

Grado en Ingeniería en Tecnologías de la Telecomunicación



Trabajo Fin de Grado

Procesado de Señales Biomédicas para la Estimación de la
Presión Arterial

Autor: D. Amir Sadat Fazel

Tutor: D. Juan Jesús García Domínguez

2019

Universidad de Alcalá
Escuela Politécnica Superior

**Grado en Ingeniería en Tecnologías de la
Telecomunicación**

Trabajo Fin de Grado

**Procesado de Señales Biomédicas para la Estimación
de la Presión Arterial**

Autor: D. Amir Sadat Fazel

Tutor: D. Juan Jesús García Domínguez

Tribunal

Presidente: D.^a Ana Jiménez Martín

Vocal 1º: D.^a Elena López Guillén

Vocal 2º: D. Juan Jesús García Domínguez

Calificación:.....

Fecha: 27 de septiembre de 2019

Agradecimientos

A mis seres queridos.

Este trabajo es fruto de una pequeña parte de todo el esfuerzo, la paciencia, la profesionalidad y el compañerismo que he tenido la suerte de recibir por parte de las personas que tuvieron que lidiar conmigo de una manera u otra, durante esta etapa universitaria. Qué menos que agradecer a Juan Jesús García y Ana Jiménez, toda la dedicación que han demostrado, y no solo como tutores sino como personas entregadas a la labor que desempeñan, enfocándose siempre en mi aprendizaje y poniendo a mi disposición todos los medios materiales y humanos a su alcance para facilitar la ejecución de este trabajo. ¡Gracias a los dos! Agradecer también a todas las personas del entorno universitario que me marcaron durante la carrera, con especial mención a los profesores José Piñero Ave, Juan Antonio Carral Pelayo, Pablo López Espí, Juange Alcázar Arribas, Miguel Ángel García Garrido y Francisco López Ferreras. Finalmente, agradecer a quienes siempre han estado conmigo, en las buenas, las malas y las peores, quienes me han aguantado, apoyado y me han dado la mano en los momentos más complicados, quienes nunca se rindieron y nunca me dejaron rendirme; a mis amigos Alberto, Dani y Germán, solo deciros que sea cual sea el camino, lo que más sentido le da es que lo recorramos juntos, convirtiendo el camino en viaje y el viaje en Aventura, ahora y siempre; a mis padres, mi hermano y mis hermanas, espero poder devolveros una pequeña parte de todo el amor incondicional que me habéis dado; y a ti Pame, simplemente gracias, gracias por tantos días y tantas noches, por tanto esfuerzo y tanta paciencia, por mis amores de siempre y los que vendrán, por existir, ¡qué suerte haberte encontrado!

Índice general

Índice general.....	6
Índice de tablas.....	8
Índice de diagramas.....	8
Índice de figuras.....	8
Glosario.....	11
Resumen.....	13
Palabras clave.....	13
Abstract.....	13
Keywords.....	13
Memoria	14
1. Introducción	15
1.1. Motivación.....	15
1.2. Objetivos	15
1.3. Metodología	16
1.4. Estructura de la memoria	17
2. Estado del arte.....	18
2.1. Situación actual.....	18
2.2. Propuesta.....	19
3. Análisis del problema.....	21
3.1. Análisis de requisitos	21
3.2. Análisis de posibles soluciones.....	21
3.2.1. Parámetros fisiológicos para la estimación de la BP	21
3.2.2. Análisis de eficiencia algorítmica	27
3.2.3. Detección de valores de interés.....	27
3.3. Costes.....	29
4. Algoritmo propuesto.....	30
4.1. Elección de la metodología	30
4.2. Diseño del algoritmo	31
4.2.1. Etapa de adquisición	32
4.2.2. Etapa de acondicionamiento de la señal	33
4.2.3. Etapa de detección de máximos.....	36

4.2.4.	Descarte y acotamiento de los vectores de los máximos	41
4.2.5.	Cálculo del PTT	42
4.2.6.	Comparación estadística para el PTT.....	44
4.2.7.	Comparación estadística para el SBP	45
5.	Resultados.....	46
5.1.	Comparativa estadística <i>PTTcalc av</i> y <i>PTTST</i>	46
5.2.	Comparativa estadística de <i>SBPprovided</i> con <i>SBPcalc av</i> y <i>SBPST</i> .	50
6.	Conclusiones y mejoras.....	54
	Pliego de condiciones	56
	Presupuesto	57
	ANEXO I.....	59
	ANEXO II.....	66
	Referencias bibliográficas	69

Índice de tablas

Tabla 1. Comparativa de posibles algoritmos para el cálculo del PTT.	27
Tabla 2. Componentes espectrales de las principales señales a tratar.	34
Tabla 3. Comparación estadística entre <i>PTTcalc av</i> y <i>PTTST</i> . Raíz del Error Cuadrático Medio (RMSE), covarianza (σ) y coeficiente de correlación de Pearson (r).	47
Tabla 4. Comparativa estadística entre <i>SBPcalc av</i> y <i>SBPST</i> con respecto a <i>SBPprovided</i>	50

Índice de diagramas

Diagrama 1. Visión general de las etapas del algoritmo.	31
Diagrama 2. Algoritmo de detección de picos por intervalos dinámicos.	39
Diagrama 3. Procedimiento de preparación de los vectores involucrados en el cálculo del PTT.	42

Índice de figuras

Figura 1. Traza Típica de un pulso electrocardiográfico. [45].	22
Figura 2. Ciclo de la Onda del Pulso en el PPG. [46].	23
Figura 3. Algunos parámetros del PPG. [47].	24

Figura 4. Señales ECG, PPG, dPPG y ddPPG. [48].	24
Figura 5. Señal del BCG. [52].....	26
Figura 6. Detección de picos del PPG. a) Por umbrales dinámicos. [36].	28
Figura 7. Opciones de cálculo del PTT.	31
Figura 8. Primeros 250 segundos de las señales ECG y PPG, adquiridas a diferentes frecuencias de muestreo.	32
Figura 9. Señales ECG y PPG, a) antes, y b) después, de conformación y diezmo.....	34
Figura 10. PSD del PPG. a) Incluyendo componentes respiratorios a 0.3 Hz [56]. b) Componentes respiratorios ya eliminados.	35
Figura 11. Señal ECG, antes y después del filtrado.....	36
Figura 12. Máquina de Estados Finitos aplicada a una señal ECG. [3].....	38
Figura 13. Ondas de Pulso con diferentes amplitudes en una señal PPG.	38
Figura 14. $pNNx$ en función de x (hasta 100 ms), en el caso de sujetos con y sin Fallo Cardíaco Congestivo (CHF). [57].	39
Figura 15. Comparativa de algoritmos de detección de máximos. a) Aplicando umbrales adaptativos en amplitud. b) Utilizando intervalos dinámicos.....	40
Figura 16. Ejemplo de eliminación de picos erróneos y preparación de los vectores de las posiciones de los máximos.	41
Figura 17. Comparación entre el PTT_{calc} básico (hallado mediante las señales ECG y dPPG), y PTT_{ST}	43
Figura 18. Comparación entre el PTT_{calc} avanzado (hallado mediante las señales ECG y dPPG, y suavizado mediante una media móvil de ventana $v = 3$), y PTT_{ST}	44

Figura 19. Señal PPG (en azul), con zonas descartables ampliadas (en rojo) y zona válida (en verde) a pesar de la mala calidad de la señal.....	46
Figura 20. Representación del coeficiente de correlación entre $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} según la señal utilizada en el cálculo, para el conjunto de intervalos S.	48
Figura 21. Representación del $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} del intervalo M_1 según la señal empleada para el cálculo. a) Empleando PPG. b) Empleando la primera derivada del PPG. c) Empleando la segunda derivada del PPG.....	49
Figura 22. Relación PTT-SBP para el intervalo XL_1. a) $PTT_{calc\ av}$ hallado mediante la señal dPPG. b) $SBP_{provided}$ junto a $SBP_{calc\ av}$ estimado mediante $PTT_{calc\ av}$.	51
Figura 23. Función SBP-PTT.	52
Figura 24. Representación de las SBP estimadas ($SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST}) en función de $SBP_{provided}$	53

Glosario

EEG	<i>Electroencefalograma</i> . Señal eléctrica de la actividad cerebral.
ECG	<i>Electrocardiograma</i> . Señal eléctrica de la actividad del corazón.
PTT	<i>Pulse Transit Time</i> . El tiempo que tarda la onda del pulso en viajar de un punto arterial a otro.
BP	<i>Blood Pressure</i> . Es la presión que ejerce la sangre sobre las paredes arteriales.
SBP	<i>Systolic Blood Pressure</i> . Parte de la presión arterial que se debe a la etapa sistólica del ciclo cardíaco.
DBP	<i>Diastolic Blood Pressure</i> . Parte de la presión arterial debido a la etapa diastólica del ciclo cardíaco.
PPG	<i>Photoplethysmogram</i> . Señal del volumen sanguíneo obtenido mediante un pletismógrafo.
BSN	<i>Body Sensor Network</i> . Red de sensores corporales capaz de monitorizar diferentes parámetros fisiológicos.
QRS	Complejo de las ondas del ECG que representan la despolarización ventricular.
SIDS	<i>Sudden Infant Death Syndrome</i> . Síndrome de muerte súbita en el lactante.
OSA	<i>Obstructive Sleep Apnea</i> . Apnea obstructiva del sueño
SDB	<i>Sleep-Disordered Breathing</i> .Trastornos respiratorios del sueño.
CVD	<i>Cardiovascular Diseases</i> . Enfermedades cardiovasculares.
PSG	<i>Polysomnography</i> . Prueba de polisomnografía.
HRV	<i>Heart Rate Variability</i> . Variabilidad de la frecuencia cardíaca.
bioZ	<i>Bioimpedance</i> . La impedancia intrínseca de cualquier cuerpo biológico.
PIR	<i>Photoplethysmogram Intensity Ratio</i> . Tasa de intensidad del fotoplethysmograma.
SpO2	Saturación del oxígeno en sangre.
PW	<i>Pulse Wave</i> . Onda del pulso.
BCG	<i>Balisticardiograma</i> . Señal de los movimientos corporales producidos por el movimiento del corazón.
dPPG	Primera derivada del PPG.
ddPPG	Segunda derivada del PPG.

IBI	<i>Interbeat Interval</i> . Es el intervalo entre dos latidos consecutivos.
SDNN	Desviación estándar de los intervalos NN.
pNNx	Porcentaje de intervalos NN mayores que x.
DFA	<i>Detrended Fluctuaction Analysis</i> . Análisis de tendencia de fluctuación.
BIM	Bioimpedancia.
SSF	<i>Slope Sum Function</i> . Función de suma de pendientes.
CPAP	<i>Continuous Positive Air Pressure</i> . Sistema de administración constante de presión en la vía aérea.
BiPAP	<i>Bilevel Positive Air Pressure</i> . Presión aérea positiva binivelada.
PSD	<i>Power Spectral Density</i> . Densidad espectral de potencia.
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i> . Filtro digital de respuesta infinita al impulso.
CHF	<i>Congestive Heart Failure</i> . Fallo cardíaco congestivo.
RMSE	<i>Root Mean Squared Error</i> . Raíz del error cuadrático medio.

Resumen

Cada día aumenta más la necesidad de la monitorización de la Presión Sanguínea (BP) de manera mínimamente invasiva en las Enfermedades Cardiovasculares (CVD) o en Trastornos Respiratorios del Sueño (SDB). Este trabajo trata de estimar la Presión Sanguínea Sistólica (SBP) por medio del Tiempo de Tránsito del Pulso (PTT), el cual se puede determinar mediante la detección precisa de diferentes puntos de referencia de las señales del Electrocardiograma (ECG) y Fotopletismograma (PPG). Además, los resultados obtenidos se compararán con un conjunto de valores de referencia de la herramienta SOMNOtouch™, para ver el grado de correlación existente.

Palabras clave

PTT, BP, PPG, ECG, Algoritmo de Detección

Abstract

The need for minimally invasive Blood Pressure (BP) monitoring due to Cardiovascular Diseases and Sleep-Disordered Breathing is increasing greatly. This work focuses on trying to estimate the Systolic Blood Pressure (SBP) using the Pulse Transit Time (PTT), which can be determined by an accurately detection of the reference points of the Electrocardiogram (ECG) and Photoplethysmogram (PPG) signals. In addition, the results will be compared with a set of reference values provided by the SOMNOtouch™ tool, in order to observe the level of existing correlation.

Keywords

PTT, BP, PPG, ECG, Detection Algorithm

Memoria

1. Introducción

1.1. Motivación

Debido al gran cambio que está experimentando la sociedad en el ámbito tecnológico en las últimas décadas, el cual acarrea entre otros factores el fomento del crecimiento de la calidad de vida, es común encontrarse con nuevas aplicaciones y usos de la tecnología en diversos campos de la vida cotidiana, siendo una de ellos el campo de las ciencias de la salud, del deporte y del bienestar.

Una de las aplicaciones más demandadas es la monitorización de los parámetros fisiológicos de las personas mediante una red sensorial corporal (Body Sensor Network, BSN), para así disponer de una base de datos para algún fin concreto, como el diagnóstico médico a distancia, la mejora de aptitudes deportivas, el control de situaciones de riesgo en el ámbito laboral, la seguridad vial y la asistencia a la conducción, o simplemente disponer de información relevante acerca de una persona en un tema específico.

En la actualidad, los casos de trastornos del sueño han aumentado notablemente, y en consecuencia se ha hecho necesaria una atención más detallada de los pacientes, promovida por los avances tecnológicos citados anteriormente. Esta atención suele traducirse principalmente en una prueba diagnóstica denominada polisomnografía, la cual se basa en la obtención y el procesado de diversas señales corporales como el electroencefalograma (EEG), electrocardiograma (ECG), pletismografía, movimientos toracoabdominales, etc. En general dichas pruebas tienen un carácter invasivo, por lo que no suelen ser cómodas para los pacientes, además de que se han de llevar a cabo en unidades específicas controladas por personal cualificado, lo cual incrementa su complejidad significativamente. Existen otros marcadores simplificados que podrían ser utilizados como alternativas a los métodos tradicionales. Apoyándose en diversos estudios, este TFG propone la medida del tiempo de tránsito del pulso (Pulse Transit Time, PTT), siendo dicho tiempo equivalente al tiempo que tarda en viajar el pulso del pico R del ECG entre dos puntos arteriales conocidos, como un índice fuertemente correlacionado con la presión arterial sistólica (Systolic Blood Pressure, SBP), siendo un posible marcador para la detección de trastornos respiratorios, como podría ser la apnea del sueño, e incluso problemas cardiovasculares.

1.2. Objetivos

El principal objetivo de este TFG es medir el PTT, de manera mínimamente invasiva, a partir del análisis de algunas señales fisiológicas de una persona, y con ello poder estimar una relación con la presión sanguínea (Blood Pressure, BP), dato que se podría utilizar como un indicador de la apnea del sueño.

Para hallar el PTT, se desea desarrollar un algoritmo que a partir del análisis de las señales del ECG y PPG (fotoplestimografía) de una persona se obtenga el valor del mismo. De ahí que un tratamiento correcto y óptimo de las señales, así como la comparación y la elección de diferentes métodos de acondicionamiento y cálculo, sean otros objetivos del trabajo. En primer lugar, se comenzará utilizando señales provenientes de distintas bases de datos disponibles en fuentes de acceso abierto como Physionet¹, para después usar señales adquiridas mediante el dispositivo [1].

También se intenta englobar o facilitar la adaptación del algoritmo dentro de un proyecto más ambicioso que se está llevando a cabo por el grupo de investigación GEINTRA, de la Universidad de Alcalá, donde la BSN que incluye las señales fisiológicas del sujeto, se integrará con otras redes del hogar para poder realizar un seguimiento más detallado de los parámetros biomédicos, la actividad física y las pautas de comportamiento de las personas mayores en residencias y entornos controlados.

1.3. Metodología

Para poder abordar de manera eficaz los objetivos deseados, se proponen unos pasos concurrentes hasta llegar a una posible solución, la cual se comparará y discutirá con otras soluciones logradas o ya disponibles. En un primer instante, la documentación será el punto de partida, mediante la cual se intentará establecer vías y pautas de actuación por las que esclarecer el problema concreto al que se desea dar solución. Una vez se disponga de suficiente material teórico, extraído principalmente de artículos científico-técnicos de diversas fuentes (IEEE², ResearchGate³, Elsevier⁴, Wikipedia⁵, MathWorks⁶, etc.), se estará en condiciones de poder escoger con un criterio sólido qué vías son las más adecuadas para continuar hacia los objetivos marcados, descartando en un principio aquellos caminos que no cumplan las condiciones temporales o de complejidad que se plantea este TFG. Dado que el desarrollo del algoritmo capaz de hallar el PTT se realizará en el lenguaje Matlab, una continua formación y mejora en ese lenguaje, también será esencial para que el proyecto cumpla con sus objetivos.

Una vez escogidas las señales corporales concretas con las que se trabajará en Matlab, se llega a la fase de la adquisición y tratamiento de éstas, hasta lograr los resultados deseados, estando presentes en paralelo (aunque en menor medida), las fases de la documentación teórica y la formación en Matlab.

Es probable que los resultados obtenidos no sean similares a los esperados, en cuyo caso se intentará localizar la razón de las discrepancias y realizar las correcciones oportunas, bien modificando el algoritmo, bien cambiando la vía inicial por la que se intentaba dar solución al problema, teniendo que llevar una

¹ <https://www.physionet.org>

² <https://www.ieee.org>

³ <https://www.researchgate.net>

⁴ <https://www.elsevier.com/es-es>

⁵ <https://es.wikipedia.org>

⁶ <https://es.mathworks.com/>

organización exhaustiva durante todo el proceso para no alejarse de los objetivos marcados. Una vez alcanzado unos resultados válidos, se comprobará la robustez del algoritmo bajo diferentes condiciones, intentando que los resultados obtenidos puedan ser generalizables independientemente de su origen y calidad de adquisición (aunque respetando siempre unos mínimos requisitos cualitativos), y con posibilidad de extrapolar el algoritmo a otros campos semejantes o incluirlo en proyectos de mayor envergadura.

1.4. Estructura de la memoria

Esta memoria se ha estructurado en varios capítulos para una lectura más sencilla e intuitiva y una mejor organización descriptiva. En el primer capítulo, en el que se encuentra el lector, se realiza una introducción al documento, los objetivos que se persiguen, la metodología de trabajo y la estructura de la memoria. El Estado del arte conforma el segundo capítulo, describiendo la situación actual de la tecnología, las aplicaciones funcionales y los avances correlacionados con la temática del TFG, valorando y proponiendo (si cabe) alguna posible mejora en ese campo. En el tercer capítulo se analiza el problema en sus distintas vertientes, desde el punto de vista de requisitos y las posibles soluciones hasta un análisis de eficiencia algorítmica y de presupuesto. El cuarto capítulo por su parte describe el diseño final de la solución, abarcando aspectos más detallados del desarrollo del código o procesamiento de las señales. En el quinto capítulo se presentan los resultados obtenidos y se verifica el correcto funcionamiento de los desarrollos realizados, para posteriormente discutir más en profundidad la validez y utilidad de los resultados. En el sexto y último capítulo se expondrán las conclusiones alcanzadas, analizando los puntos más positivos, así como las posibles carencias del trabajo, afrontando una reflexión sobre la misma y comentando la relación inherente entre el TFG y los estudios cursados por el autor, focalizando en aquellos puntos que pongan de manifiesto la necesidad de ir más allá de los conocimientos estrictamente adquiridos durante la carrera. También se comentarán las posibles mejoras o ampliaciones que pudieran darse como una labor con vista al futuro y las razones por las que no se han llevado a cabo en este trabajo.

2. Estado del arte

2.1. Situación actual

Los avances tecnológicos de las últimas décadas han sido aplicados en los campos de la biomedicina y las ciencias de la salud, reflejando un impacto sin precedentes en la calidad de vida humana. De forma más concisa y cercana al tema que trata esta literatura, el tratamiento de señales biomédicas y procesamiento masivo de datos se ha visto enormemente favorecido debido a los distintos lenguajes de programación de alto nivel como MuPAD, Maple, Wolfram Mathematica o MATLAB, en sustitución a la ardua programación en lenguaje máquina o ensamblador que se llevaba a cabo en la realización de muchos algoritmos, a pesar de que a día de hoy algunos siguen siendo una referencia, como el detector QRS en tiempo real que se proponía en [2], obteniendo una sensibilidad estadística de un 99,56% sobre la base de datos MITDB, según [3].

Se podría considerar que una de las razones de mayor peso por las que se han hecho tangibles los estudios sobre los trastornos del sueño se debe a su relación con distintos desórdenes de la salud tales como el síndrome de muerte súbita del lactante (Sudden Infant Death Syndrome, SIDS) o la morbilidad cardiovascular. Desde que [4] identificara la apnea obstructiva del sueño (Obstructive Sleep Apnea, OSA) en el período infantil, se han realizado diversos estudios en los años 80 y principios de los 90 del siglo pasado, corroborando la relación de la apnea infantil con el SIDS, tales como [5], [6], [7] y [8], acarreando así la necesidad de una detección fiable de la apnea, preferentemente mediante métodos no invasivos como en [9], que utiliza principalmente señales respiratorias y métodos estadísticos para la detección. Algo similar ocurre con la relación que guardan los trastornos respiratorios del sueño (Sleep-Disordered Breathing, SDB), siendo la OSA la más común entre ellos, con las enfermedades cardiovasculares como se apunta en [10], [11] y [12], aumentando la densidad espectral de las frecuencias muy bajas de los intervalos entre latidos [13], pudiendo producir enfermedad arterial coronaria, infartos, fallos cardíacos, arritmias, desajustes metabólicos tales como la resistencia a la insulina y diabetes tipo 2 entre otras afecciones como se señala en [14] y [15]. Otra consecuencia destacable de la OSA es su relación directa con una elevada presión sanguínea (Blood Pressure, BP) y la hipertensión como se muestra en [16], [17] y [18], siendo ambos factores, parámetros primarios y de alto riesgo para las enfermedades cardiovasculares.

Teniendo en cuenta que la enfermedad cardiovascular (Cardiovascular Disease, CVD), es la primera causa de muerte en el mundo [19], la detección de trastornos relacionados se ha convertido en objeto de estudio de diversas investigaciones. Existen métodos que utilizan las señales respiratorias provenientes de una prueba de polisomnografía (Polysomnography, PSG), las cuales requieren de unas pruebas complejas e invasivas como se apunta en [20], que propone un método no invasivo como la detección de la actividad de la voz en la respiración. Otras investigaciones se centran en el uso de señales corporales obtenidas de manera no invasiva como la detección mediante ECG [21] o mediante ECG y oximetría que se propone en [22],

así como la relación y los cambios que se producen en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (Heart Rate Variability, HRV) en pacientes con OSA, [23] y [24].

