



**Universidad**  
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

**Detección robusta de pulsos en  
la señal fotopletismográfica de  
reflexión y transmisión en  
entornos ruidosos y no  
estacionarios**

Autor

Elena Peralta Calvo

Director

Jesús Lázaro Plaza

Codirector

Eduardo Gil Herrando

Escuela de Ingeniería y Arquitectura  
2015



# RESUMEN

## Detección robusta de pulsos en la señal fotopleletismográfica de reflexión y transmisión en entornos ruidosos y no estacionarios

En este trabajo se ha realizado una detección robusta de pulsos en la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG), pensando en la viabilidad de utilizar la variabilidad de frecuencia de pulso (PRV) estimada a partir de la PPG como sustituto de la variabilidad de frecuencia cardiaca (HRV) extraída de la serie de tiempos entre latidos consecutivos (intervalo RR) de la señal electrocardiográfica (ECG), en condiciones no estacionarias. El estudio se ha realizado a partir de la PPG registrada en el dedo mediante técnicas de transmisión y en la frente mediante técnicas de reflexión, en dos bases de datos, «tilt test» y prueba de esfuerzo. Realizándose una comparación de los resultados obtenidos en la PRV frente a la HRV mediante los índices clásicos temporales.

Se propone utilizar la señal PPG para eliminar la necesidad de un registro de mayor coste como es la señal ECG. La señal PRV se extrae de la PPG que se obtiene mediante la técnica de oximetría de pulso, un método no invasivo de gran simplicidad y bajo coste que permite obtener parámetros fisiológicos como la oxigenación arterial, la frecuencia respiratoria o la frecuencia cardiaca. La fotopleletismografía es una técnica basada en principios ópticos que adquiere gran interés como medida de las variaciones de ritmo cardiaco que analiza la actividad del sistema nervioso autónomo (ANS).

Los estudios llevados a cabo hasta ahora sobre la posibilidad de utilizar la PRV como medida alternativa de la HRV se han realizado principalmente en condiciones estacionarias, siendo el objetivo de este trabajo estudiar la utilidad de la PRV como sustituto de la HRV en condiciones no estacionarias y entornos ruidosos como son la prueba de «Tilt» y especialmente la prueba de esfuerzo.

En primer lugar se ha obtenido la serie de intervalos RR del ECG como referencia del ritmo cardiaco. Posteriormente se han desarrollado una serie de metodologías para extraer la información del ritmo cardiaco de la PPG mediante diferentes técnicas de preprocesado, para corregir ruido eléctrico, muscular, de línea de base, de zancada o artefactos sobre la señal. Una vez adecuada la señal PPG, se ha llevado a cabo una detección robusta de pulsos mediante la implementación de algoritmos adaptativos a las condiciones no estacionarias de la señal para diferentes protocolos, estudiándose además las diferencias entre las señales adquiridas por reflexión y transmisión según las condiciones del ejercicio realizado.

En base a las detecciones realizadas se ha llevado a cabo un análisis en el dominio temporal mediante diferentes índices de variabilidad. Observándose que la señal PPG puede en la mayoría de los casos sustituir a la señal ECG para el estudio del ritmo cardiaco medio, tanto en situaciones de reposo como en condiciones de estrés. Finalmente, los resultados obtenidos en este trabajo propician futuros estudios de la viabilidad de la PRV como sustituta de la HRV en los registros llevados a cabo en la frente en prueba de esfuerzo.



## *Agradecimientos*

Me gustaría agradecer sinceramente a mis directores Jesús, Eduardo y a Raquel por guiarme paso a paso en la realización de este trabajo. Sus conocimientos, su paciencia, su disponibilidad y su manera de trabajar han sido fundamentales.

A mis compañeros de carrera y amigos, por compartir esta experiencia conmigo y brindarme su apoyo incondicional.

Por último a mi familia, y en especial a mi madre, por su apoyo y confianza todos estos años.

A todos, muchas gracias.



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>9</b>
1.1. Contexto . . . . .	9
1.2. Motivación y Objetivos . . . . .	9
1.3. Señal Electrocardiográfica (ECG) . . . . .	10
1.4. Señal Fotopleletismográfica (PPG) . . . . .	11
1.4.1. Adquisición de la señal PPG . . . . .	13
1.4.2. Morfología de a señal PPG . . . . .	13
1.4.3. Variabilidad de la frecuencia de pulso (PRV) . . . . .	14
<b>2. Materiales</b>	<b>15</b>
2.1. Prueba de «Tilt» . . . . .	15
2.2. Prueba de esfuerzo . . . . .	16
<b>3. Métodos</b>	<b>17</b>
3.1. Detección del conjunto QRS de la señal ECG . . . . .	17
3.2. Preprocesado de la señal PPG . . . . .	17
3.2.1. Detección de artefactos de la señal PPG . . . . .	19
3.2.2. Detector tiempo-frecuencia de la zancada de pedaleo . . . . .	22
3.3. Detección de pulsos de la señal PPG . . . . .	27
3.4. Índices utilizados para el análisis de la detección de pulsos . . . . .	30
<b>4. Resultados</b>	<b>33</b>
4.1. Base de datos de «Tilt» . . . . .	33
4.2. Base de datos de Prueba de Esfuerzo . . . . .	35
<b>5. Discusión</b>	<b>41</b>
5.1. Base de datos de «Tilt» . . . . .	41
5.2. Base de datos de Prueba de Esfuerzo . . . . .	43
<b>6. Conclusiones</b>	<b>46</b>
<b>7. Lineas Futuras</b>	<b>48</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>49</b>

<b>Lista de Tablas</b>	<b>51</b>
<b>A. Resultados en Prueba de «Tilt»</b>	<b>53</b>



# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Contexto

Este trabajo se ha realizado dentro del Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones (DIEC) y del Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas (DIIS) de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura perteneciente a la Universidad de Zaragoza.

