerca de un 90% de precisión, realizando estimaciones cada 4 segundos. Esto supone una mejora entre los distintos métodos ya existentes para cálculo del ritmo cardíaco, ya que estos definen métodos de estimación de la frecuencia cardíaca en ventanas de tiempo mayores.

5.2 Líneas futuras

Respecto a las líneas futuras, cabe destacar la importancia del continuo desarrollo de este proyecto, ya que existen diferentes vías.

Una de ellas podría ser la implementación de un filtro adaptativo con el fin de mejorar la respuesta de la señal PPG [15]. Debido a que la frecuencia cardíaca es una variable que presenta una variación con el tiempo, la aplicación de filtros adaptativos permitiría un mejor ajuste de la señal PPG cuando ésta presente grandes variaciones en el tiempo. Definirla mejor implicaría una mejora en la calidad de nuestro sistema, llegando incluso a poder disminuir la ventana de tiempo de análisis de nuestra señal.

Por otro lado, se podría estudiar el comportamiento de nuestro algoritmo con distintos espacios de color, como puede ser el HSV [14], el cual presenta una mayor solidez ante los cambios de iluminación del entorno donde se realizan las medidas.

Otro estudio interesante para abordar en un futuro consiste en la eliminación del ruido de la señal mediante el modelado de una señal PPG como suma de dos señales gaussianas [16]. Generando una señal modelada matemáticamente se asegura, a priori, un mejor resultado de los análisis.

Además, de todos los métodos de preprocesado de la señal propuestos en los párrafos anteriores, se podrían realizar nuevos estudios sobre la obtención de la frecuencia cardíaca mediante procesados de la señal distintos al análisis frecuencial mediante la FFT. Por un lado, se podría realizar mediante el análisis de la distancia entre picos [12], todo ello en el caso de que obtengamos una muy poco ruidosa. Por otro lado, y atendiendo a la Figura 3-13, si se realiza una buena eliminación de la deriva de la línea de base, se podría realizar la estimación mediante

el conteo de valles.

Otra opción sería calcular el ritmo cardíaco analizando directamente el resultado de la autocorrelación de la señal, encontrando en el primer pico la frecuencia fundamental de la muestra.

Por último, otra de las futuras líneas de desarrollo de este proyecto es la implementación del algoritmo en dispositivos móviles, ya sea para entornos Android o Iphone, que permitan la estimación del ritmo cardíaco en tiempo real.

REFERENCIAS

- [1] A. B. Hertzman, "THE BLOOD SUPPLY OF VARIOUS SKIN AREAS AS ESTIMATED BY THE PHOTOELECTRIC PLETHYSMOGRAPH," *American Journal of Physiology-Legacy Content*, vol. 124, no. 2, pp. 328–340, Oct. 1938, doi: 10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328.
- [2] J. Weinman, A. Hayat, and G. Raviv, "Reflection photoplethysmography of arterial-blood-volume pulses," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 15, no. 1, pp. 22–31, 1977, doi: 10.1007/BF02441571.
- [3] A. Pal, A. Sinha, A. D. Choudhury, T. Chattopadhyay, and A. Visvanathan, "A robust heart rate detection using smart-phone video," *Proceedings of the International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing (MobiHoc)*, pp. 43–48, 2013, doi: 10.1145/2491148.2491156.
- [4] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement.," *Physiological measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1-39, Mar. 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [5] A. Buchs, Y. Slovik, M. Rapoport, C. Rosenfeld, B. Khanokh, and M. Nitzan, "Right-left correlation of the sympathetically induced fluctuations of photoplethysmographic signal in diabetic and non-diabetic subjects," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, no. 2, pp. 252–257, 2005, doi: 10.1007/BF02345963.
- [6] J. de Trefford and K. Lafferty, "What does photoplethysmography measure?," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 22, no. 5, pp. 479–480, 1984, doi: 10.1007/BF02447713.
- [7] C. Z. Wang and Y. P. Zheng, "Comparison between reflection-mode photoplethysmography and arterial diameter change detected by ultrasound at the region of radial artery," *Blood Pressure Monitoring*, vol. 15, no. 4, pp. 213–219, 2010, doi: 10.1097/MBP.0b013e328338aada.
- [8] J. SEVERINGHAUS and Y. HONDA, "Pulse Oximetry," *International anesthesiology clinics*, vol. 25, pp. 205–214, Feb. 1987, doi: 10.1097/00004311-198702540-00009.
- [9] J. Nieveen, L. B. van der Slikke, and W. J. Reichert, "Photoelectric Plethysmography Using Reflected Light," *Cardiology*, vol. 29, no. 3, pp. 160–173, 1956, doi: 10.1159/000165601.
- [10] A. C. Dassel, R. Graaff, M. Sikkema, A. Meijer, W. G. Zijlstra, and J. G. Aarnoudse, "Reflectance pulse oximetry at the forehead improves by pressure on the probe.," *Journal of clinical monitoring*, vol. 11, no. 4, pp. 237–244, Jul. 1995, doi: 10.1007/BF01617518.
- [11] W. Wang, "Robust and automatic remote photoplethysmography," 2017.
- [12] P. Pelegris, K. Banitsas, T. Orbach, and K. Marias, "A novel method to detect heart beat rate using a mobile phone," *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, pp. 5488–5491, 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626580.
- [13] E. Jonathan and M. J. Leahy, "Cellular phone-based photoplethysmographic imaging," *Journal of Biophotonics*, vol. 4, no. 5, pp. 293–296, 2011, doi: 10.1002/jbio.201000050.
- [14] A. Pal, A. Visvanathan, A. D. Choudhury, and A. Sinha, "Improved heart rate detection using Smart Phone," *Proceedings of the ACM Symposium on Applied Computing*, pp. 8–13, 2014, doi: 10.1145/2554850.2554888.
- [15] A. D. Choudhury, A. Misra, A. Pal, and R. B. B, "HeartSense : Estimating Heart Rate from Smartphone Photoplethysmogram," pp. 203–209, 2015, doi: 10.1007/978-3-319-19656-5.
- [16] R. Banerjee, A. Ghose, A. Dutta Choudhury, A. Sinha, and A. Pal, "Noise cleaning and Gaussian modeling of smart phone photoplethysmogram to improve blood pressure estimation," *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, vol. 2015-Augus, pp. 967–971, 2015, doi: 10.1109/ICASSP.2015.7178113.