Uno de los parámetros más sobresalientes por su versatilidad, su obtención de manera no invasiva y su estrecha relación con la BP, la HRV, el esfuerzo respiratorio y los SDB es el PTT, tal como muestran los trabajos [25], [26], [27], [28] y [19]. Este parámetro es el tiempo empleado por la onda del pulso cardíaco en viajar entre dos puntos arteriales conocidos. Por tanto, se necesitan señales sincronizadas de los puntos arteriales de donde se extraerá la información para hallar el tiempo buscado. Existen diversas técnicas para calcular o estimar el PTT, siendo la más convencional, la técnica que utiliza la señal del ECG junto a la fotopletomografía (Photoplethysmography, PPG), como se observa en [29], [28], siendo el PTT la diferencia entre un punto crítico de la onda del PPG y el pico R del ECG, ambos puntos concernientes al mismo pulso arterial, pudiendo tomar el punto crítico del PPG en diferentes zonas de la señal, habiendo estudios comparativos como el que se apunta en [30]. La medida del PTT mediante un balistocardiograma y una medida distal del PPG, atado al dorso del pie, es lo que se propone en [31]. Otra forma de hallar el PTT es mediante el método que se propone en [32], basado en ECG y la medida de la bioimpedancia (Bioimpedance Measurement, BIM). En la situación actual, también existen alternativas al cálculo del PTT, como pueden ser las estimaciones con un alto grado de aproximación como [27] que utiliza la tasa de intensidad del fotopletomograma (Photoplethysmogram Intensity Ratio, PIR), o [33] que lo estima a partir de la onda única de presión radial mediante redes neuronales.

Dada la importancia de la señal del ECG, un buen tratamiento del mismo como la señalada en [3] es imprescindible, así como la noción de que dependiendo de en qué punto exacto se posicionen los electrodos, se obtendrán diferentes medidas del PTT [34].

Por su parte, la señal del PPG también ha de ser procesada de manera precisa, dado que con los puntos críticos de dicha señal es con lo que se extrae el PTT [SMITH99], por lo que existen diversas técnicas de eliminación de la distorsión en la señal, [35], de detección de picos, [36] y [37], o de extracción de datos del PPG mediante la descomposición Wavelet, siendo todas ellas susceptibles y dependientes de la topología concreta de la señal PPG (el rango entre la tensión mínima y máxima, la influencia de las ondas contiguas al máximo, la pendiente de dicha onda, etc.).

En cuanto a las aplicaciones más reseñables cabe destacar las de la monitorización y detección de la OSA, [38] y [39], y otras mediante implementaciones de tamaño más reducido como [40] o basados en tecnologías de los smartphones como [41].

2.2. Propuesta

Dado que existen diversas vías para calcular tanto la BP como el PTT, en este trabajo se propone un enfoque comparativo entre diferentes puntos críticos de la señal PPG a partir de los cuales se intentará hallar el PTT, así como la obtención de dichos puntos de manera novedosa respecto a los métodos de detección de

máximos ya expuestos en el apartado anterior, para analizar su validez con una serie de parámetros de referencia proporcionados por la herramienta [SOMNOtouch]

3. Análisis del problema

3.1. Análisis de requisitos

Analizado el estado del arte, se puede llegar a la conclusión de que existe un amplio abanico de posibilidades respecto a las diferentes señales fisiológicas a escoger y su correspondiente procesamiento, para poder estimar la presión sanguínea (BP). Es por ello por lo que este trabajo se centrará en dicha estimación mediante el cálculo del PTT. No obstante, realizar la medida del tiempo que tarda un pulso en viajar desde un punto arterial a otro, requiere de una sincronización entre las señales involucradas. Además, durante el tratamiento de esas señales se deberá de tener especial cuidado, tanto en la pérdida de información de interés que se pueda producir, como en desajustes temporales entre las señales debido, por ejemplo, a los procesos de filtrado. Por tanto, será requisito indispensable que una vez acondicionadas las señales a utilizar para calcular el PTT, éstas estén sincronizadas.

Otro requisito que debe cumplir este trabajo, es poder averiguar el grado de correlación entre la BP estimada y la que se tomará como referencia, que será la proporcionada por [1], y comparar dicho resultado con valores de otros estudios de características similares.

3.2. Análisis de posibles soluciones

En este apartado se expondrán algunas de las diferentes alternativas existentes para cumplir con los requisitos anteriores, y así poder razonar en el próximo capítulo, el porqué de la elección de una solución en lugar de otras posibles.

3.2.1. Parámetros fisiológicos para la estimación de la BP

Si bien es cierto que existen diversas formas de estimar la BP de manera mínimamente invasiva, como pueden ser mediante ecografía o ultrasonidos [42], las opciones más utilizadas por su versatilidad y sencillez son la HRV y el PTT, que son las que se contemplan para este trabajo.

3.2.1.1. Señal ECG

La representación de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo es lo que se conoce como ECG, siendo una de las principales herramientas para la monitorización y diagnóstico de diferentes anomalías o enfermedades del corazón. El ciclo cardíaco comienza con la recepción en la aurícula derecha de la sangre venosa del cuerpo, la cual se traspasa al ventrículo derecho para su bombeo hacia los pulmones, lugar donde la sangre se oxigena y se desprende del CO₂ pasando a la aurícula izquierda. Posteriormente la sangre pasa al ventrículo izquierdo que, mediante su contracción,

distribuye la sangre por todo el cuerpo, comenzándose un nuevo ciclo al recibir la sangre venosa en la aurícula derecha.

En la figura 1 se muestra un diagrama con un trazado típico de un pulso electrocardiográfico normal. En él se pueden ver las distintas ondas, los segmentos y los intervalos electrocardiográficos. A continuación, se describen los aspectos más importantes según los objetivos buscados por este trabajo, pudiendo ampliar la información en [43] y [44].

- Onda P: es la primera onda del ciclo cardíaco y corresponde a la despolarización de las aurículas.
- Complejo QRS: formado por un conjunto de ondas correspondientes a la corriente eléctrica responsable de la despolarización ventricular.
- Onda T: representa la repolarización ventricular.
- Intervalo R-R: es la distancia entre dos ondas R sucesivas y su duración depende de la frecuencia cardíaca del sujeto.
- Intervalo Q-T: corresponde a la sístole eléctrica (despolarización y repolarización) ventricular, y al igual que el intervalo R-R, su duración depende de la frecuencia cardíaca.

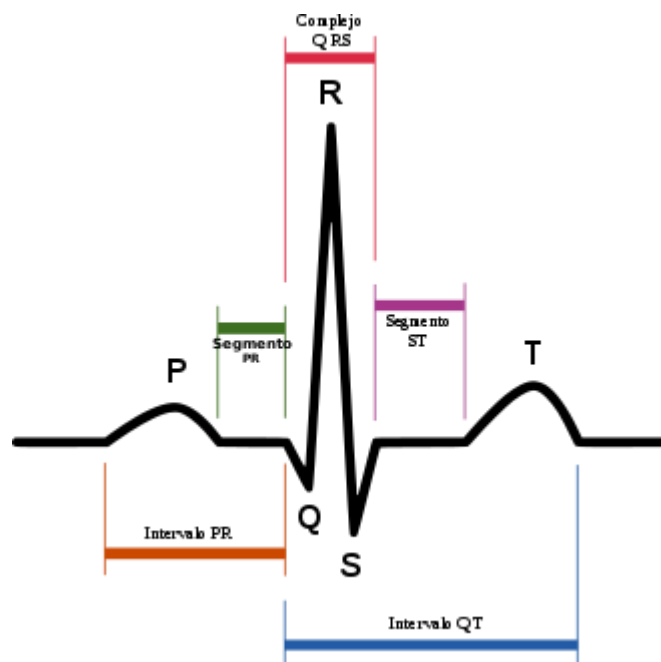


Figura 1. Trazo Típico de un pulso electrocardiográfico. [45].

3.2.1.2. Señal PPG

Un fotopleletismógrafo es un dispositivo capaz de monitorizar el volumen y los cambios de presión en un órgano, por la absorción diferencial de la luz, llevada a cabo por la emisión de un haz y su

posterior detección mediante un fotosensor. Así, debido a su carácter mínimamente invasiva, el uso de la señal del PPG se hace especialmente interesante en aplicaciones como la medición de la frecuencia cardíaca y del flujo sanguíneo, la monitorización de niveles de anestesia o la detección de eventos como la hipovolemia; esto unido a un coste asequible, hace que resulte una herramienta polivalente y de gran interés en áreas previamente señaladas. No obstante, hay ciertos aspectos adicionales a tener en cuenta a la hora del procesamiento de la señal del PPG, como la localización de la parte del cuerpo donde se adquiere la señal (siendo los más habituales los dedos, las orejas y los tobillos), los patrones particulares de la piel y la musculatura de cada sujeto, o la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂). Pero el aspecto que más influye en la complejidad del procesamiento del PPG, es el de los artefactos producidos durante la etapa de adquisición, bien por las limitaciones del dispositivo, o fruto de pequeños movimientos del paciente.

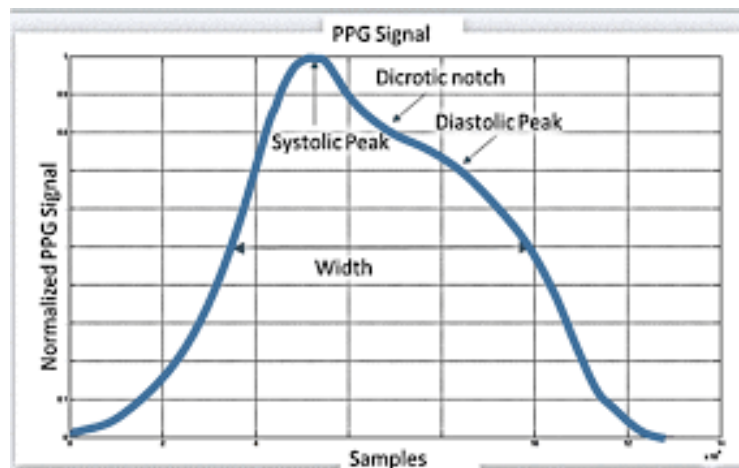


Figura 2. Ciclo de la Onda del Pulso en el PPG. [46].

En la figura 2 se puede observar el ciclo de una onda PPG estándar. Dicha señal, como se apunta en [46], consta de una parte que incluye los efectos del latido en el volumen sanguíneo, y otra parte compuesta por componentes a baja frecuencia que se debe a diferentes factores como la respiración, la termorregulación o el tejido dérmico. El pico de mayor amplitud de la señal se corresponde con la contracción del corazón (sístole), existiendo un segundo pico de menor amplitud, denominado diastólico. Al igual que en el caso del ECG, la diferencia entre dos picos sistólicos consecutivos de la señal PPG depende de la frecuencia cardíaca y se denomina intervalo NN. Para tener más información acerca de la señal PPG, se puede consultar [47]. La figura 3 detalla otros parámetros importantes como el tiempo de subida, el ancho y la amplitud del pulso, o el retardo entre los picos sistólico y diastólico. Estos parámetros están relacionados otros aspectos fisiológicos como el flujo sanguíneo, la resistencia vascular o la rigidez arterial.

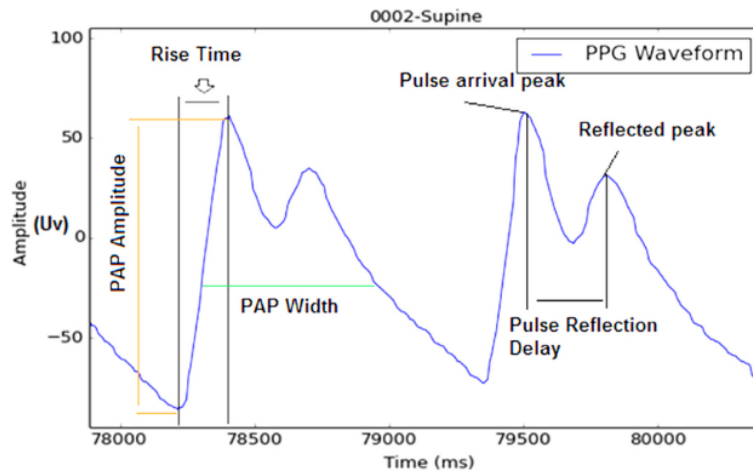


Figura 3. Algunos parámetros del PPG. [47].

3.2.1.3. Señal PTT

El PTT se puede definir como el tiempo de propagación de la Onda del Pulso (Pulse Wave, PW) entre dos puntos arteriales conocidos y por tanto adoptará diferentes valores dependiendo de los puntos de referencia que se escojan para la realización de las medidas, así como de las señales fisiológicas que se usen (balistocardiograma, ECG, PPG, bioimpedancia, etc.). Lo más común es utilizar las señales del ECG y PPG, de las cuales se extraen puntos de interés sincronizadas, cuya diferencia se traduce en el tiempo buscado. En la señal del ECG, el pico R es el punto crítico más utilizado, no obstante, para el PPG no hay una convención definida respecto a dicho punto, aunque hay cuatro puntos que destacan sobre el resto: el pico sistólico del PPG, el máximo de la primera derivada del PPG (punto de inflexión), el máximo de la segunda derivada, y el valle de la onda del pulso en el PPG. En la figura 4 extraída de [48] se muestran las cuatro opciones indicadas junto al pico R del ECG.

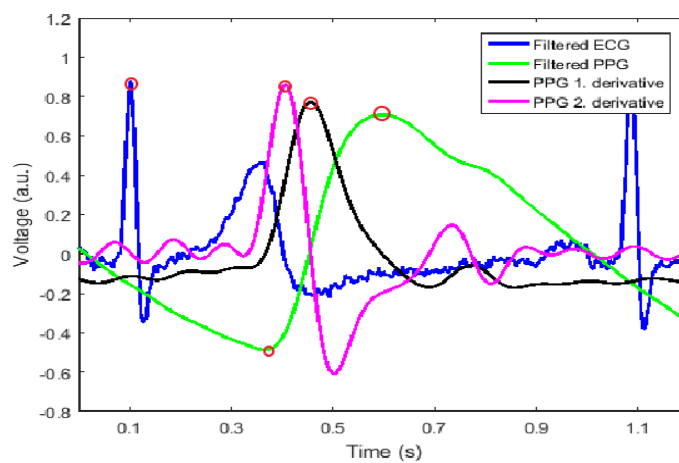


Figura 4. Señales ECG, PPG, dPPG y ddPPG. [48].

3.2.1.4. Señal HRV

Como se apunta en [49], se trata de la variación que experimenta el ritmo cardíaco entre dos latidos consecutivos respecto a latidos anteriores, y es un parámetro indicador del nivel de salud cardiovascular del paciente. La HRV queda caracterizada por unas métricas clasificadas en tres categorías principales, las del dominio del tiempo, de la frecuencia y las métricas no lineales, siendo muy recomendable acudir a [50] si se desea obtener información más detallada.

- Dominio del tiempo: el intervalo de tiempo entre dos latidos consecutivos se conoce como intervalo RR o IBI (Interbeat Interval), pasando a denominarse intervalo NN si se eliminan los posibles artefactos presentes en el IBI, y es el principal parámetro de caracterización temporal de la HRV. Existen diversos parámetros para cuantificar el IBI, entre los que cabe destacar la Desviación Estándar de los Intervalos NN (SDNN) y el porcentaje de Intervalos NN consecutivos cuya diferencia es mayor que x ms (pNNx), siendo habitual un valor de $x = 50$ ms.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (NN_i - \overline{NN})^2},$$

siendo \overline{NN} la media aritmética de los intervalos NN, y M el número de total de intervalos NN.

$$pNNx = \frac{\sum_{i=1}^M \{|NN_{i+1} - NN_i| > x\}}{M} 100$$

- Dominio de la frecuencia: diferentes organismos internacionales de la salud han clasificado las oscilaciones del ritmo cardíaco en cuatro bandas de frecuencia, ULF (≤ 0.003 Hz), VLF (0.003-0.04 Hz), LF (0.04-0.15 Hz) y HF (0.15-0.4 Hz). Dependiendo de la densidad espectral de potencia en cada banda se pueden extraer conclusiones acerca de la correlación de la HRV con otros parámetros fisiológicos como la relación entre el sistema nervioso simpático y parasimpático.
- Métricas no lineales: son parámetros que debido a su carácter no lineal proporcionan una herramienta adicional sobre una serie temporal, utilizándose principalmente en el caso de la HRV como índices de clasificación de enfermedades cardiovasculares o de factores de riesgo. Los más versátiles son la gráfica de Poincaré, la cual representa un intervalo RR_i respecto al intervalo RR_{i-1} (creando una gráfica de dispersión), y el Análisis de la Fluctuación de Tendencia (DFA) que permite correlacionar la HRV con mecanismos regulatorios.

3.2.1.5. Señal BCG

Un balistocardiógrafo es un aparato capaz de registrar los movimientos corporales debido al impacto producido por los movimientos del corazón. La traza del balistocardiograma se compone de dos grupos de ondas, las primarias, entre las cuales se encuentran las ondas H, I, J y K, que corresponden principalmente a la etapa de la expulsión de la sangre de los ventrículos, y las secundarias, L, M, N y O como se puede observar en la figura 5. Si bien es cierto que su uso ha sido escaso durante muchas décadas debido a la existencia de otras alternativas más versátiles que proporcionaban mejores resultados, como el ECG, en la última década está teniendo gran auge gracias a que permite una monitorización en posturas que requieran que el paciente esté sentado o de pie, aunque en la mayoría de los estudios elaborados se requiera de una señal de referencia o sincronización adicional como puede ser el ECG o la BP. El lector puede encontrar información adicional en [51] y [52].

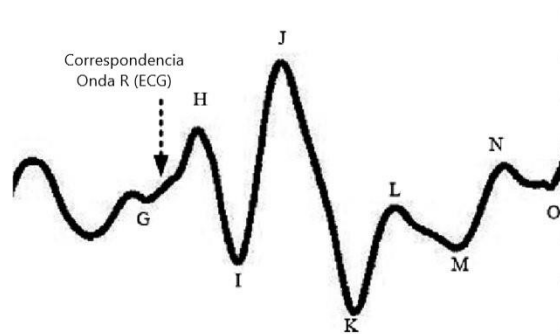


Figura 5. Señal del BCG. [52].

3.2.1.6. Bioimpedancia

Las propiedades eléctricas de los tejidos vivos han sido objeto de numerosos estudios, siendo la impedancia que ofrecen estos tejidos frente al flujo de la corriente alterna (y por ende dependiente de la frecuencia), un parámetro ampliamente medido y analizado. La bioimpedancia Z se podría descomponer en una resistencia R correspondiente a la parte acuosa del cuerpo humano, y una reactancia X_c que se debe a la capacitancia de la membrana celular, según la ecuación (3.1):

$$Z = R + jX_c \quad (3.1)$$

Por lo tanto, para realizar el análisis de la bioimpedancia se requiere de un conocimiento profundo acerca del cuerpo humano, siendo importante tener en cuenta factores como la masa del cuerpo y la distribución que ésta sigue (parte grasa, porcentaje de agua, etc.), los submódulos en los que se puede dividir, o la banda de frecuencia en la que se realizará la medida.

Si bien es cierto que el análisis de la bioimpedancia se puede realizar de forma mínimamente invasiva, portable y continua, como por ejemplo con un circuito impreso como el descrito en [32], hay aspectos adicionales que pueden modificar sobremanera las medidas realizadas ya que tienen una fuerte dependencia de los parámetros biológicos como la edad, el género, la constitución física, la raza o la postura adoptada para la medida, detallados en [53].

3.2.2. Análisis de eficiencia algorítmica

Si bien este trabajo se centrará en hallar el PTT mediante las señales del ECG y PPG, existen otras posibles vías, las cuales dependerán de las señales involucradas, los puntos de interés de estas señales, la metodología para hallar dichos puntos y la complejidad que se tenga para calcular el PTT con la información extraída. Además, aspectos como que los métodos aplicados sobre el sujeto sean mínimamente invasivos, la posibilidad de utilizar el algoritmo en sistemas de tiempo real o la versatilidad para su incorporación y reutilización en procesos de mayor calibre, hacen que se requiera de una comparativa como la mostrada en la tabla 1 sobre las principales vías.

Señales necesarias	Invasivo	Puntos de interés	Escalabilidad a tiempo real	Correlación
BCG, PPG, ECG	Bajo	Mín(Onda I), Máx(PPG), Mín(PPG), Máx(ddPPG)	Sí	$r = 0.7$, {PTT, BP}
ECG, BIM	Bajo	Pico R, Máx(BIM)	Sí	$r > 0.9$, {PTT(PPG), PTT(BIM)}
ECG, PPG	Mínimo	Pico R, Máx(PPG), Máx(dPPG), Máx(ddPPG), Mín(PPG)	Sí	$r > 0.9$ {PTT, BP}

Tabla 1. Comparativa de posibles algoritmos para el cálculo del PTT.

3.2.3. Detección de valores de interés

Como ya se ha mencionado, las dos señales a utilizar serán el ECG y el PPG. Ambas señales contienen gran cantidad de información en sus trazas, siendo en el caso del ECG, el máximo de la onda R el punto que más estudios y algoritmos de detección acapara. En cuanto al PPG, existen cuatro puntos de interés: el máximo sistólico y el mínimo diastólico en la señal PPG, y los máximos de la primera y segunda derivada del PPG. La detección del pico R en el complejo QRS, suele llevarse a cabo mediante una etapa de preprocesamiento, en la que se prepara y adapta la señal

(mediante medias móviles, filtrados, transformada Wavelet, descomposiciones de modo empírico, etc.) para después en la etapa de procesamiento detectar el pico R mediante una, dos y hasta tres umbrales dinámicos. No obstante, la onda del pulso que se observa en la señal del PPG, difiere en forma a la del ECG; es un pulso dicrótico (presenta dos picos de diferente tamaño), donde la relación de ambos picos puede variar sobremanera, al igual que las amplitudes de los picos entre dos pulsos consecutivos, lo que puede descartar la opción de umbrales dinámicos que se basen en la detección de una amplitud de la señal. Además, la distancia entre el máximo sistólico y el máximo diastólico, conocido como período refractario debido a la onda diastólica refleja, puede variar mucho según la edad o la condición de hipertensión del sujeto, lo cual puede ser un condicionante a la hora de poder aplicar estos algoritmos. En la figura 6a se puede ver un ejemplo del algoritmo de detección por umbrales dinámicos de [36].

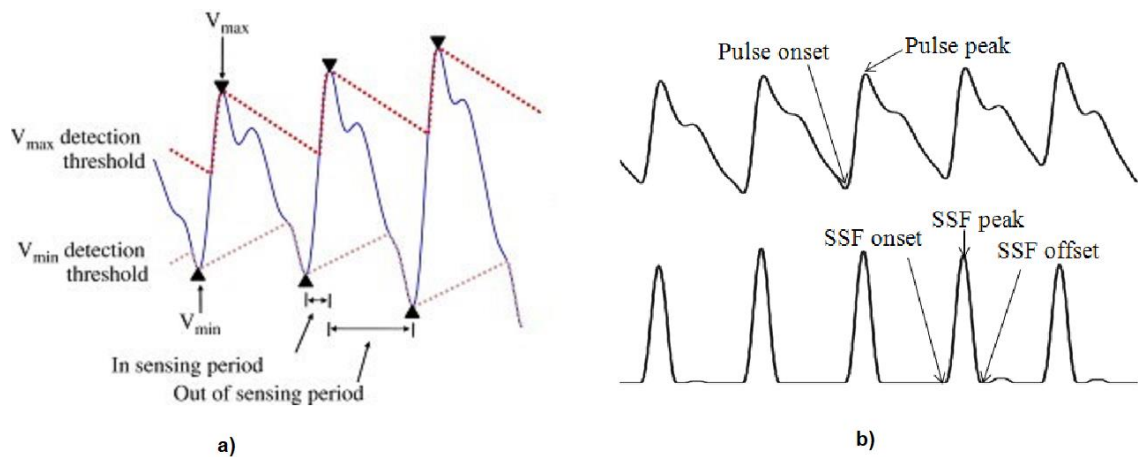


Figura 6. Detección de picos del PPG. a) Por umbrales dinámicos. [36].

b) Por función sumatoria de pendiente. [37].

Otra opción para la detección de los puntos de interés del PPG son las funciones de suma de pendientes (Slope Sum Function, SSF) como las de la figura 6b de [37], basadas en detectar el pico sistólico gracias a un sumatorio de los valores de la pendiente de la onda al cual se aplica posteriormente un umbral para detectar los valores máximos sistólicos. Una de las limitaciones de estos algoritmos, además de las complejas etapas de preprocesamiento, es el hecho de que dependen de la pendiente de la onda entre el mínimo diastólico y el máximo sistólico, lo cual depende a su vez tanto de los parámetros biológicos del paciente (especialmente de la respiración), como de la calidad de adquisición de la señal, haciendo que la pendiente de la onda en el intervalo indicado (que ya de por sí no tiene naturaleza lineal), tenga valores que acarreen una falsa detección del máximo. Además, aunque estos algoritmos pueden ser útiles para la detección del valor máximo del PPG, no proporcionan una metodología

robusta para la detección de los puntos críticos de la señal como los máximos de la primera o segunda derivada.

3.3. Costes

Los costes necesarios para realizar este trabajo se pueden descomponer en una parte fija y otra variable. La parte fija incluye principalmente los costes producidos por los recursos necesarios para la adquisición de las señales (el reclutamiento de los voluntarios para las medidas, el dispositivo [1], material de laboratorio, etc.), los medios electrónicos para la realización del algoritmo (Ordenador portátil o software MATLAB, por ejemplo). En cuanto a la parte variable, habrá que tener en cuenta las vías de documentación bibliográfica (suscripciones a páginas de divulgación científica, compra de libros especializados, etc.), las horas dedicadas a la realización del trabajo por parte del estudiante y diferentes aspectos que puedan surgir y modifiquen los planteamientos iniciales de los costes. No obstante, y debido a que este trabajo se realiza en el marco del grupo de investigación GEINTRA del Departamento de Electrónica de la Escuela Politécnica Superior de la Universidad de Alcalá, dicho grupo ha soportado los costes materiales, siendo tarea única del alumno, su dedicación para el correcto desarrollo de este trabajo con los medios anteriormente citados.

4. Algoritmo propuesto

En este capítulo se expone los aspectos que se han considerado para el diseño del algoritmo, así como el desarrollo del mismo.

4.1. Elección de la metodología

Dado que existen varias opciones para hallar el PTT, en este apartado se darán tanto las razones como una breve introducción de la opción escogida. Hay que recalcar que el cálculo del PTT se ha llevado a cabo intentado aprovechar y adaptar el algoritmo con los medios disponibles, prestando especial interés a los objetivos de los que se partían (procedimientos mínimamente invasivos y la posibilidad de que el algoritmo desarrollado pudiera ser una base extrapolable para proyectos más ambiciosos en un futuro). Con todo ello, se ha elegido la opción de hallar el PTT utilizando como referencia las señales del ECG y PPG mediante [1], disponible en el laboratorio del grupo de investigación GEINTRA, descartando así otras opciones como la utilización de la señal de la bioimpedancia, debido a que el autor no ha considerado viable el sobrecoste adicional que presentaba esa elección, tanto por los materiales como por el tiempo de desarrollo requerido, para la mejoría que se esperaban obtener respecto al caso del PPG.

Puesto que no existen estándares internacionales absolutos sobre el punto de referencia de la señal PPG con el que calcular el PTT, se ha querido analizar los efectos de la elección de dichos puntos en el resultado final, además de comparar el impacto que pueda causar la utilización de distintos algoritmos de detección de esos mismos puntos. El punto máximo del ECG, el pico R, será el que se tome como el instante inicial de la onda del pulso. Para el instante final, como se indica en la figura 7, se proponen tres puntos de referencia diferentes, cada uno con una información fisiológica distinta. En primer lugar, se encuentra el valor máximo de la señal PPG, correspondiente al mayor volumen de sangre en el punto arterial. De la primera derivada de la señal PPG (dPPG) se extrae el segundo punto de referencia, siendo el pico de esa nueva señal la que corresponda a la máxima velocidad con la que llega la onda de pulso al punto arterial. Por último, la segunda derivada del PPG (ddPPG) representa la aceleración de la onda del pulso, dándose por tanto la mayor aceleración en el pico de la señal ddPPG.

Una vez hallado el PTT, se desea comparar los resultados con los proporcionados por [1], que serán los que se tomen como referencia. Después, con ambos valores del PTT se intentará estimar la presión arterial sistólica (SBP) mediante aproximación polinomial. La elección de la presión sistólica en lugar de la diastólica se debe a que el PTT guarda una mayor correlación con la primera, siendo así más sencillo corroborar la validez de los resultados.

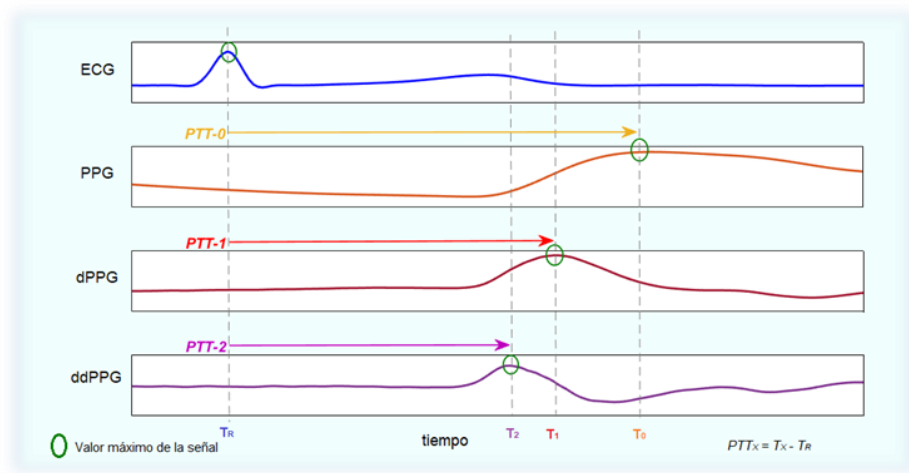


Figura 7. Opciones de cálculo del PTT.

4.2. Diseño del algoritmo

El diagrama 1 muestra una visión general de las fases conforman el algoritmo propuesto, siendo analizados a continuación y ampliados en los diagramas del **Anexo I**.

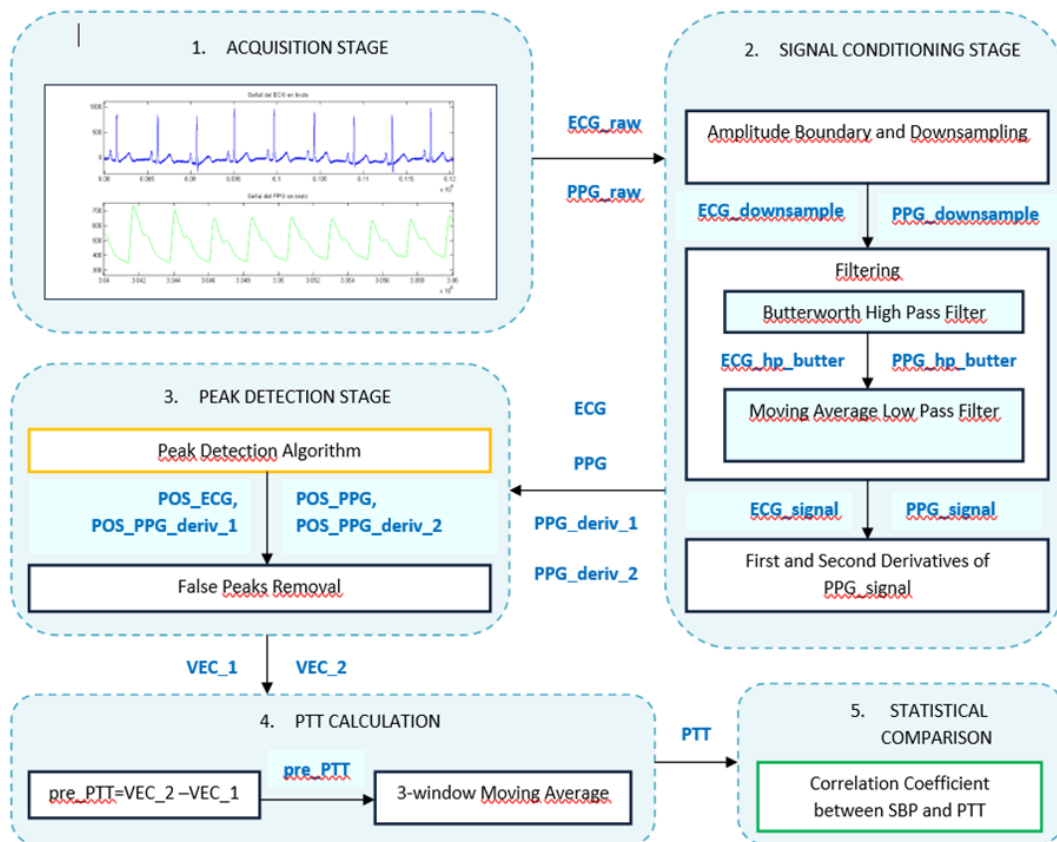


Diagrama 1. Visión general de las etapas del algoritmo.

4.2.1. Etapa de adquisición

Para la realización de este trabajo, ha sido necesaria la adquisición de varios parámetros fisiológicos de seis sujetos, una mujer y cinco varones, con edades comprendidas entre los 21 y los 28 años. En el momento de la realización de las pruebas, al menos tres de los sujetos eran propicios a sufrir problemas respiratorios estacionarios, lo cual se ha considerado un aliciente extra para el estudio ya que de esta manera se han podido abarcar señales de diferentes clases. En todos los casos, las muestras se han tomado en la posición de decúbito supino y a temperatura ambiente (aproximadamente 25 °C), mediante la herramienta [1], cuyas características se adjuntan en el **Anexo II**. Dicha herramienta es un dispositivo de monitorización cardiorrespiratoria, que funciona como un polígrafo mediante sus sensores, tanto integrados (cánula nasal para el flujo del aire y ronquido, esfuerzo torácico, SpO₂, ritmo cardiaco, fotopleletismógrama, sensores de administración de aire CPAP/BiPAP para los casos severos de apnea, etc.), como externos mediante una conexión auxiliar (ECG, EEG y EMG, entre otros). El software propio de [1] es capaz de analizar las muestras adquiridas, generar reportes y detectar artefactos o episodios que se hayan dado en el intervalo en el que el paciente ha estado monitorizado. Además, dispone de funcionalidades opcionales como determinar la BP, vía PTT, a través de una señal ECG sincronizada. Estos valores, tanto el PTT como la BP que proporciona el dispositivo, serán los que se tomen como referencias para comprobar el grado de validez de los resultados obtenidos mediante el algoritmo que se propone en este trabajo.

Las pruebas han tenido una duración de 30 minutos, en las que además de otras señales, se han podido obtener datos del ECG y PPG (sincronizados gracias al dispositivo), y valores reportados del PTT y la BP. Estas señales en bruto, serán las primeras entradas al algoritmo, aunque posteriormente pasarán por una revisión visual que descarte zonas de baja calidad o de interrupciones, ya que el algoritmo de detección propuesto necesita de señales continuas en el tiempo para un funcionamiento óptimo. En la figura 8 se representan los primeros 250 segundos de las señales del ECG y PPG de la prueba de uno de los sujetos, donde se aprecia que la señal ECG tiene el doble de muestras que el PPG. Esto se debe a que la frecuencia de muestreo para ambas señales no es la misma, siendo dicha frecuencia de 512 Hz en el caso del ECG y de 256 Hz para el PPG.

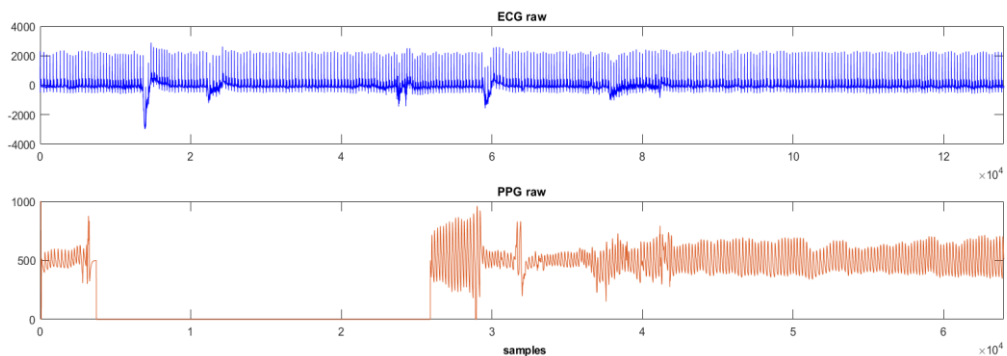


Figura 8. Primeros 250 segundos de las señales ECG y PPG, adquiridas a diferentes frecuencias de muestreo.

4.2.2. Etapa de acondicionamiento de la señal

Una vez que se dispongan de las seis pruebas de 30 minutos, será el momento de acondicionar las señales previo paso a su procesamiento. El primer aspecto a tener en cuenta es cambiar el formato de salida de los datos de [1] de *.edf* (European Data Format) a *.mat*, que será con el que se trabaje en Matlab.

4.2.2.1. Conformación en amplitud y diezmado

Tras modificar el formato de los datos en bruto, el siguiente paso sería limitarlos en amplitud, de tal forma que las señales tuvieran una cota mínima de $0 \mu V$. Esto se debe a que en un principio, el algoritmo se ideó para ser capaz de trabajar con señales procedentes de múltiples bases de datos (MIMIC-III, MIT-BIH, CapnoBase⁷, etc.), donde cada una se rige por un conjunto de operaciones diferentes como añadir algún offset inicial o aplicar alguna ganancia, por lo que se buscaba revertir dichas operaciones y así obtener una señal fisiológica independiente de la base de datos de origen. Aunque esta idea se descartó debido a que las únicas señales a utilizar han sido las comentadas en la etapa de adquisición, es importante que la señal no posea valores negativos a la hora de su procesamiento, ya que esto podría afectar a la detección de los puntos de interés. De esta manera, las señales se conforman según la ecuación (4.1), donde el valor mínimo (base) de las señales ECG y PPG que proporciona el dispositivo son de $-6240 \mu V$ y $0 \mu V$ respectivamente. Dado que no se facilita información alguna acerca de la ganancia aplicada sobre la señal fisiológica original por parte del dispositivo, se ha supuesto una ganancia de 1.

$$X_{delimited} = \frac{(X_{raw} - base)}{gain}, \quad (4.1)$$

siendo X_{raw} la señal en bruto proporcionado por [1], $base$ el valor offset a restar a X_{raw} , $gain$ el factor de ganancia aplicada por [1] a la señal fisiológica de origen, y $X_{delimited}$ el valor original de la señal fisiológica, tras eliminar el offset y la ganancia.

Junto al acotamiento en amplitud, existe otro factor a tener en cuenta y que depende de la base de datos a utilizar, y es la frecuencia de muestreo de las señales, siendo éstas de 512 Hz y 256 Hz en el caso de [1] para las señales ECG y PPG respectivamente. Por ello, para disponer del mismo número de muestras en ambas señales, será necesario aplicar un diezmado en la señal de mayor frecuencia de muestreo, o una interpolación en la menor, permitiéndose ambas opciones en el código del algoritmo, aunque para este trabajo se ha elegido el diezmado de la señal ECG.

En la figura 9 se puede ver el ECG y el PPG, antes y después del acondicionamiento y diezmado, donde también cabe destacar que el orden de ambas operaciones sobre las señales no modifica el resultado final obtenido tras esta etapa.

⁷ <http://www.capnibase.org/>

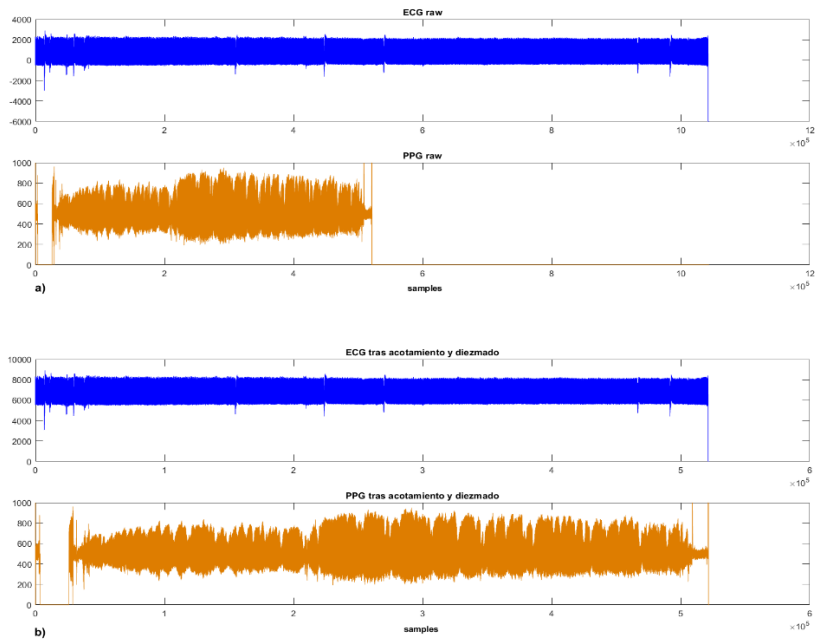


Figura 9. Señales ECG y PPG, a) antes, y b) después, de conformación y diezmado

4.2.2.2. Filtrado

Las señales adquiridas pueden verse alteradas por varias razones como los ruidos aditivos o la interferencia con otras señales fisiológicas presentes a la hora de la realización de la prueba y que puedan modificar los componentes de frecuencia de la señal de interés, en este caso, el ECG y el PPG, siendo esta última la más susceptible de incorporar componentes espectrales provenientes de otras señales.

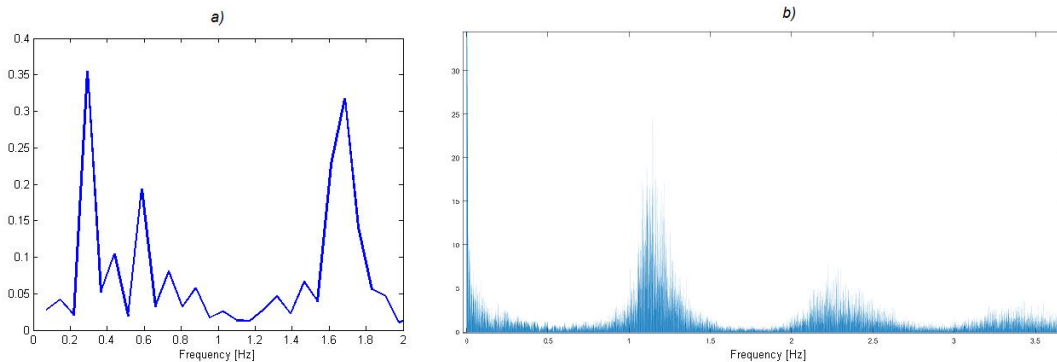
Mediante un análisis de la densidad espectral de potencia (PSD), se pueden conocer las componentes frecuenciales de las señales a procesar. En la tabla 2 se indican las componentes de mayor potencia en las principales señales fisiológicas bajo estudio.

Señal	Estudio	Rango espectral de interés para el trabajo (Hz)
ECG	[54], [55]	[0-30]
PPG	[56]	[0-3]
HRV	[19], [50]	[0-0.4]
SBP	[27]	[0-0.1] & [0.2-0.3]
DBP	[27]	[0-0.1]
PTT	[27]	[0.2-0.3]

Tabla 2. Componentes espectrales de las principales señales a tratar.

Tanto para el ECG como el PPG, primero se ha de eliminar la componente continua de la señal. Como se puede observar en la figura 10a, el espectro del PPG presenta dos picos en las frecuencias de 0.3 Hz y 1.7 Hz. El primero, a 0.3 Hz ó frecuencias cercanas se debe al efecto que tiene la frecuencia respiratoria en el PPG, es decir, depende del ritmo respiratorio del sujeto. El segundo pico se

corresponde con la frecuencia cardíaca del sujeto en el momento de obtener la señal, por tanto, para este trabajo interesa eliminar en la medida de lo posible el primer pico, pero sin modificar el segundo. No obstante, como se observa en la figura 10b, la señal PPG procedente del polígrafo, tiene ya eliminada la componente espectral relacionada con el ritmo respiratorio, por lo que no es indispensable tener en cuenta esas frecuencias al realizar el filtrado para eliminar la componente continua.



*Figura 10. PSD del PPG. a) Incluyendo componentes respiratorios a 0.3 Hz [56].
b) Componentes respiratorios ya eliminados.*

Para el filtro paso alto, se ha elegido un filtro con respuesta al impulso infinito (IIR) de tipo Butterworth, de orden 2, por la sencillez que presenta y por su respuesta máximamente plana. Como contrapartida presenta una respuesta no lineal en frecuencia que se ha solventado con un filtrado digital de fase cero mediante la función *filtfilt* de Matlab, la cual filtra la señal en una dirección para después revertir la secuencia y volver a realizar el filtrado en la dirección contraria. De esta manera la distorsión de fase obtenida será de cero y una función de transferencia resultante de magnitud cuadrada respecto a la del filtro inicial y de orden el doble. La frecuencia de corte inicial fue de $f_c = 0.01 \text{ Hz}$, con el fin de eliminar la componente continua, no obstante se han realizado distintas pruebas sobre el valor de esta frecuencia situándolo finalmente en un valor de $f_c = 0.35 \text{ Hz}$, que es con la que mejores resultados se han obtenido. Para el filtro paso bajo se ha optado por un filtro de media móvil para eliminar componentes a altas frecuencias. En la figura 11 se muestra un intervalo de siete pulsaciones en la señal ECG, antes y después del filtrado aplicado.

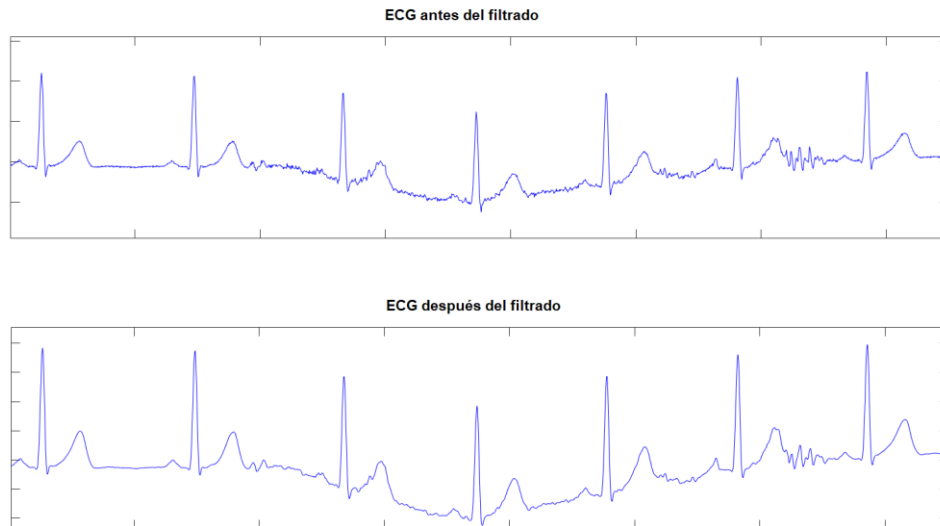


Figura 11. Señal ECG, antes y después del filtrado.

4.2.2.3. Diferenciación de la señal PPG

Una vez preprocesadas las señales ECG y PPG, y como se indicó en el apartado 4.2.1, hay que obtener las derivadas primera y segunda de la señal PPG, para así ver el impacto que tiene la elección de cada una de esas señales para el cálculo del PTT sobre el resultado del mismo. Para ello, se ha optado por la opción más sencilla, la diferencia en adelante (ecuaciones (4.2) y (4.3)), para la que se ha utilizado la función *diff* de Matlab, la cual calcula la diferencia entre dos valores consecutivos de una señal dada. A la señal resultante se le suaviza mediante una ventana móvil y se multiplica por un factor de 10 para aumentar su amplitud y facilitar la detección de máximos en etapas posteriores.

$$dPPG[n] = \frac{(PPG[n+1]-PPG[n])}{2T}, \quad (4.2)$$

$$ddPPG[n] = \frac{(dPPG[n+1]-dPPG[n])}{2T}, \quad (4.3)$$

siendo n la muestra de la señal, y T el intervalo de tiempo entre muestras.

4.2.3. Etapa de detección de máximos

Esta etapa es esencial para poder realizar los cálculos del PTT debido a la necesidad de una correcta detección de las posiciones de los puntos de interés de las señales que intervendrán en dicho cálculo. Existen diferentes vías para la detección de máximos y mínimos de las señales ECG y PPG, siendo las más usuales aquellas que utilizan algoritmos de detección por umbrales adaptativos en amplitud. Estos algoritmos se podrían explicar mediante máquinas de estados en los que en cada estado se ejecutan una o varias funciones dependientes de la muestra de la señal o de alguna variable externa como un contador. El número de umbrales y

funciones que se complementan para la detección puede ser variable, pero siempre teniendo en cuenta que tanto en la etapa de la búsqueda del máximo (o mínimo) como en la etapa en la que se modifican los valores de los umbrales, el parámetro primario a tener en cuenta es la amplitud de la señal en cada instante.

En un principio, el método para hallar los máximos de las cuatro señales a utilizar en el cálculo del PTT (ECG, PPG, dPPG y ddPPG) iba a ser una adaptación del algoritmo detector basada en umbrales adaptativos de [3], el cual presenta una sensibilidad del 99,54% sobre las señales de la base de datos MITDB, utilizando un solo umbral dinámico. Como se puede ver en la figura 12, el funcionamiento del algoritmo se basa en una máquina de estados finito, donde las muestras de la señal se encuentran siempre en uno de los tres estados indicados. Durante el primer estado, se realiza la búsqueda del valor máximo comparando el valor de la muestra actual con una media ponderada de los últimos máximos anteriores, mientras aumenta el contador hasta rebasar el valor de $RR_{\min} + QRS_{int}$, siendo $RR_{\min} = 200\text{ ms}$, un valor correspondiente a 300 pulsaciones por minuto, es decir un ritmo cardíaco teóricamente inalcanzable para un ser humano, y $QRS_{int} = 60\text{ ms}$, valor de un intervalo QRS típico. Una vez que el contador rebase $RR_{\min} + QRS_{int}$, modificará su valor, tomando el valor de la diferencia entre la muestra actual y la muestra en la que se haya encontrado el valor máximo en el estado 1, e incrementándose por cada muestra en el estado 2, hasta que su valor sea igual al de un período RR mínimo, momento en el que se pasa al tercer estado, donde el valor del umbral decrece hasta que alcance o bien a la señal, o bien a un porcentaje de las medias de los últimos máximos. Existen varios parámetros como la ventana de inicial de adquisición de muestras del primer estado en la primera iteración del algoritmo, el número de valores máximos anteriores a tener en cuenta para la búsqueda del máximo, la ponderación de dichos máximos, o los parámetros que influyen en la disminución del umbral, que hacen que este algoritmo sea muy robusto y versátil proporcionando muy buenos resultados al aplicarse sobre el conjunto de las señales ECG, no ocurriendo lo mismo para el caso del PPG (o sus respectivas derivadas). Esto es debido a la existencia de zonas de la señal donde las ondas de pulso contiguas pueden llegar a diferir bastante en amplitud, neutralizando el efecto del umbral de detección y por tanto proporcionando una falsa o inexistente detección de máximos; en la figura 13 se puede ver un intervalo de la señal PPG donde se produce este fenómeno. Si al efecto anterior se le añade la complejidad intrínseca presente en el PPG, ya comentada en el apartado 3.2.1.2, se hace evidente la necesidad de un nuevo algoritmo de búsqueda de máximos, que intente minimizar la dependencia respecto a la forma de la onda.

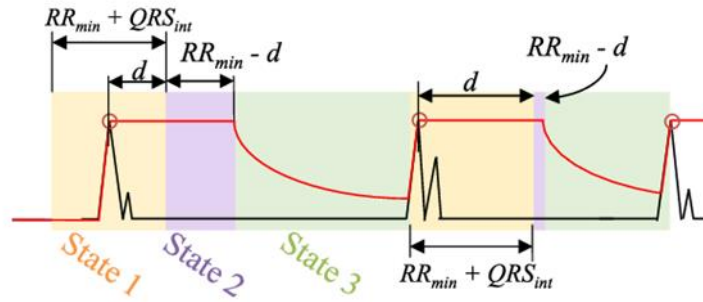


Figura 12. Máquina de Estados Finitos aplicada a una señal ECG. [3].

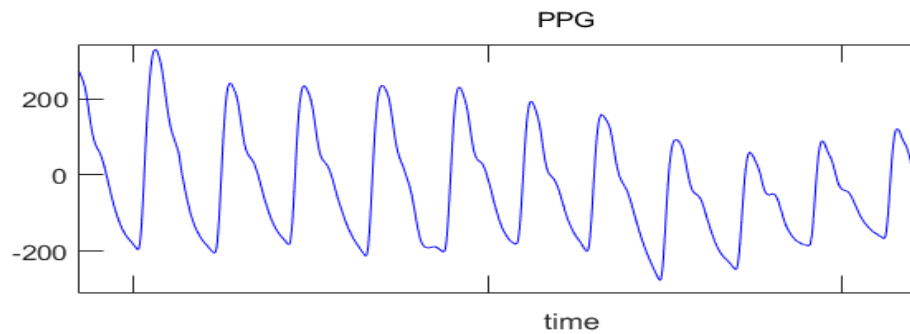


Figura 13. Ondas de Pulso con diferentes amplitudes en una señal PPG.

El algoritmo de detección que se propone en este trabajo, también se puede considerar como un algoritmo de umbral dinámico, pero no en cuanto a la amplitud de la señal se refiere, sino a los intervalos entre pulsaciones y está compuesto de dos estados. En el primero se realiza una búsqueda del máximo en un intervalo cuya duración depende de la duración que hayan tenido los intervalos anteriores y del punto donde se haya obtenido el máximo anterior, y en el segundo estado, en lugar de realizar una búsqueda, se mantiene un intervalo de espera, que sirve de transición hasta llegar al siguiente estado de búsqueda de máximos, y cuya duración también es función de intervalos pasados. Como se apuntó en la sección 3.2.1.4, de entre todos los intervalos IBI, consecutivos, aquellos cuya diferencia en módulo sea superior a un valor x , quedan definidos por el parámetro $pNNx$. Diversos estudios como [57], [58] y [59], evidencian que para valores de x superiores a los 80 ms, el parámetro $pNNx$ decrece exponencialmente, siendo menor cuanto mayor sea la variabilidad supuesta entre los intervalos NN, es decir, por x , como se puede observar en la figura 14, donde a medida que aumenta el intervalo NN, parametrizado por x , disminuye el porcentaje de intervalos superiores a dicho valor. Esto quiere decir que cuanto mayor sea la diferencia supuesta entre dos intervalos consecutivos entre máximos, menor será la probabilidad de que existan dichos intervalos.

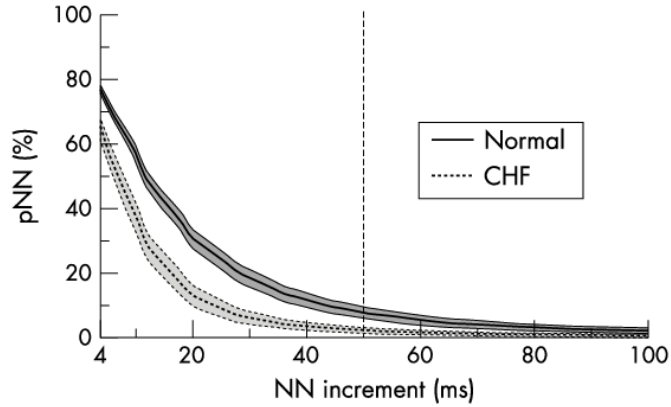


Figura 14. $pNNx$ en función de x (hasta 100 ms), en el caso de sujetos con y sin Fallo Cardíaco Congestivo (CHF). [57].

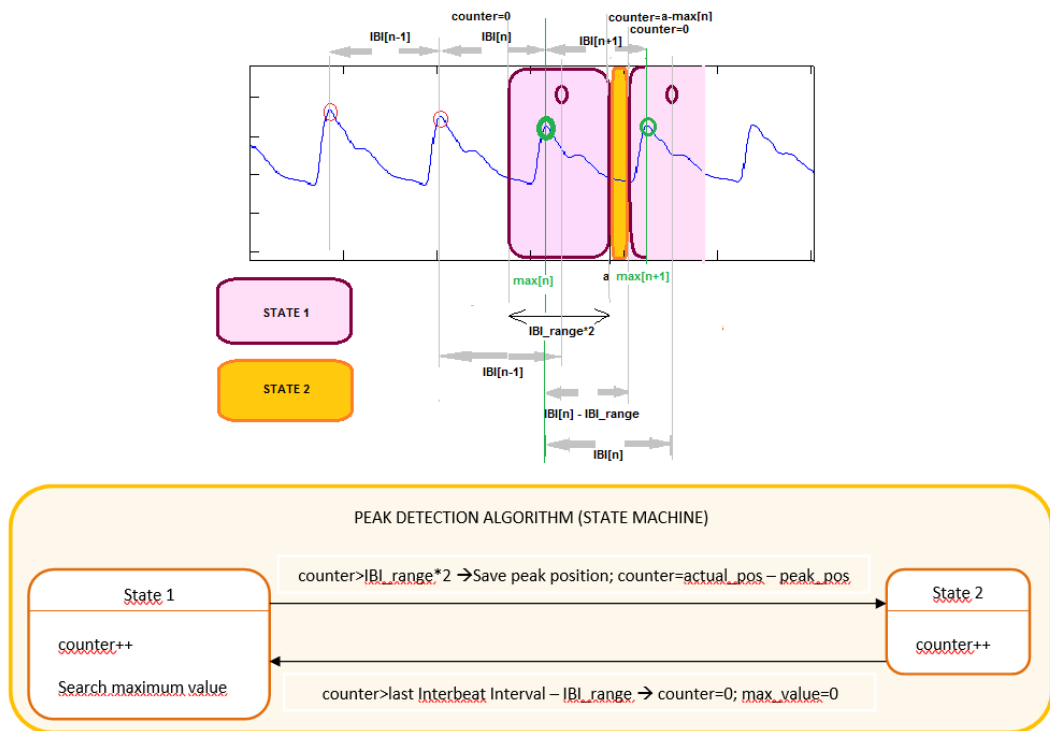


Diagrama 2. Algoritmo de detección de picos por intervalos dinámicos.

En el diagrama 2 se indica el modo de funcionamiento del algoritmo de detección de picos por intervalos dinámicos. Para hallar el máximo n -ésimo de la señal, $max[n]$, el algoritmo en el Estado 1 busca el máximo entre los límites que aparecen en las ecuaciones (4.4) y (4.5):

$$margen_inferior[n] = posición\{max[n - 1]\} + IBI[n - 1] - rango_IBI, \quad (4.4)$$

$$margen_superior[n] = margen_inferior[n] + 2 * rango_IBI, \quad (4.5)$$

siendo $[n]$ el máximo a detectar, $IBI[n - 1]$ el intervalo entre los máximos $[n - 1]$ y $[n - 2]$, y $rango_IBI$ el rango de búsqueda permitido.

Por tanto, la detección del máximo no se centra tanto en el valor que tenga la amplitud sino en el intervalo en el que se realiza dicha búsqueda, necesitando de datos de instantes anteriores para realizar detecciones futuras. Esto lleva directamente a plantearse cómo conseguir los primeros valores máximos al comienzo de la señal. Para ello se ha utilizado una adaptación para los primeros cuatro máximos del algoritmo de umbral dinámico en amplitud de [3], ya que debido a su naturaleza, permite una rápida detección del incremento de los valores de la señal, lo cual permite una detección temprana de los picos, independientemente de la exactitud de las posiciones de los mismos, ya que con el paso del tiempo, la detección de los máximos tenderá rápidamente a ser más precisa. Una vez que se tengan los primeros cuatro máximos, cifra que podría aumentar pero que se ha considerado suficiente teniendo en cuenta la evolución del algoritmo sobre las señales bajo estudio, el algoritmo de intervalos dinámicos entra en funcionamiento. Se comienza en el *Estado 1*, donde ya se disponen de cuatro picos y al menos un intervalo IBI válido, con el cual se puede determinar la zona de la señal donde estará ubicado probablemente un máximo de la onda del pulso. El contador toma el valor cero al llegar al margen inferior, y aumenta según las muestras de la señal hasta que toma el valor de $2 * rango_IBI$ muestras, es decir, hasta que recorre toda la zona de búsqueda. Se ha asignado un valor aproximado de 250 ms para el rango IBI, lo que conlleva a una zona de búsqueda de 500 ms, pudiendo darse otros valores para otras casuísticas. Una vez alcanzado el límite superior de la zona de búsqueda, se pasa al *Estado 2* (estado de espera), donde no se realiza ninguna búsqueda y su duración depende del punto en el que se haya encontrado el máximo $[n]$ en el estado previo, ya que a partir del intervalo de ese máximo y el anterior, se volverá a calcular el intervalo dinámico y por consiguiente el fin del *Estado 2* y el comienzo del *Estado 1* nuevamente. En la figura 15 se comparan como ejemplo de funcionamiento, los resultados tras aplicar sobre una señal PPG y otra dPPG, ambos algoritmos de detección de picos, tanto por umbrales dinámicos en amplitud como por intervalos dinámicos.

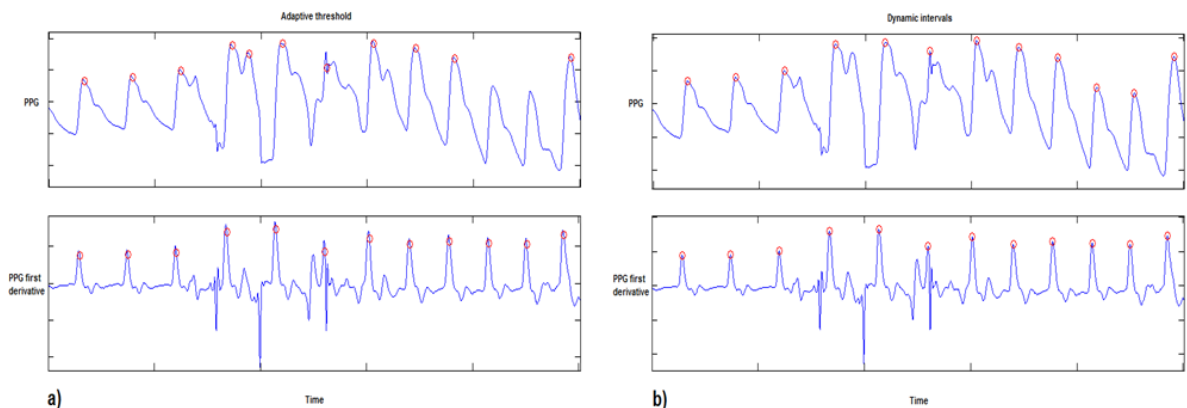


Figura 15. Comparativa de algoritmos de detección de máximos. a) Aplicando umbrales adaptativos en amplitud. b) Utilizando intervalos dinámicos.

4.2.4. Descarte y acotamiento de los vectores de los máximos

Una vez que se obtengan los diferentes vectores de las señales con las respectivas posiciones de los máximos detectados, se necesitarían cumplir ciertas condiciones para pasar a calcular el PTT. En primer lugar, ambos vectores han de tener la misma longitud (mismo número de máximos de las pulsaciones), siendo uno de ellos el vector de las posiciones de los máximos del ECG y el otro, uno de entre los vectores de los máximos del PPG, dPPG o ddPPG. En segundo lugar y como el PTT es la diferencia entre los picos detectados, la señal ECG toma el papel de sustraendo, siendo el minuendo una de las otras tres señales (dependiendo de la forma que se quiera calcular el PTT), por tanto, además de una correspondencia unívoca entre los picos de las señales que intervienen en la resta, es importante que la posición del pico n de la señal que adopta el papel de minuendo sea mayor que su correspondiente posición del máximo del ECG detectados, pero a la vez menor que la posición del máximo $n+1$, ya que el tiempo de tránsito del pulso no puede ser superior a la duración de un pulso.

En el diagrama 3 se detalla el flujo a seguir para la preparación de los vectores para el cálculo del PTT, donde en primer lugar se comprueba la posición de las primeras muestras de los vectores para que cumplan el segundo requisito anteriormente mencionado. Después se procede de igual manera para las muestras finales e intermedias, pero en este último caso, adicionalmente se comprueba que los máximos intermedios estén posicionados en un intervalo preestablecido con respecto a su máximo anterior. De esta manera, si se desea, se pueden descartar eventos como las arritmias con tan solo dar un valor al umbral de ese intervalo preestablecido. En ese trabajo el umbral se ha establecido $\pm 30\%$ respecto al IBI anterior. En el diagrama 3 el vector A representa las posiciones del ECG, y el vector B corresponde a la segunda señal elegida, tal como se ha indicado anteriormente.

En la figura 16 se muestra un ejemplo de las primeras muestras de las señales de ECG y dPPG, y cómo se realiza la eliminación de los picos necesarios para la preparación de ambos vectores.

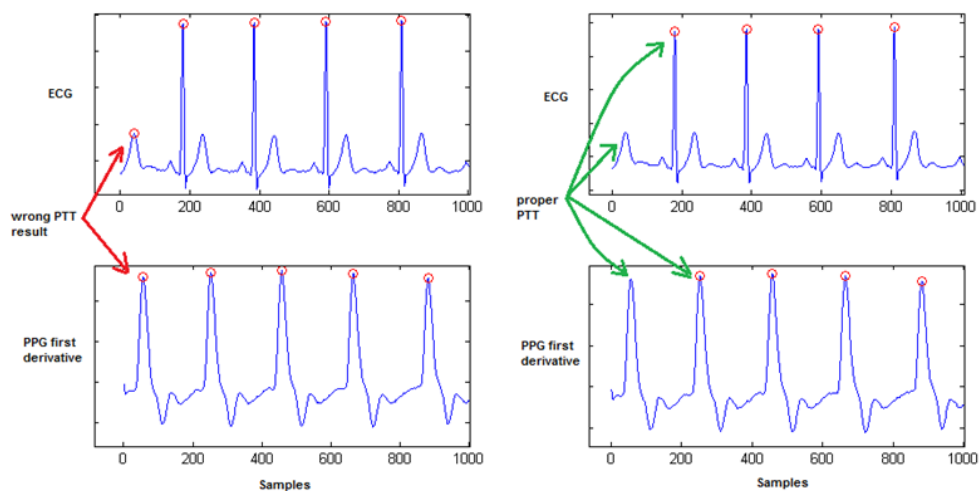


Figura 16. Ejemplo de eliminación de picos erróneos y preparación de los vectores de las posiciones de los máximos.

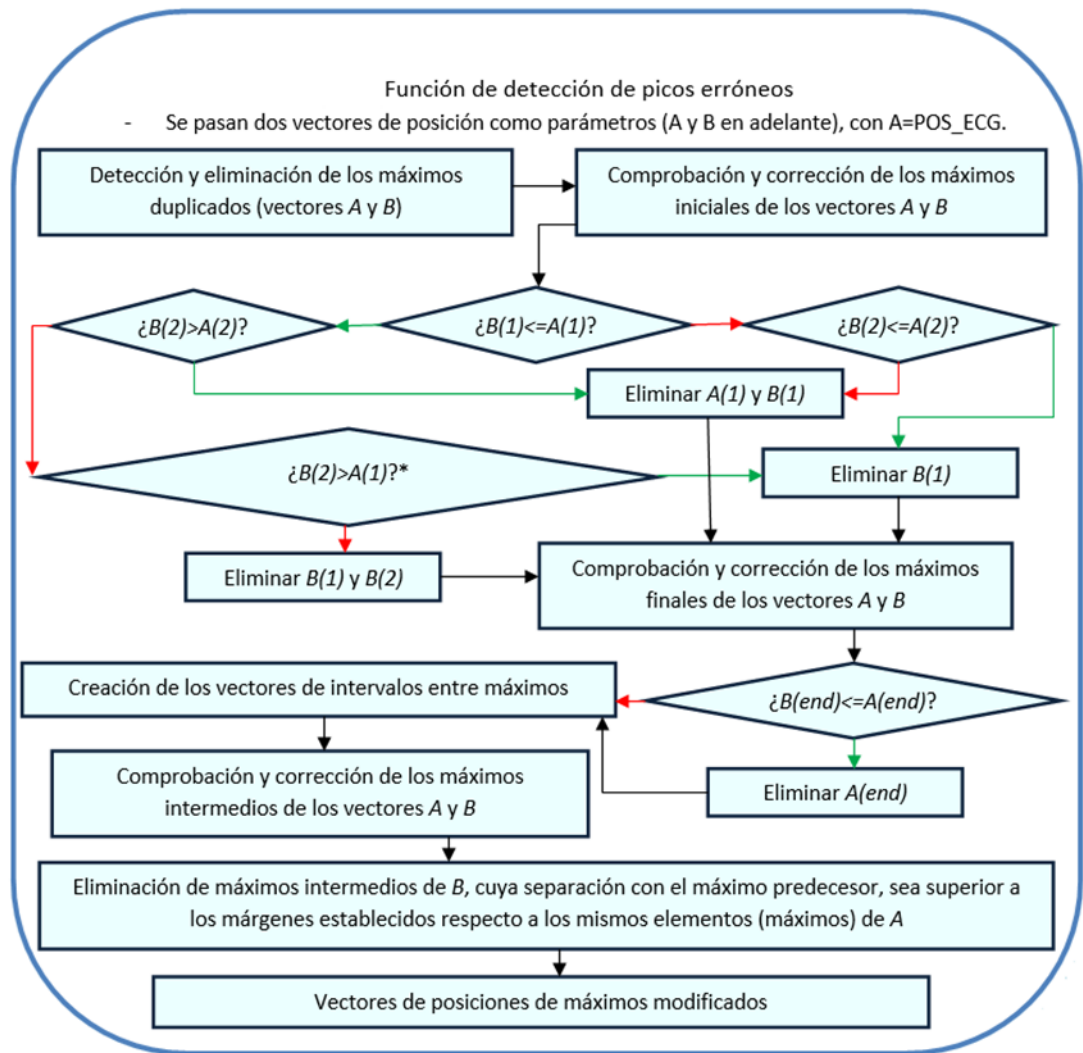


Diagrama 3. Procedimiento de preparación de los vectores involucrados en el cálculo del PTT.

4.2.5. Cálculo del PTT

Como ya se ha comentado, el PTT se puede hallar como la diferencia de tiempo entre los máximos de las señales PPG, dPPG o ddPPG, y la señal ECG. El rango de valores que puede llegar a tener el PTT depende de la elección de las señales involucradas, así como del punto arterial del que se obtienen las muestras, debido a la distancia recorrida por la onda del pulso. Para el caso de un sujeto sano, y las señales ECG y PPG (adquirida ésta última en el dedo índice), se estima un tiempo de tránsito de pulso orientativo de entre 300 y 340 ms, siendo estos valores 30 ó 50 ms menores en el caso del dPPG y ddPPG respectivamente. Por tanto, el cálculo básico del PTT se reduce a las ecuaciones (4.6) y (4.7):

$$PTT_{samples} = VEC_B - VEC_A, \quad (4.6)$$

$$PTT_{time} = \frac{PTT_{samples}}{f_s} \quad (4.7)$$

siendo $A \equiv ECG$, $B \equiv \{PPG, dPPG, ddPPG\}$, f_s la frecuencia de muestreo y VEC el vector de las posiciones de los máximos.

Las expresiones anteriores, además de servir para calcular el PTT, también proporcionan el rango o la granularidad que éste posee, puesto que la mínima granularidad se fija a través de la frecuencia de muestreo de tal manera que el mínimo valor teórico posible (distinto de cero) para el PTT se dará cuando haya una muestra de diferencia entre dos máximos de los vectores involucrados, lo cual se traduce en un valor de $1/f_s$. De la misma manera, se definen el abanico de posibles valores que puede tomar el PTT como los múltiplos de $1/f_s$, no pudiendo tomar valores que sean menores a la granularidad mínima que es la de la frecuencia de muestreo. Sin embargo, el PTT proporcionado por [1] (PTT_{ST}) posee una granularidad de aproximadamente 1 ms, es decir menor que los $1/256$ del PTT hallado por el algoritmo (PTT_{calc}). Este hecho podría deberse a que el dispositivo de [1] utiliza alguna señal de entre el ECG, el PPG, u otra auxiliar, adquirida a una frecuencia de 1024 Hz, lo cual se ha descartado debido a que la máxima frecuencia de muestreo que brinda la herramienta es de 512 Hz. Otra posibilidad es que el algoritmo de cálculo del dispositivo realice un promediado mediante algún tipo de ventana que haga que se obtengan valores del PTT con una mejor resolución, lo cual también explicaría la existencia de una mayor suavidad entre valores consecutivos, en el caso de PTT_{ST} respecto a PTT_{calc} , como se indica en la figura 17.

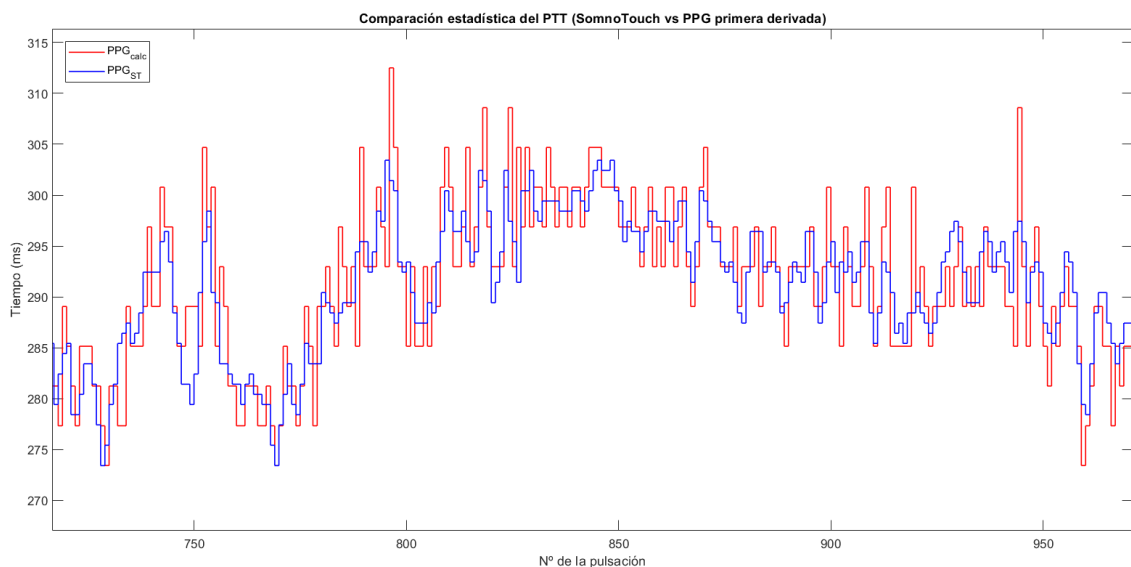


Figura 17. Comparación entre el PTT_{calc} básico (hallado mediante las señales ECG y dPPG), y PTT_{ST} .

Dado que uno de los objetivos del trabajo consiste en tratar de comparar ambos valores de PTT, se ha pensado en modificar el valor del PTT básico hallado según las ecuaciones 4.6 y 4.7, pasándolo por una ventana de media móvil, y así obtener un PTT con la misma granularidad que el proporcionado por el dispositivo. Los mejores resultados en cuanto a similitud de granularidad entre PTT_{ST} y PTT_{calc} se han dado para un valor de ventana de $v = 4$, aunque con una ventana de $v = 3$ la comparativa estadística entre ambas era más parecida, por lo que finalmente se ha

decidido escoger ese último valor para la ventana de la media móvil aplicada al PTT_{calc} . En la figura 18 se representa el mismo intervalo del PTT que en la figura 17, salvo que en esta ocasión, se ha aplicado el suavizado al PTT_{calc} , obteniendo una similitud mucho mayor que en el caso anterior.

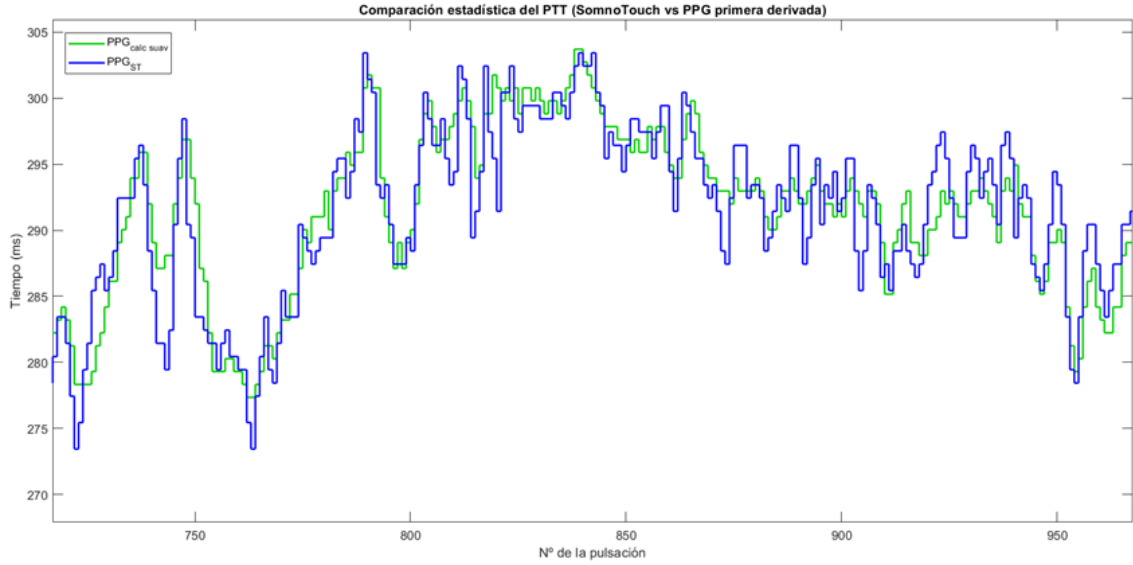


Figura 18. Comparación entre el PTT_{calc} avanzado (hallado mediante las señales ECG y dPPG, y suavizado mediante una media móvil de ventana $v = 3$), y PTT_{ST} .

4.2.6. Comparación estadística para el PTT

Con el PTT hallado, es el momento de realizar las comparativas estadísticas para ver el grado de acierto del algoritmo en cuanto a similitud con los datos que proporciona [1].

En primer lugar se comparará el $PTT_{calc av}$ (PTT_{calc} tras ser suavizado) con PTT_{ST} . Para ello se usarán el estimador estadístico de la raíz del error cuadrático medio (RMSE), la covarianza y el coeficiente de correlación de Pearson.

4.2.6.1. RMSE

Se puede definir como la medida que relaciona un estimador estadístico con valores predichos por un modelo (en este caso $PTT_{calc av}$) con respecto a un parámetro estimado cuyos valores sí se han observado (PTT_{ST}), y teniendo las mismas unidades que la cantidad que se estima. Cuanto menor sea la RMSE, menor será la diferencia entre el valor estimado y el observado, quedando definido por la ecuación (4.8):

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (\hat{Y}_i - Y_i)^2}{M}}, \quad (4.8)$$

siendo M el número de muestras, \hat{Y} el vector de predicciones ($PTT_{calc av}$), e Y el vector de los valores conocidos (PTT_{ST}).

4.2.6.2. Covarianza

La covarianza determina el grado de variación conjunta entre dos variables aleatorias respecto a sus medias, es decir indica la dependencia que existe entre ambas variables, y dependiendo de si toma valores positivos, negativos ó cero, significa que la relación entre las variables es directa, inversa o inexistente, respectivamente, siendo dicho valor dependiente de la escala de medida de las variables.

4.2.6.3. Coeficiente de correlación de Pearson

Es una medida lineal de dependencia entre dos variables aleatorias cuantitativas, quedando definido por la ecuación (4.9):

$$\rho_{X,Y} = \frac{\sigma_{XY}}{\sigma_X \sigma_Y}, \quad (4.9)$$

Siendo σ_{XY} la covarianza entre dos variables aleatorias, y σ_X , σ_Y las desviaciones estándar de las respectivas variables X e Y .

4.2.7. Comparación estadística para el SBP

Para la estimación del SBP se utilizarán las funciones *polyfit* y *polyval* de Matlab con el fin de realizar una aproximación polinómica, primero hallando los coeficientes del polinomio que mejor ajusta los valores de $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} a los valores del SBP proporcionado por [1] ($SBP_{provided}$), en sentido de mínimos cuadrados mediante *polyfit* de Matlab, para después evaluar ambos polinomios con los valores de $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} , obteniendo las estimaciones $SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST} , y pudiendo aplicar las mismas comparaciones estadísticas que en el punto anterior.

5. Resultados

En este capítulo se analizarán los resultados obtenidos mediante la solución propuesta en el capítulo 4. Para poder aplicar el algoritmo, se han utilizado las seis señales procedentes de seis sujetos de entre 21 y 28 años, de 30 minutos de duración.

Estas señales se han segmentado en señales de menor longitud, para poder aplicar el algoritmo sobre ellas, debido a que las originales presentaban intervalos en los que la presencia de la señal era nula, llena de artefactos o de muy baja calidad, y por tanto era necesario realizar una selección mínima y manual para poder aplicar el algoritmo comentado en el capítulo anterior y así calcular el PTT. El criterio que se ha seguido para realizar la división de la señal en intervalos menores ha sido evitar zonas de señal nula y aquellas donde debido a un probable problema en la etapa de adquisición, se haya derivado en unas muestras que no se corresponden con lo que debería de representar la muestra fisiológica, como se observa en la figura 19.

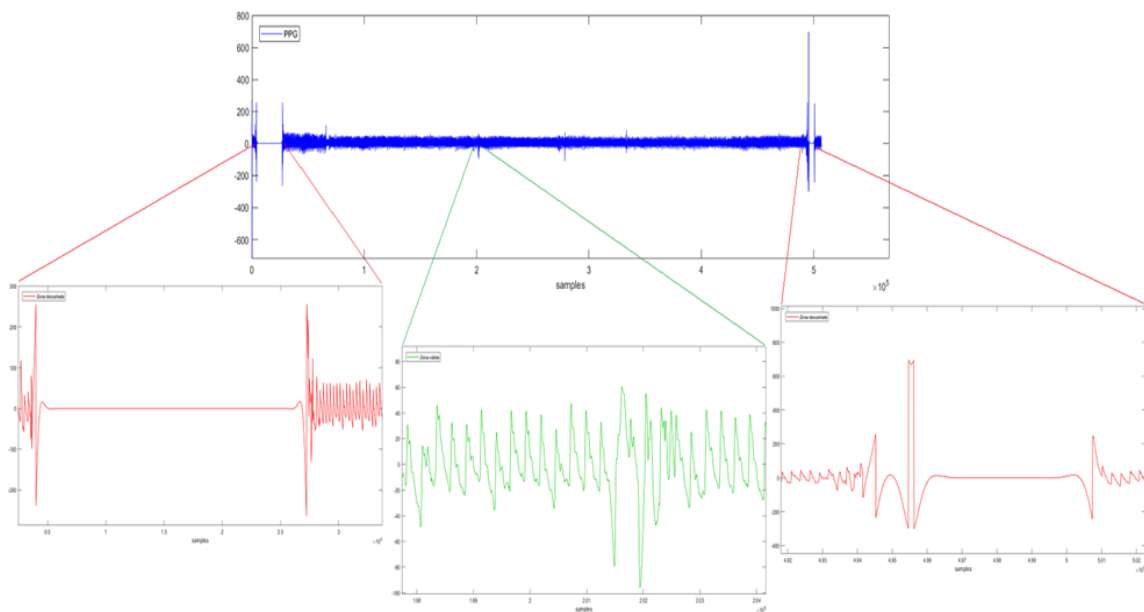


Figura 19. Señal PPG (en azul), con zonas descartables ampliadas (en rojo) y zona válida (en verde) a pesar de la mala calidad de la señal.

5.1. Comparativa estadística $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST}

En la tabla 3 se detalla la división de las señales adquiridas en subintervalos de menor duración, clasificándose en S (short, 60"), M (Medium, 210"), L (Large, 420") y XL (29'17"), las cuales corresponde a un número de muestras de 15360, 53760, 107520 y 450000 respectivamente y además se indica si ha sido posible o no, determinar el PTT utilizando una señal determinada como minuendo (PPG, dPPG, ddPPG), y se exponen los resultados estadísticos al comparar $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} .

Id Sujeto	Id Intervalo	Comparación Estadística PPT_calc_av VS PTT_ST								
		Cálculo PTT Mediante								
		PPG			dPPG			ddPPG		
RMSE	σ	r	RMSE	σ	r	RMSE	σ	r		
1	S_1	5.33	3.76	0.21	2.58	5.42	0.75	2.64	6.24	0.69
	S_2	3.94	4.84	0.39	2.3	6.16	0.7	3.39	1.8	0.25
	S_3	3.64	12.7	0.66	2.54	15.3	0.85	4.45	3.57	0.36
	S_4	3.59	9.79	0.64	3.38	7.37	0.8	4.15	0.87	-0.27
	S_5	4.87	13.85	0.54	1.89	17.61	0.92	4.34	0.91	0.43
	S_6	5	21.95	0.65	2.29	21.09	0.9	3.85	13.37	0.67
	S_7	5.17	10.85	0.46	2.12	13.26	0.86	3.29	8.79	0.7
	M_1	5.45	43.37	0.77	2.91	37.02	0.9	15.53	40.57	0.36
	M_2	3.07	4.6	0.53	2.59	7.05	0.7	4.07	2.93	0.26
	L_1	5.48	18.19	0.58	2.58	15.58	0.84	4.94	3.08	0.23
	L_2	-	-	-	2.76	14.95	0.81	4.31	6.49	0.44
2	XL_1	6.69	42.26	0.66	2.71	65.56	0.95	7.6	44.8	0.6
	S_8	3.01	10.01	0.68	-	-	-	3.26	4.5	0.57
	S_9	4.28	21.42	0.76	2.48	11.88	0.81	3.66	7.33	0.56
3	M_3	3.55	5.22	0.46	-	-	-	3.5	2.81	0.38
	S_10	4.2	2.38	0.23	3.78	4.05	0.4	5.13	-0.98	-0.09
	S_11	3.17	7.15	0.60	2.65	8.77	0.74	4.76	7.14	0.39
	M_4	-	-	-	3.43	5.96	0.55	4.65	0.78	0.2
4	M_5	-	-	-	3.13	5.39	0.55	4.44	1.36	0.12
	S_12	-	-	-	2.41	26.65	0.9	3.97	13.64	0.7
	S_13	4.91	22.31	0.67	2.86	31.51	0.9	4.56	22.55	0.71
	S_14	9.52	57.38	0.70	2.84	32.7	0.89	5.41	11.3	0.52
5	L_3	-	-	-	4.05	25.17	0.77	-	-	-
	S_15	4.07	16.31	0.76	2.07	8.79	0.81	3.13	4.71	0.51
	S_16	3.64	9.96	0.64	2.19	5.11	0.75	3.13	2.08	0.32
	S_17	5.14	32.66	0.86	2.25	12.33	0.83	172.83	208.6	0.29
	S_18	6.07	7.05	0.38	2.2	4.65	0.66	2.43	6.18	0.67
	L_4	12.32	17.31	0.36	2.18	9.35	0.81	3.16	6.05	0.56
6	L_5	-	-	-	5.18	12.32	0.51	4.82	5.43	0.32
	S_19	5.06	9.02	0.41	3.25	11.18	0.69	3.55	9.73	0.62
	S_20	4.62	8.59	0.53	2.18	5.72	0.71	2.62	3.76	0.53
	M_6	10.83	16.5	0.31	8.23	12.34	0.32	8.86	5.67	0.15

Tabla 3. Comparación estadística entre $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} . Raíz del Error Cuadrático Medio (RMSE), covarianza (σ) y coeficiente de correlación de Pearson (r).

A partir de la tabla anterior se puede concluir que dependiendo de la vía elegida para hallar el PTT, se puede tener un amplio rango de resultados para una misma señal. Así, para la señal S_1, dependiendo de si se ha hallado el PTT

mediante PPG o ddPPG, el valor de r varía de 0.21 a 0.69, ocurriendo algo similar en el caso de la señal S_17, donde $r = 0.86$ al utilizar el PPG para hallar $PTT_{calc\ av}$, y $r = 0.29$ al recurrir a ddPPG. La señal utilizada para el cálculo del PTT con la que mayores correlaciones se ha obtenido ha sido dPPG (hasta un 95% en XL_1), probablemente porque sea la misma señal base del algoritmo usado por [1] para calcular el valor del PTT. Hay que anotar que, aunque mediante la señal ddPPG no exista una correlación sólida entre ambos vectores PTT, es con esa señal con la que se obtienen mayores tasas de cálculo del PTT para el conjunto de señales propuestas, ya que solamente el algoritmo ha sido incapaz de hallar el PTT mediante el ddPPG en tan solo una ocasión, en el caso de la señal L_3.

En la figura 20 se muestra un diagrama de caja del coeficiente de correlación de Pearson entre $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} , según la señal empleada en el proceso de cálculo del PTT, para las señales de la clase S. En ella se puede observar que el método con el que se obtiene una mayor similitud entre ambos PTT, es el que utiliza la primera derivada de la señal PPG. En la figura 21, se representa el $PTT_{calc\ av}$ de la señal M_1 para los tres casos de las señales a emplear, junto al PTT_{ST} . En los casos en los que se emplean las señales PPG y ddPPG y debido a que probablemente el algoritmo de [1] utiliza la señal dPPG, en lugar de PPG y ddPPG, al vector PTT_{ST} se le ha añadido un factor offset de valor positivo en el caso de que la comparación haya sido respecto al caso del PPG, y negativo para el ddPPG, debido a que dicho offset no modifica la variabilidad ni la forma del PTT proporcionado por la herramienta, sin embargo sí que proporciona una alternativa para que la comparativa de datos como la RMSE sea más fiable debido a que ambos vectores, $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} se sitúen en márgenes parecidos sin modificar la naturaleza del segundo vector.

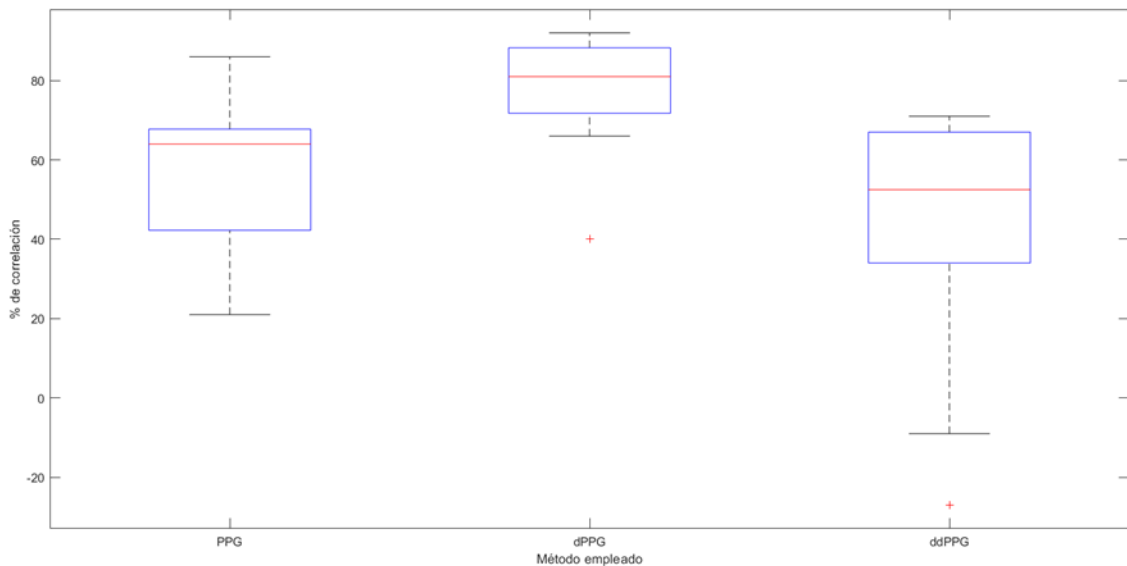


Figura 20. Representación del coeficiente de correlación entre $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} según la señal utilizada en el cálculo, para el conjunto de intervalos S.

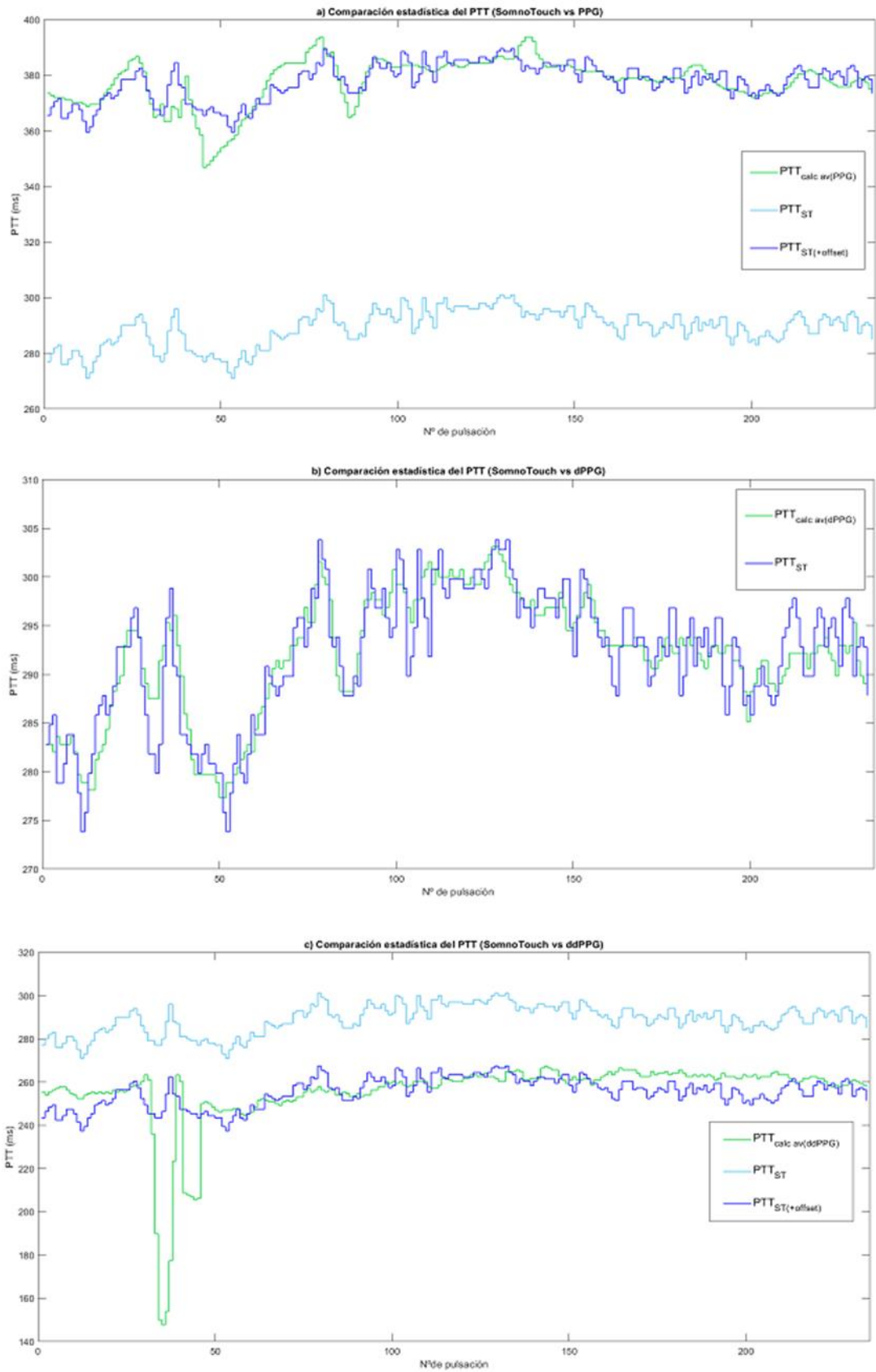


Figura 21. Representación del $PTT_{calc\ av}$ y PTT_{ST} del intervalo M_1 según la señal empleada para el cálculo. a) Empleando PPG. b) Empleando la primera derivada del PPG. c) Empleando la segunda derivada del PPG.

5.2. Comparativa estadística de $SBP_{provided}$ con $SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST}

En la tabla 4. se muestran los parámetros estadísticos obtenidos al comparar la SBP de referencia proporcionada por [1] ($SBP_{provided}$), con las estimadas mediante $PTT_{calc\ av}$ ($SBP_{calc\ av}$), y PTT_{ST} (SBP_{ST}), para los mismos intervalos de la tabla 3.

Id Sujeto	Id Intervalo	Mejor Vía para SBP	Comparación Estadística entre $SBP_{provided}$ VS $SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST}			
			$SBP_{calc\ av}$		SBP_{ST}	
			RMSE	ρ	RMSE	ρ
1	S_1	dPPG	1.45	0.76	1.21	0.84
	S_2	dPPG	1.28	0.78	1.38	0.74
	S_3	dPPG	1.73	0.88	1.73	0.88
	S_4	dPPG	1.31	0.87	1.31	0.86
	S_5	dPPG	1.08	0.96	1.63	0.91
	S_6	dPPG	1.57	0.93	1.67	0.92
	S_7	dPPG	1.4	0.87	1.52	0.85
	M_1	dPPG	1.3	0.96	1.66	0.93
	M_2	dPPG	1.08	0.83	1.19	0.79
	L_1	dPPG	0.99	0.93	1.33	0.86
	L_2	dPPG	1.14	0.89	1.29	0.85
	XL_1	dPPG	1.44	0.97	1.72	0.96
2	S_8	PPG	1.81	0.79	1.32	0.89
	S_9	PPG	1.08	0.9	1.43	0.83
	M_3	PPG	2.15	0.55	1.4	0.84
3	S_10	dPPG	1.64	0.47	1.18	0.77
	S_11	dPPG	1.2	0.79	1.38	0.71
	M_4	dPPG	1.52	0.63	1.23	0.78
	M_5	dPPG	1.37	0.6	1.14	0.74
4	S_12	dPPG	1.36	0.93	1.6	0.9
	S_13	dPPG	1.33	0.91	1.63	0.87
	S_14	dPPG	1.26	0.91	1.38	0.9
	L_3	dPPG	1.56	0.84	1.42	0.87
5	S_15	dPPG	0.94	0.86	1.21	0.75
	S_16	dPPG	0.97	0.79	0.93	0.81
	S_17	PPG	1.11	0.85	1.18	0.83
	S_18	ddPPG	0.82	0.69	0.86	0.65
	L_4	dPPG	1.04	0.89	1.21	0.84
	L_5	dPPG	2.02	0.53	1.23	0.86
6	S_19	dPPG	0.88	0.74	1.01	0.63
	S_20	dPPG	0.7	0.78	0.87	0.63
	M_6	PPG	1.82	0.43	1.26	0.78

Tabla 4. Comparativa estadística entre $SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST} con respecto a $SBP_{provided}$.

De la tabla anterior se puede extraer que la señal con la que se halla el PTT que mejores resultados de estimación de la SBP proporciona es dPPG, y en esta ocasión esto no se puede asociar a que la herramienta utiliza la primera derivada del PPG, como en el apartado anterior, ya que los valores de la SBP (al contrario que el PTT), son independientes de la metodología que se siga para su estimación y por tanto la señal elegida será la que aproxime más la $SBP_{calc\ av}$ a SBP_{ST} , no siendo necesario que sea la señal con la que se haya obtenido mayores correlaciones en el caso del PTT. En la figura 22, se representa el $PTT_{calc\ av}$ hallado con la señal dPPG, y la $SBP_{calc\ av}$ estimada junto a la de referencia. Se observa claramente como ambos parámetros, el PTT y la SBP son inversamente proporcionales, es decir a mayor presión arterial sistólica, menor será el tiempo necesario para el desplazamiento de la onda del pulso entre dos puntos arteriales, y viceversa, a menor presión arterial, la onda del pulso requerirá de mayor tiempo en recorrer la distancia de separación entre los mismos puntos arteriales.

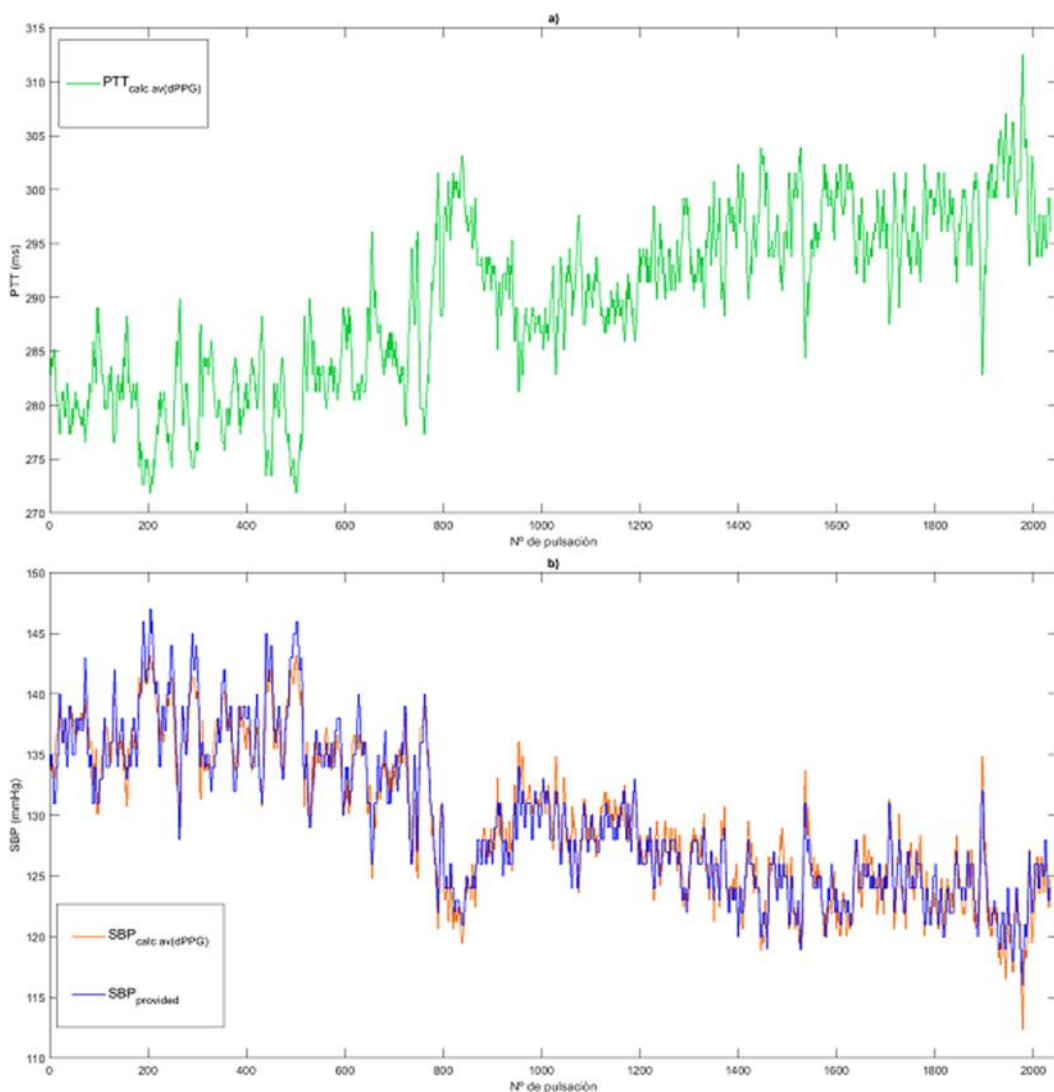


Figura 22. Relación PTT-SBP para el intervalo XL_1. a) $PTT_{calc\ av}$ hallado mediante la señal dPPG. b) $SBP_{provided}$ junto a $SBP_{calc\ av}$ estimado mediante $PTT_{calc\ av}$.

En la figura 23 se representa $SBP_{provided}$ junto a los vectores SBP estimados ($SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST}), respecto a los vectores PTT correspondientes, donde además queda evidente que la relación entre el PTT y la SBP se podría considerar prácticamente lineal. Finalmente, la figura 24 compara las dos SBP estimadas con $SBP_{provided}$ para el intervalo XL_1, dando evidencia del alto grado de correlación existente, tanto entre las SBP estimadas como respecto a $SBP_{provided}$, lo cual es un indicio sólido de que el algoritmo propuesto ha proporcionado unos resultados aceptables.

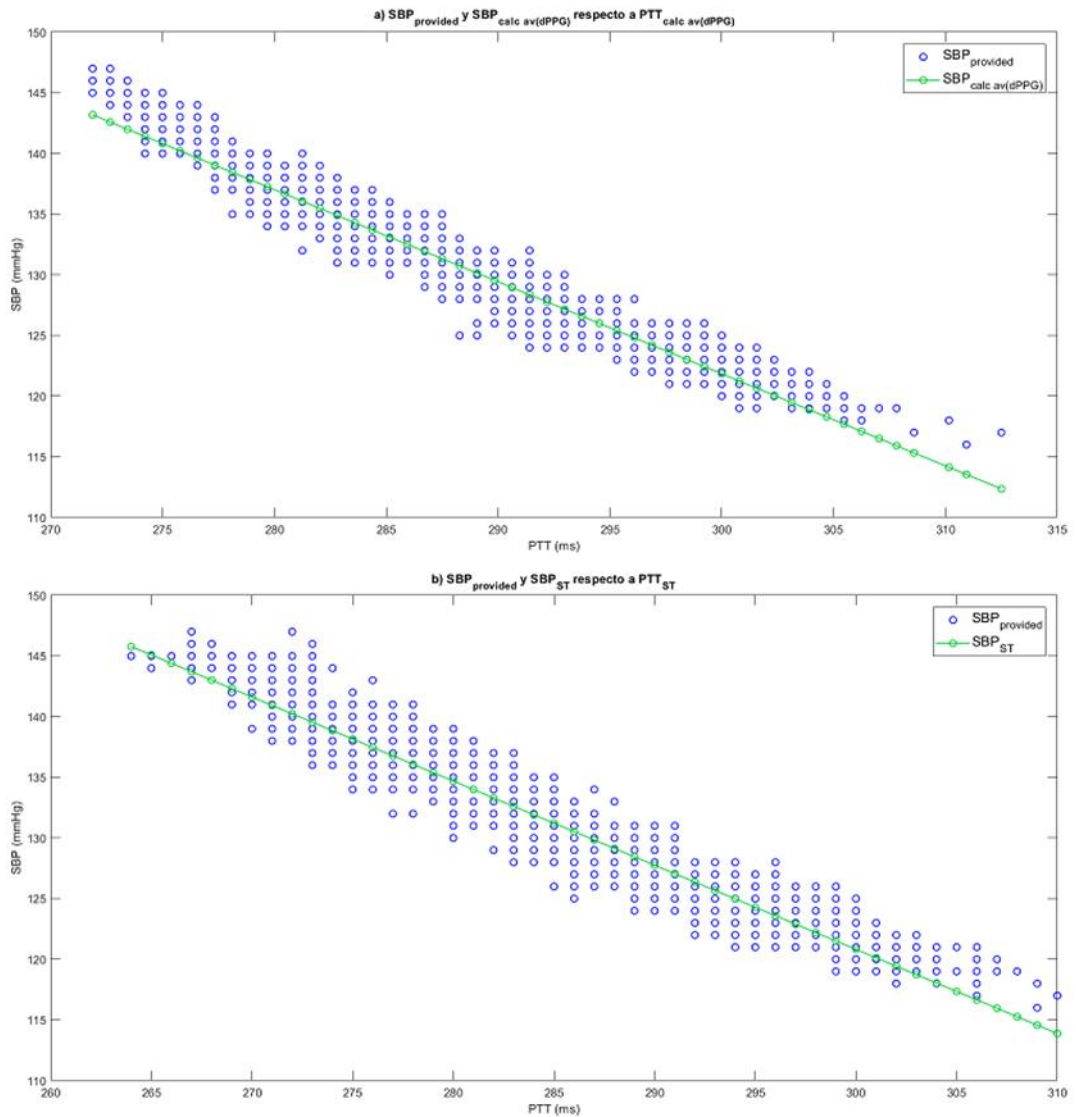


Figura 23. Función SBP-PTT.

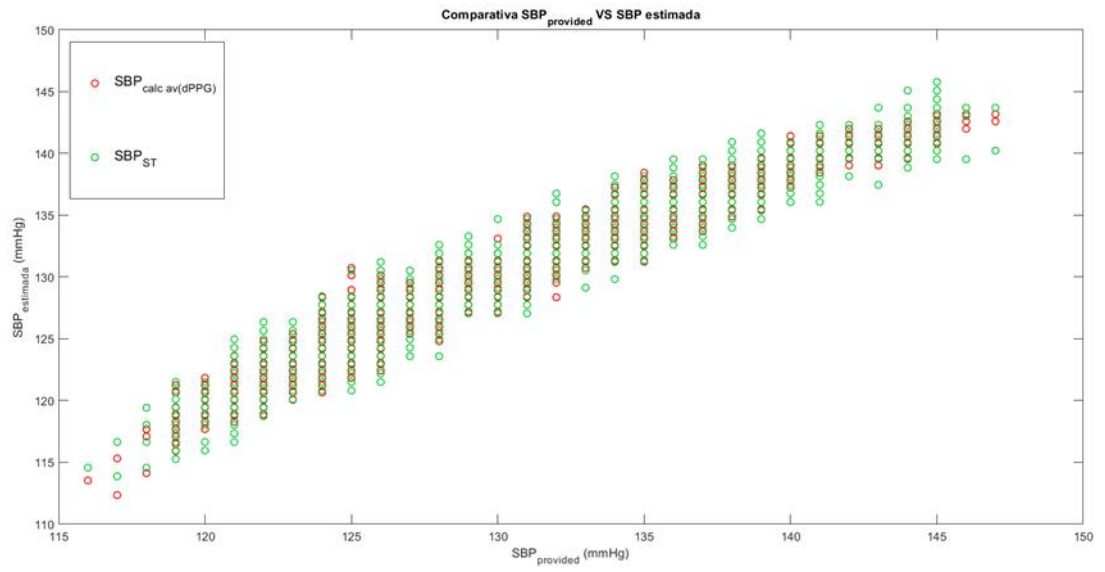


Figura 24. Representación de las SBP estimadas ($SBP_{calc\ av}$ y SBP_{ST}) en función de $SBP_{provided}$.

6. Conclusiones y mejoras

Desde el comienzo de este trabajo se han planteado varios objetivos muy claros, como poder hallar el PTT mediante métodos mínimamente invasivos, que el algoritmo propuesto fuera capaz de aportar originalidad en cuanto al tratamiento de la señal y metodología empleado, y que pudiera ser una base sólida para trabajos futuros.

Las principales conclusiones que se pueden extraer llegados a este punto y con vista a los capítulos anteriores son las que se describen a continuación.

- Dado el extenso campo de investigación que suponen tanto los parámetros fisiológicos, como las señales biomédicas (así como su tratamiento), y con vista al caso concreto de hallar la BP, la elección de las señales ECG y PPG para calcular el PTT, ha sido la metodología más propicia con los recursos disponibles.
- Si bien es cierto que la obtención de la señal PPG es mínimamente invasiva, tanto la señal como sus derivadas son susceptibles de degradar su calidad debido a diversos factores, que junto a la dificultad intrínseca de procesamiento que presentan, hacen que la etapa del tratamiento de la señal sea especialmente importante, de ahí que se requiera de un método robusto de detección de puntos de interés, como el algoritmo de detección de picos por intervalos dinámicos propuesto, y cuyos resultados cumplen las expectativas de detección para así dar paso al cálculo del PTT.
- Una vez detectados los valores de interés de las señales de referencia, se ha hallado el valor del PTT de tres formas diferentes para los intervalos propuestos, y se han comparado los resultados con los de referencia, proporcionados por la herramienta [1], obteniendo hasta un 95% de correlación positiva. Además, se han estimado mediante aproximación polinómica unos valores para la SBP, que comparados con los de referencia resultan prometedores.

No obstante, existen aspectos importantes a tener en cuenta como los que se citan a continuación.

- Para que el algoritmo tenga un mayor grado de validez, es necesario probarlo en un rango de pruebas más amplio, no sólo en cuanto a número de las mismas sino en diferentes sujetos con condiciones de salud variada y en distintas situaciones diarias (al caminar, en el trabajo, haciendo deporte, etc.). Por ello sería recomendable aumentar el rango de las señales adquiridas, así como incluir el uso de patrones de aprendizaje máquina que faciliten la automatización, las labores de cálculo del PTT y la estimación de la SBP.
- Si bien es cierto que el PTT guarda un alto grado de correlación con la SBP, motivo por el cual se ha estimado, ésta no deja de ser solamente una parte de la BP, por lo que en este trabajo no se ha podido dar una estimación íntegra de la BP ya que para ello sería necesario haber

estimado también la DBP. No obstante, un mayor estudio de la señal PPG, concretamente de la relación existente entre la amplitud o el ancho de pulso, con el tiempo de subida del pico sistólico, pueden abrir nuevos horizontes hacia la obtención de la BP, incluso quizás poder hallar la BP utilizando únicamente la señal PPG.

Adicionalmente, a partir de este TFG se ha derivado la siguiente comunicación a un congreso internacional:

- *“Pulse Transition Time Method for Unobtrusive Blood Pressure Estimation”*, Maria G. Ruano, Amir Sadat Fazel, Ana Jiménez Martín, Antonio Ruano, Juan Jesús García Domínguez. MEDICON2019, the 15th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing.

Pliego de condiciones

Para la utilización del algoritmo propuesto en este TFG, será necesario el cumplimiento de unos requisitos y unas condiciones mínimas que se enumeran a continuación:

- Adquisición de datos: además de ajustarse a la normativa local vigente en cuanto al tratamiento de datos biométricos, el usuario deberá disponer del polígrafo SomnoTouch™ RESP [1], cuyas características se adjuntan en el *ANEXO II* de esta memoria. También será necesario disponer de manera adicional de material especializado para realizar las biométricas necesarias, como cables, electrodos, camilla, dispositivo remoto de monitorización, cánula nasal, mascarilla CPAP/BiPAP, etc.
- Tratamiento de datos: es necesario disponer de un ordenador con unas prestaciones que permita el procesamiento de datos. Para este trabajo se ha utilizado un portátil msi® GE62Apache™, con procesador Intel® Core™ i7-7700HQ CPU a 2.8 GHz y memoria RAM de 16 GB, con un sistema operativo de 64 bits de Microsoft 10 Pro Education©, y un paquete de Microsoft Office® versión 365 instalado. Para el procesamiento de las señales biométricas, será necesario la instalación del programa MATLAB™ de laboratorios MathWorks® edición R2017b en su versión para estudiantes.

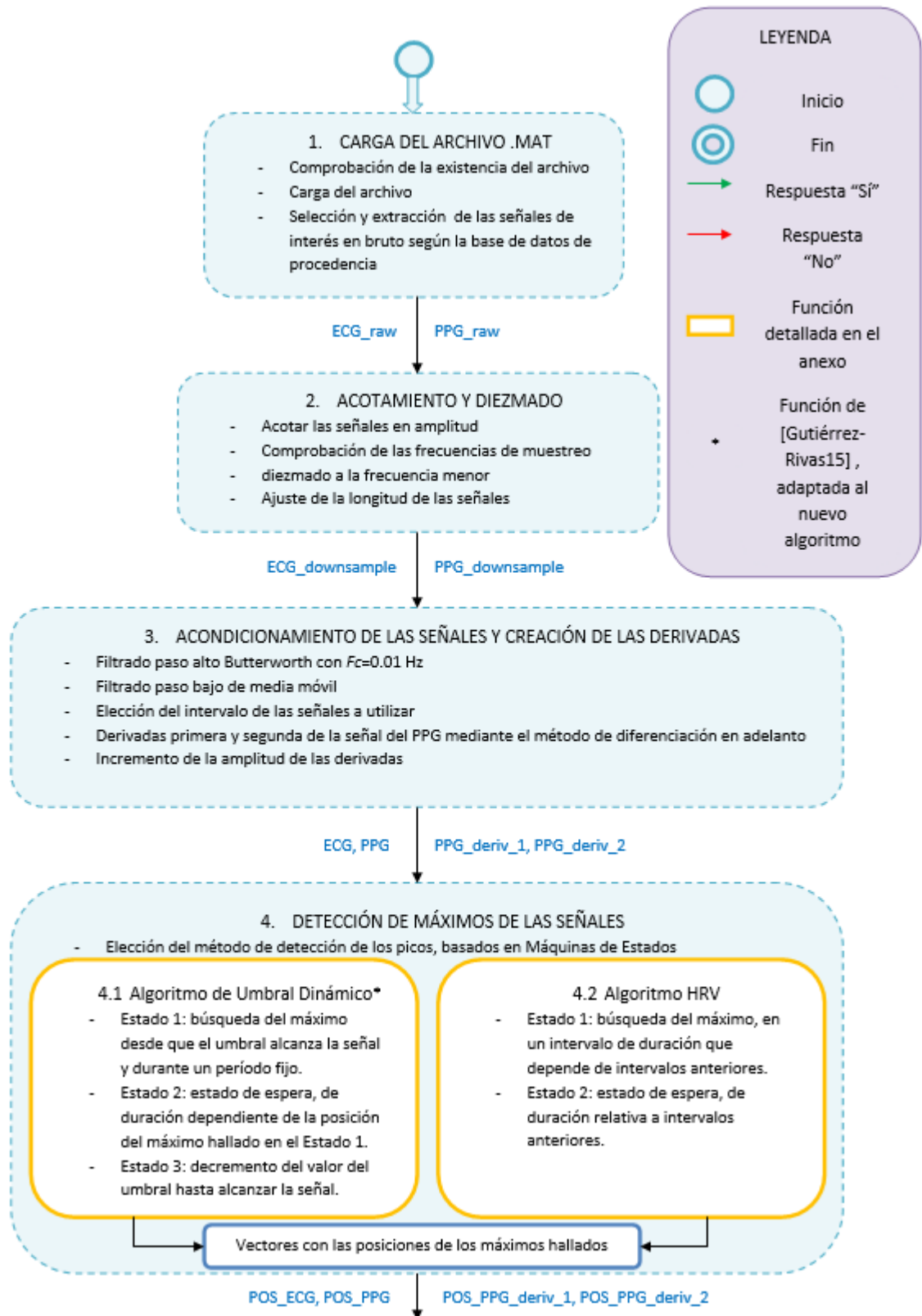
Presupuesto

Para el trabajo realizado en este proyecto se han estimado los costes que se detallan a continuación:

Concepto	Cantidad	Precio Unidad	Coste Parcial	Cuota de Amortización	Coste Total sin IVA
Ingeniería	200 horas	20 €/hora	4,000 €	No aplica	4,000 €
Documentación	50 horas	15 €/hora	750 €	No aplica	750 €
Redacción	30 horas	10 €/hora	300 €	No aplica	300 €
Polígrafo SomnoTouch™ RESP	1 unidad	7000 €/u	7,000 €	0.05	350 €
PC	1 unidad	2000 €/u	2,000 €	0.05	100 €
Software	2 unidades	200 €/u	400 €	0.5	200 €
Suscripciones Científicas	10 unidades	100 €/u	1,000 €	1	1,000 €
Material Electrónico	Varios	No aplica	200 €	0.1	20 €
Material Biomédico	Varios	No aplica	500 €	0.1	50 €
Material Ofimático	Varios	No aplica	200 €	0.1	20 €
Gastos Adicionales	Varios	No aplica	100 €	No aplica	100 €
Suma					6,890 €
IVA (%)					21
Coste Final					8,336.90 €

El presupuesto indicado se debe a dos conceptos básicos, por un lado, el coste de la mano de obra, y por otro el coste material. Por coste de la mano de obra se entiende toda actividad necesaria realizada por un profesional para conseguir los objetivos propuestos en este trabajo, donde además del salario neto se han tenido en cuenta los honorarios de los Colegios Oficiales, impuestos o cotizaciones que hayan sido necesarios. Por coste material se entiende cualquier medio no humano necesario para desarrollar el algoritmo, como el dispositivo de adquisición de datos, el material informático, tanto hardware como software, material tangible como la ofimática o la biomédica, y material no tangible como suscripciones a revistas especializadas, gastos en transporte, luz, oficina, etc. Con todo ello el coste total del proyecto se sitúa en los 8336.9 €.

ANEXO I



POS_ECG, POS_PPG

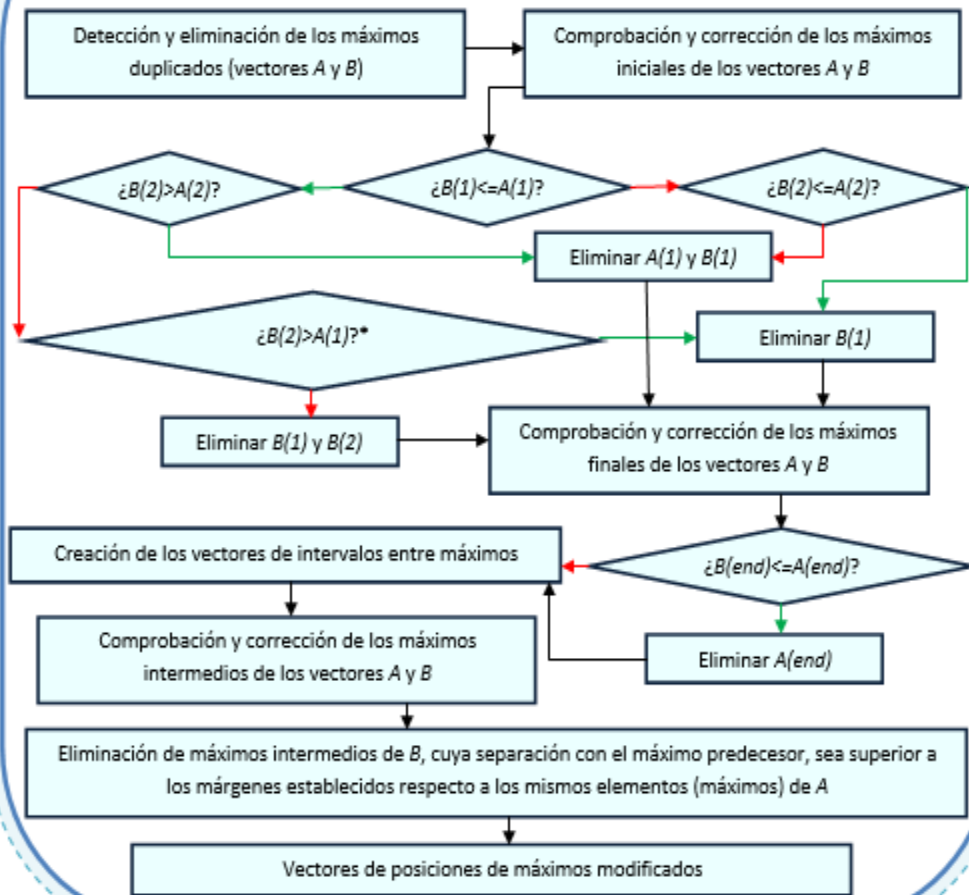
POS_PPG_deriv_1, POS_PPG_deriv_2

5. ACOTAMIENTO DE LOS VECTORES DE LAS POSICIONES DE LOS MÁXIMOS

- Definición de los márgenes de descuadre admisible entre el número de máximos de los vectores a comparar, estando formados dichos vectores con las posiciones de los máximos hallados en el apartado anterior

5.1 Función de detección de picos erróneos

- Se pasan dos vectores de posición como parámetros (A y B en adelante), con A=POS_ECG.



POS_ECG_new_1, POS_ECG_new_2, POS_ECG_new_3

POS_PPG_new, POS_PPG_deriv_1_new, POS_PPG_deriv_2_new

6. PREPARACIÓN DE LOS VECTORES PARA HALLAR EL PTT

6.1 Función de preparación de los vectores

- Comprobación de las longitudes de los vectores y de los elementos iniciales y finales de los mismos.
- Devolución de dos vectores aptos para poder hallar el PTT, ó dos vectores nulos si ha habido alguna incongruencia, como longitudes distintas ó máximos mal posicionados.

VEC_ECG_1, VEC_ECG_2, VEC_ECG_3

VEC_PPG, VEC_PPG_deriv_1, VEC_PPG_deriv_2

VEC_ECG_1, VEC_ECG_2, VEC_ECG_3

VEC_PPG, VEC_PPG_deriv_1, VEC_PPG_deriv_2

7. CÁLCULO DEL PTT

- Elección de la función para hallar el PTT, básico ó avanzado (en este último caso también se definirán los valores de los parámetros Margen (m), Offset (o) y Ventana (v))
- Llamada a la función elegida para los vectores no nulos, es decir aquellos aptos para hallar el PTT

7.1 Calculador básico

- Se pasan dos vectores y la frecuencia de muestreo como parámetros.

¿Vectores no nulos y longitudes iguales?

Vectores PTT y PTT_time nulos

$PTT = VEC_2 - VEC_1$
 $PTT_time = PTT / fs$

Vectores PTT y PTT_time con los valores del Tiempo de Tránsito de Pulsos hallados en muestras y segundos respectivamente

7.2 Calculador avanzado

- Se pasan dos vectores, la frecuencia de muestreo y los valores de m , o y v como parámetros.

Comprobación de la coherencia de los valores de m , o y v

¿Vectores no nulos y longitudes iguales?

Vectores PTT y PTT_time nulos

$pre_PTT = VEC_2 - VEC_1$
 $pre_PTT_time = pre_PTT / fs$

¿ $m=0$?

$PTT = pre_PTT$
 $PTT_time = pre_PTT_time$

Delimitar la longitud de pre_PTT con m y o , mediante un margen superior y otro inferior

Aplicar una media móvil con ventana v al nuevo vector, obteniendo PTT y PTT_time

PTT PTT_time

8. COMPARACIÓN PTT SOMNOTOUCH™ CON PTT CALCULADO

- Carga del archivo .mat y elección del intervalo del PTT proporcionado por SomnoTouch™

8.1 Función de comparación estadística de los PTT

- Se pasan los vectores de picos, los PTT y un valor offset (o) para la sincronización entre los vectores de PTT.

Compactar $PTT_provided$ (SomnoTouch™) y sincronizarlo con $PTT_calculated$

Pasar $PTT_calculated$ de s a ms

Crear un nuevo vector semejante a $PTT_provided$, obtenido al reducir la diferencia de medias de $PTT_provided$ y $PTT_compact$

Eliminar valores no numéricos

Cálculo del error de la raíz cuadrática media, la covarianza y el coeficiente de correlación, entre el vector $PTT_calculated$ y los vectores $PTT_provided_compact$ y $PTT_provided_compact_new$

PTT PTT_time

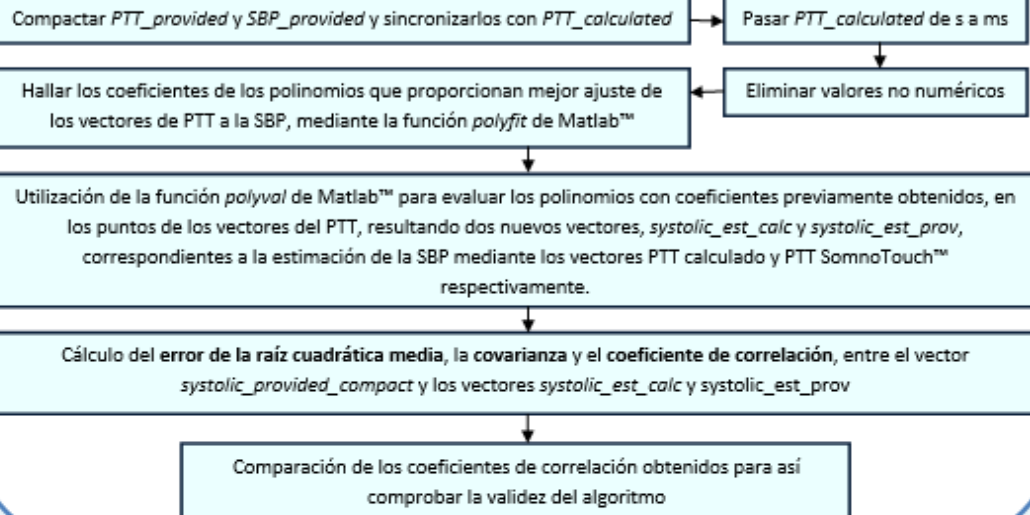
PTT ↓ PTT_time

9. ESTIMACIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA SISTÓLICA A PARTIR DE LOS VECTORES DE PTT SOMNOTOUCH™ Y CALCULADO

- Carga del archivo .mat y elección del intervalo de la SBP (Systolic Blood Pressure) proporcionado por SomnoTouch™

9.1 Función de estimación estadística de la SBP

- Se pasan los vectores de picos, los PTT, el sistólico, un valor offset para el PTT (PTT_o) y otro para el SBP (SBP_o) con el fin de sincronizar el vector $PTT_calculated$ con los vectores $PTT_provided$ y $SBP_provided$.



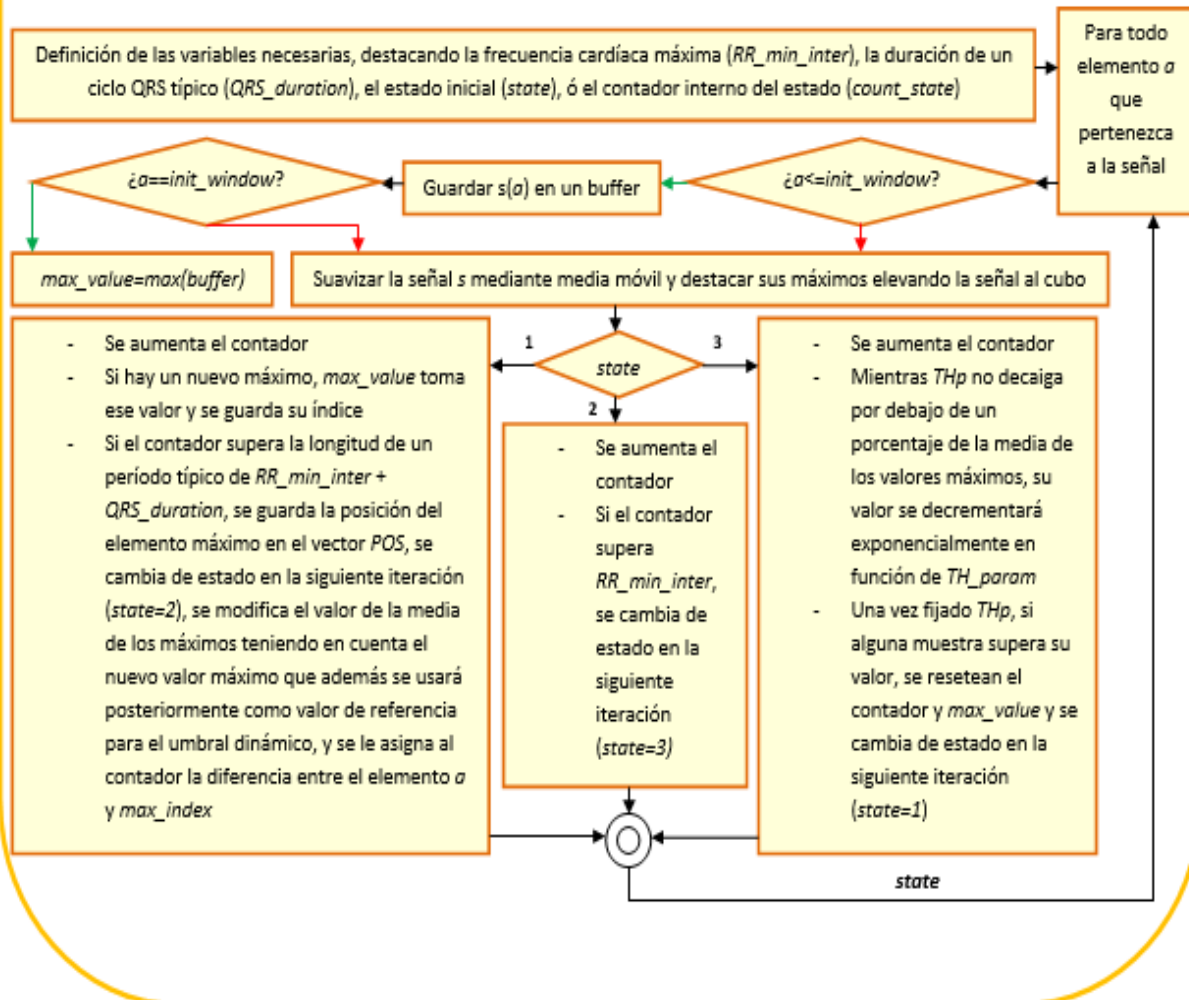
REFERENCIA

[Gutiérrez-Rivas15]

R. Gutiérrez-Rivas, J.J. García, W.P. Marnane, and Á. Hernández, "Novel Real-Time Low-Complexity QRS Complex Detector Based on Adaptive Thresholding", in IEEE Sensors Journal, vol. 15, no. 10, Oct. 2015.

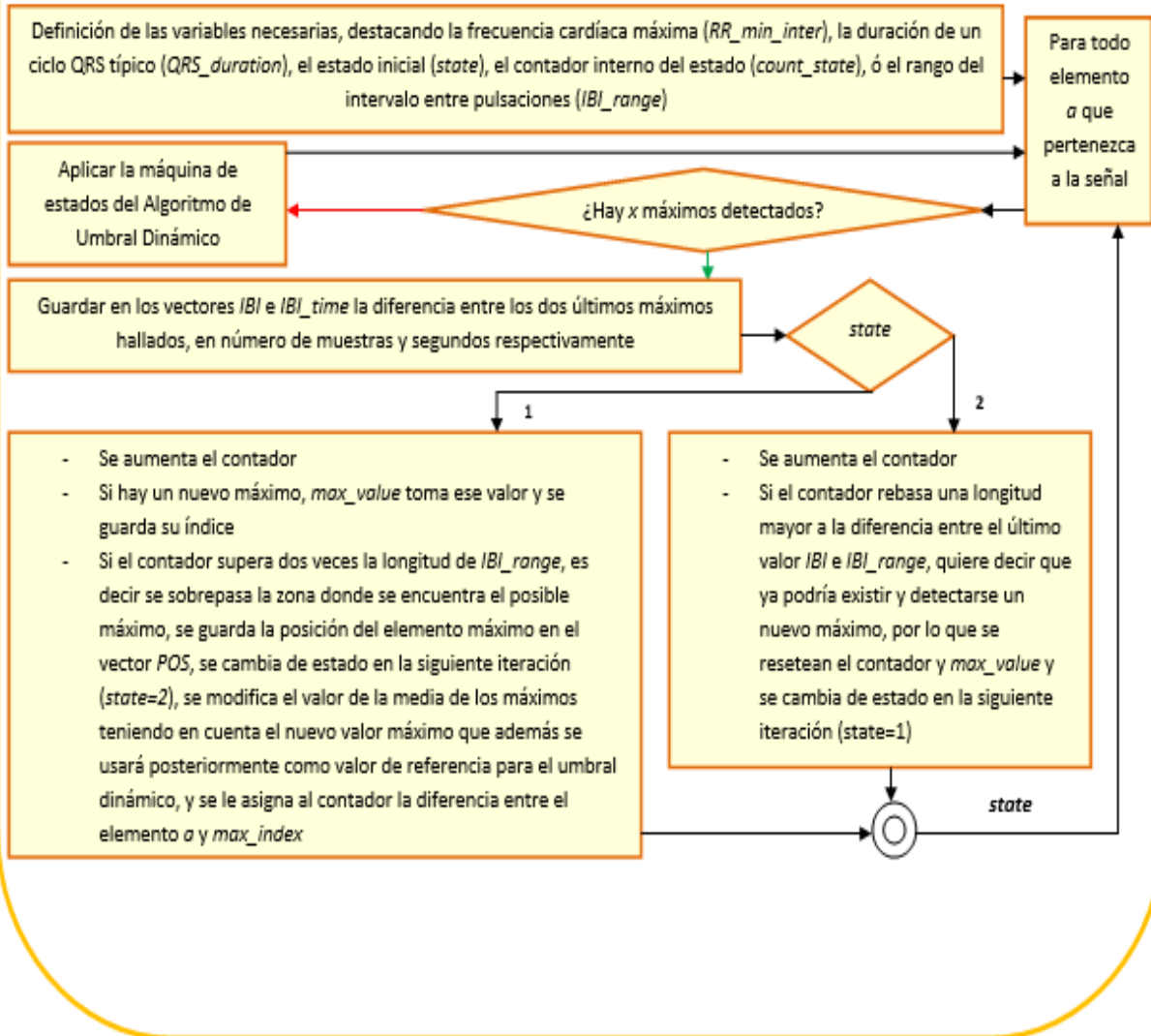
Algoritmo de Umbral Dinámico (función *peak_detector_1*)

- Se pasan como parámetros, el vector cuyos máximos se desea hallar (*s*), la frecuencia de muestreo (*fs*), el tamaño de la ventana inicial (*init_window*) y el valor que modifica el umbral mínimo de detección de la señal (*TH_param*).



Algoritmo HRV (función *peak_detector_2*)

- Se pasan como parámetros, el vector cuyos máximos se desea hallar (*s*), la frecuencia de muestreo (*fs*), el tamaño de la ventana inicial (*init_window*) y el valor que modifica el umbral mínimo de detección de la señal (*TH_param*).



ANEXO II

SOMNOtouch™ RESP

Cardiorespiratory Screening in the size of a credit card



- Lightest screener with the highest patient comfort
- Signal check on high resolution touch screen or on Tablet PC
- Easy handling due to automatic sensor recognition
- Ventilation control under nCPAP/BiPAP conditions
- Continuous Systolic/Diastolic blood pressure (option)

A new generation of polygraphy

Integrated sensors:

- Flow & Snore (nasal cannula)
- Effort - Thorax & Abdomen
- SpO₂, pulse rate, plethysmogram
- Body position
- Movement (for sleep/wake estimation)
- CPAP/BiPAP pressure

External sensors:

- AUX-connection for extended recordings e.g. PLM, ECG, EEG, EOG, EMG

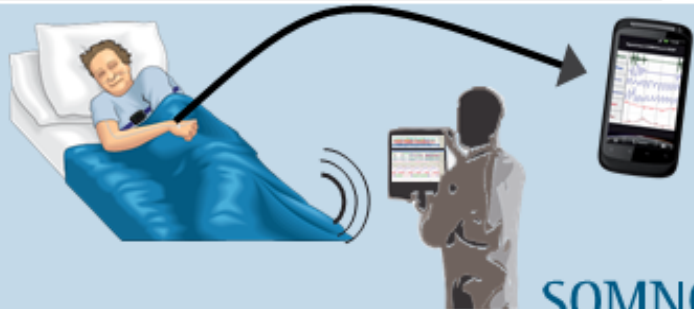


Online signal check on tablet PC or smartphone

MobileCheck

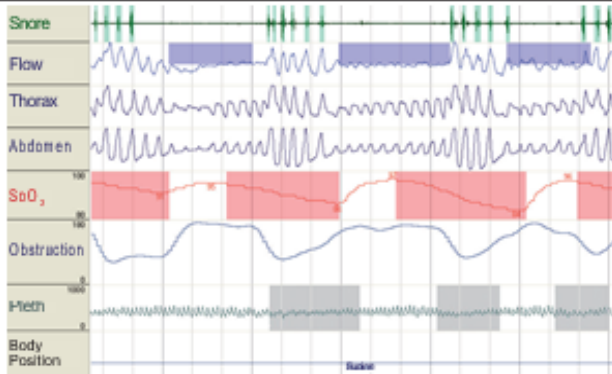
Transfers the measured data to your tablet PC or smartphone for instant signal control - right at the patient's bedside or mobile as a screenshot.

Transfer times and periods can be programmed individually.



SOMNO
medics

Data analysis and reports

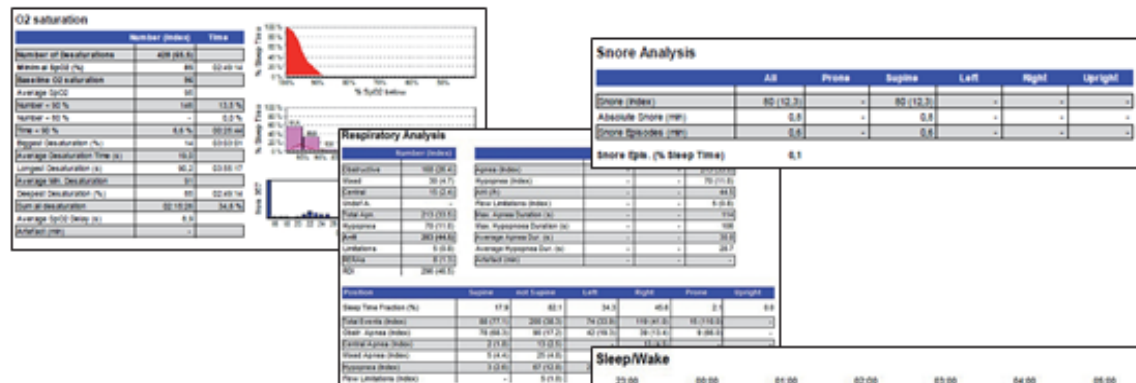


- Automatic event detection and immediate report printout
- Additional respiratory analysis by (effort-based) phase angle analysis* - autonomous from flow
- Calculation of AHI & RDI
- Manual editing

- Optional:**
- Simplifying ambulatory sleep scoring with combi sensor (2 EEG, 2 EOG, ambient light)
 - Sleep scoring according to R&K and AASM (4 EEG, 2 EOG, 1 EMG/ECG)
 - PLM detection
 - Blood pressure determination through ECG (via Pulse Transit Time, PTT)**

- Reports:**
- Automatic detection of artifacts
 - Standard or user defined reports

SpO₂ report, respiratory report, snore report, sleep/wake report



Datasheet SOMNOtouch™ RESP

26 channels	10 internal (body position, movement, SpO ₂ pulse rate, plethysmography, internal effort, pressure/flow sensor, CPAP-pressure sensor, snore, patient marker)
	2 AUX - up to 8 channels per external connector (e.g.: 2 PLM, ECG, EEG, combi sensor (2 EEG, 2 EOG, ambient light), sleep scoring headbox (4 EEG, 2 EOG, 1 EMG), effort abdomen, effort+2 PLM+1-channel-ECG combi sensor, optional RIP effort)
Data collection	Individually adjustable recording rate from 4/s to 512/s 12 bit signal resolution
Data recording	Internal data storage, 512 MB capacity Charging and data transfer via docking station
Data transfer (optional)	Data transfer via Bluetooth for realtime display of signals
Size and weight, design	84 x 65 x 18 mm, 64g (incl. battery), available with black or white housing
Display	High resolution, color touch display, resolution 320 x 240 pixels
Power supply	Li-Ion-battery (rechargeable), up to 21 hrs. recording duration
Analysis software DOMINO light (2 licences)	

* Method and device for monitoring the respiration. Patent Number: DE 10 2007 035 549

** Patent Numbers: EP 20060001181.4-1526, US 11/364174 US 2006/0217616 A1, 7374542

Blo, G., Panali, G. et al., Validation of the SOMNOtouch™ NIBP non-invasive continuous blood pressure monitor according to the European Society of Hypertension International Protocol revision 2010. Blood Pressure Monitoring, 2015

SOMNO
medics

SOMNOmedics GmbH · Am Sonnenstuhl 63-65 87236 Randersacker Germany
Tel: +49-931/3590940 info@somnomedics.eu www.somnomedics.eu

Referencias bibliográficas

- [1] SOMNOmedics GmbH, Germany. SomnoTouch™ RESP. https://somnomedics.eu/wp-content/uploads/2018/08/SOT-RESP_engl_Rev2_2016_09_21-2.pdf
- [2] J. Pan & W.J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, I. 3, pp. 230-236, March 1985.
- [3] R. Gutiérrez-Rivas, J.J. García, W.P. Marnane & Á. Hernández, “Novel Real-Time Low-Complexity QRS Complex Detector Based on Adaptive Thresholding”, IEEE SENSORS JOURNAL, vol. 15, N. 10, pp. 6036-6043, October 2015.
- [4] C. Guilleminault, A. Tilkian & W.C. Dement, “The Sleep Apnea Syndromes”, Annual Review of Medicine, vol. 27, pp. 465-484, February 1976.
- [5] K. Dunne & T. Matthews, “Near-Miss Sudden Infant Death Syndrome: Clinical Findings and Management”, Pediatrics, vol. 79, I. 6, June 1987.
- [6] D.P. Southall, V. Stevens & C.I. Franks, “Sinus tachycardia in term infants preceding sudden infant death”, European Journal of Pediatrics, vol. 147, I. 1, pp. 74-78, January 1988.
- [7] C. Gaultier, “Cardiorespiratory adaptation during sleep in infants and children.”, Pediatric Pulmonology, vol. 19(2), February 1995.
- [8] C. Lipsky, L. Gibson, E Cullen & J.A. Rankin, “The timing of SIDS deaths in premature infants in an urban population”, Clinical Pediatrics, vol. 34, N. 8, pp. 410-414, 1995.
- [9] P.M. Macey, P.J. Schuller & R.P.K. Ford, “Weather and the risk of sudden infant death syndrome: the effect of wind”, Journal of Epidemiology & Community Health, vol. 54, pp. 333-339, May 2000.
- [10] J.M. Marin, S.J. Carrizo & E. Vicente, “Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnoea with or without treatment with continuous positive airway pressure: an observational study”, Lancet, vol. 365, I. 9464, pp. 1046-1053, March 2005.
- [11] G. Parati, C. Lombardi & K. Narkiewicz, “Sleep apnea: epidemiology, pathophysiology, and relation to cardiovascular risk.”, American Journal of Physiology, vol. 293, N. 4, October 2007.
- [12] G. Jean-Louis, F.Zizi & L.T. Clark, Obstructive Sleep Apnea and Cardiovascular Disease: Role of the Metabolic Syndrome and Its Components “”, JCSM, vol. 4, N. 3, pp. 261-272, June 2015.
- [13] F. Roche, D. Duverney, V. Pichot & F. Costes, “Cardiac interbeat interval increment for the identification of obstructive sleep apnea”, PACE, vol. 25, I. 8, pp. 1192-1199, August 2002.

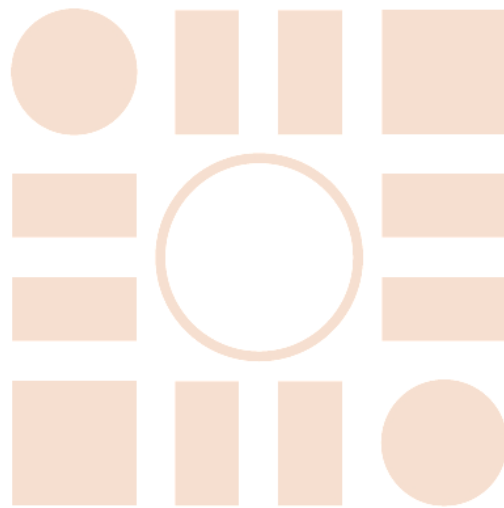
- [14] W.T. McNicholas & M.R. Bonsignore, "Sleep apnoea as an independent risk factor for cardiovascular disease: current evidence, basic mechanisms and research priorities", *The European Respiratory Journal*, vol. 29, I. 1, pp. 156-178, March 2007.
- [15] K. Grimmer-Somers, W. Dolejs, J. Atkinson & A. Worley, "Integrated GP and allied health care for patients with type 2 diabetes", *Australian Family Physician*, vol. 37, N. 9, pp. 774-779, September 2008.
- [16] M.D. Eugene & C. Fletcher, "The relationship between systemic hypertension and obstructive sleep apnea: Facts and theory", *The American Journal of Medicine*, vol. 98, I. 2, pp. 118-128, February 1995.
- [17] J.W. Jr Shepard, "Hypertension, cardiac arrhythmias, myocardial infarction, and stroke in relation to obstructive sleep apnea", *Clinics in Chest Medicine*, vol. 13, N. 3, September 1992.
- [18] Y. Peker, J. Hedner & J. Norum, "Increased incidence of cardiovascular disease in middle-aged men with obstructive sleep apnea: a 7-year follow-up", *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 166, I. 2, 159-165, July 2002.
- [19] Y. Zhu, Y. Chen, L. Qi & H.T. Ma, "Spectral analysis of heart rate variability and its coherence with pulse transit time variability in prehypertension", *IEEE TENCON*, November 2016.
- [20] L. Almazaydeh & K. Elleighty, "Apnea Detection based on Respiratory Signal Classification", *Procedia Computer Science*, vol. 21, pp. 310-316, 2013.
- [21] P. Chazal, M. O'Dwyer & R.B. Reilly, "Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, I. 7, 2004.
- [22] P. Chazal, C. Heneghan & W.T. McNicholas, "Multimodal detection of sleep apnoea using electrocardiogram and oximetry signals", *Philosophical Transactions*, vol. 367, I. 1887, October 2008.
- [23] E. Kufoya, J.A. Palma & M. Alegre, "Changes in the Heart Rate Variability in Patients with Obstructive Sleep Apnea and its Response to Acute CPAP Treatment", *Public Library of Science*, vol. 7, N. 3, 2012.
- [24] L. Taranto, J.S. Floras, P. Picton & T. Kasai, "Relationship of Heart Rate Variability to Sleepiness in Patients with Obstructive Sleep Apnea with and without Heart Failure", *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol 10, N. 3, pp. 271-276, March 2015.
- [25] O. Contal, C. Carnavale, J.C. Borel, A. Sabil & P. Lévy, "Pulse transit time as a measure of respiratory effort under noninvasive ventilation", *The European Respiratory Journal*, vol. 41, I. 2, pp. 346-353, February 2013.
- [26] L. Yibin & G. Yangyu, "Pressure Dominated PTT Calculation and Its Relation with BP", *IFMBE Proceedings Book Series*, vol. 43, pp. 842-844, 2014.

- [27] X.R. Ding & Y.T. Zhang, “*Photoplethysmogram intensity ratio: A potential indicator for improving the accuracy of PTT-based cuffless blood pressure estimation*”, Annual Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 398-401, August 2015.
- [28] B. Chakrabarti, S. Emegbo & S. Craig, “*Pulse transit time changes in subjects exhibiting sleep disordered breathing*”, Respiratory Medicine Journal, vol. 122, pp. 18- 20, January 2017.
- [29] Y. Yoon, J.H. Cho & G. Yoon, “*Non-constrained Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare*”, Journal of Medical Systems, vol. 33, I. 4, pp. 261-266, August 2009.
- [30] S.S. Shahrababaki, B. Ahmed, T. Penzel & D. Cvetkovic, “*Photoplethysmography derivatives and pulse transit time in overnight blood pressure monitoring*”, Annual Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2855-2858, August 2015.
- [31] A.M Carek & O.T. Inan, “*Robust Sensing of Distal Pulse Waveforms on a Modified Weighing Scale for Ubiquitous Pulse Transit Time Measurement*”, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 11, I. 4, pp. 765-772, August 2017.
- [32] S. Bang, C. Lee & J. Park, “*A pulse transit time measurement method based on electrocardiography and bioimpedance*”, IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, 2009.
- [33] H. Xiao, M. Butlin, I. Tan, A. Qasem & A. Avolio, “*Estimation of Pulse Transit Time From Radial Pressure Waveform Alone by Artificial Neural Network*”, IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 22, N. 4, pp. 1140-1147, July 2018.
- [34] T. Myllylä, E.V. Vihriälä, V. Korhonen & H. Sorvoja, “*Case study of ECG signal used as a reference signal in optical pulse transit time measurement of blood flow – The effect of different electrode placements on pulse transit time*”, Proceedings of SPIE, vol. 8699, 2012.
- [35] M. van Velzen, A. Loeve, S. Niehof & E. Mik, “*Increasing accuracy of pulse transit time measurements by automated elimination of distorted photoplethysmography waves*”, Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 55, I. 11, pp. 1989-2000, November 2017.
- [36] H.S. Shin, C. Lee & M. Lee, “*Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform*”, Computers in Biology and Medicine, vol. 39, N. 12, pp. 1145-1152, December 2009.
- [37] D.G. Jang, U. Farooq, S.H. Park & M. Hahn, “*A robust method for pulse peak determination in a digital volume pulse waveform with a wandering baseline*”, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 8, I. 5, pp. 729-737, October 2014.

- [38] D. Dorantes & D. López, “*Noninvasive monitoring system for early detection of apnea in newborns and infants*”, IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences conference, December 2016.
- [39] B.S. Ranjitha, “*Non-invasive sleep apnea detection and monitoring system*”, International Research Journal of Engineering and Technology, vol. 3, I. 6, pp. 1196-1202, June 2016.
- [40] G. Gaurav & V.J. Kumar, “*Apnea sensing using photoplethysmography*”, Seventh International Conference on Sensing Technology, January 2014.
- [41] A. Chandrasekhar, C.S. Kim & M. Naji, “*Smartphone-based blood pressure monitoring via the oscillometric finger-pressing method*”, Science Translational Medicine, vol. 10, N. 431, March 2018.
- [42] A.M. Zakrzewski & B.W. Anthony, “*Noninvasive Blood Pressure Estimation Using Ultrasound and Simple Finite Element Models*”, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol. 65, N. 9, pp. 2011-2022, September 2018.
- [43] <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma> [Visitada a fecha 24/09/2019].
- [44] <https://www.my-ekg.com> [Visitada a fecha 24/09/2019]
- [45] https://es.wikipedia.org/wiki/Intervalo_QT [Visitada a fecha 24/09/2019]
- [46] F. Rundo & S. conoci, “*An Advanced Bio-Inspired PhotoPlethysmoGraphy (PPG) and ECG Pattern Recognition System for Medical Assessment*”, MDPI Sensors, vol. 18, I. 2, p. 45, 2018.
- [47] S.N. Zaidi & S.M Collins, “*Orthostatic Stress Induced Changes in Heart Rate Variability, Pulse Transit Time and QRS Duration*”, Journal of Bioengineering and Biomedical Science 6:194, June 2016.
- [48] S. Rajala, T. Taipalus, H. Lindholm & T. Ahmaniemi, “*Pulse arrival time (PAT) measurement based on arm ECG and finger PPG signals - comparison of PPG feature detection methods for PAT calculation*”, 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, September 2017.
- [49] G. Rodas, C. Pedret, J.R. Castro & L. Capdevila, “*Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (I)*”, Archivos de Medicina del Deporte, vol. 25, N. 123, pp.41-47, 2008.
- [50] F. Shaffer & J.P. Ginsberg, “*An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms.*”, Frontiers in Public Health, 5:258, September 2017.
- [51] A. Barón, “*Balístocardiógrafo: historia de un instrumento para medir en forma indirecta el desempeño del corazón*”, Revista Colombiana de Cardiología, vol. 16, N. 1, Febrero 2009.

- [52] P. Luna-Lozano & R. Pallas-Areny, "Automatic Concealed Heart Rate Detection from the BCG in Seated Position", IEEE Latin America Transactions, vol. 13, I. 3, pp. 583-588, March 2015.
- [53] S.F. Khalil, M. Mohktar, F. Ibrahim, "The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases", Sensors, vol. 14, I. 6, pp. 10895-10928, June 2014.
- [54] J.R. Cox & F.M. Nolle, "AZTEC, a preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis", IEEE transactions on bio-medical engineering, 1968.
- [55] V.K. Murthy & T. Grove, "Clinical Usefulness of ECG Frequency Spectrum Analysis", AMIA, November 1978.
- [56] R. Cernat, C. Ungureanu & J. Arends, "Real-time extraction of the respiratory rate from photoplethysmographic signal using wearable devices", European Conference on Ambient Intelligence, November 2014.
- [57] J.E. Mietus, C.K. Peng & I. Henry, "The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure.", Heart (British Cardiac Society), vol. 88, I. 4, pp. 378-380, October 2002.
- [58] S. Chatterjee & D.N. Tibarewala, "Time Domain Analysis of Heart Rate Variability – An Attempt towards Characterization of Trends", IJETSR, vol. 4, I. 1, January 2017.
- [59] C.A. Conde, M.M. Villa & J. Acevedo, "Heart rate variability parameters and the PNNX family as discriminators between athletes and sedentary people", Journal of Physical Education and Sport, vol. 16, N. 4, pp. 1316-1325, December 2016.

Universidad de Alcalá
Escuela Politécnica Superior



ESCUELA POLITECNICA
SUPERIOR



Universidad
de Alcalá