Se ha llevado a cabo dentro de una línea de investigación del grupo Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS) perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (*I3A*) y al Centro de Investigación Biomédica en Red - Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN).

### 1.2. Motivación y Objetivos

La señal electrocardiográfica (ECG) representa una medida de la actividad eléctrica del corazón registrada mediante electrodos sobre la superficie de la piel. Por otro lado, la señal fotopletimográfica (PPG) esta basada en principios ópticos y permite registrar el ritmo cardiaco según los cambios en el volumen sanguíneo debido a la acción del bombeo del corazón. Las variaciones cardiacas registradas estan condicionadas por la actividad de los sistemas nerviosos simpático, activado en las situaciones de alerta o estrés provocando un aumento de la frecuencia cardiaca o la presión arterial y, parasimpático, relacionado con una disminución del ritmo cardiaco. La predominancia de un sistema frente a otro permite adaptarse a diferentes condiciones fisiológicas y patológicas.

En situaciones normales, el sistema simpático y parasimpático que conforman el sistema nervioso autónomo (ANS) controlan las actividades involuntarias de nuestro organismo mediante la regulación de diferentes funciones corporales entre las que se encuentra el sistema cardiovascular. Las diferentes condiciones fisiológicas y patológicas controladas por el ANS quedan reflejadas en las señales de variabilidad de ritmo cardiaco (HRV) y variabilidad de frecuencia de pulso (PRV).

Las señales PRV y HRV están altamente correladas siendo la principal diferencia entre ellas el tiempo de transito de pulso (PTT), tiempo variable que la onda de pulso tarda en viajar del corazón al sensor de medida de la señal PPG [1]. En el recorrido de la onda, el volumen de sangre arterial depende de la presión sanguínea y del grado de elasticidad y contractibilidad de las arterias de cada sujeto, en función del sistema dominante simpático (vasoconstricción) o parasimpático (vasodilatación).

El registro de la señal ECG requiere la utilización de equipos de alto coste con un gran número de sensores. Dada la simplicidad y bajo coste de adquisición de la señal PPG y que es una señal ampliamente utilizada en la rutina clínica se plantea su estudio para obtener información sobre el sistema cardiovascular. Esta señal se obtiene de forma no invasiva mediante el oxímetro de pulso basado en principios ópticos, obteniéndose información del volumen de sangre arterial que presenta una morfología con un patrón sincronizado con el ritmo cardiaco.

La señal PPG se adquiere mediante la pulsioximetría, método no invasivo que permite determinar el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre mediante métodos fotoeléctricos según la absorción de luz de los tejidos . Existen dos técnicas, por transmisión, donde emisor y detector se encuentran enfrentados, y por reflexión, pudiendose colocar el sensor sobre cualquier parte del cuerpo aunque obteniendo una señal medida de menor calidad [2]. En este trabajo se han estudiado ambas técnicas con registros de la señal PPG sobre el dedo, por transmisión, y sobre la frente, por reflexión, y para diferentes protocolos, prueba de «Tilt» y prueba de esfuerzo.

El objetivo planteado en el desarrollo de este trabajo es la detección robusta de pulsos de la señal PPG, incluso en entornos altamente no estacionarios y ruidosos, para poder después obtener información de variabilidad de ritmo de pulso, cuyo potencial para la cuantificación del ANS sobre el corazón y la contribución de los sistemas simpático y parasimpático es bien conocido [3]. Para ello se plantean diferentes técnicas de preprocesado para corregir ruidos e interferencias, realizando una detección de los artefactos presentes en la PPG mediante la implementación de diferentes algoritmos adaptativos a las condiciones no estacionarias de la señal. Posteriormente se implementarán algoritmos para la detección robusta de pulsos de la PPG, para finalmente realizar un estudio comparativo de los resultados obtenidos en la PPG y la señal ECG de referencia.

### 1.3. Señal Electrocardiográfica (ECG)

El electrocardiograma es una medida no invasiva de la actividad eléctrica del corazón mediante diferentes electrodos que se sitúan sobre la piel. Se obtienen una serie de ondas (P,Q,R,S,T,U) que describen las variaciones en los potenciales eléctricos de acción de las células cardiacas [4].

En el registro del ECG se utilizan habitualmente doce derivaciones: las derivaciones de extremidades, las derivaciones de extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

En este trabajo se han estudiado las derivaciones bipolares de extremidades (Figura 1.1) [5], las cuales miden la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo: entre el brazo derecho e izquierdo, entre el brazo derecho y la pierna izquierda o entre el brazo izquierdo y la pierna derecha.

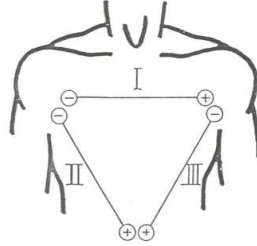


Figura 1.1: Posicionamiento de los electrodos para la realización del registro electrocardiográfico

Para la monitorización del ritmo cardiaco se han estudiado los intervalos temporales RR del complejo QRS, que refleja la duración de la despolarización ventricular (contracción de los ventrículos izquierdo y derecho) como se puede observar en la Figura 1.2.

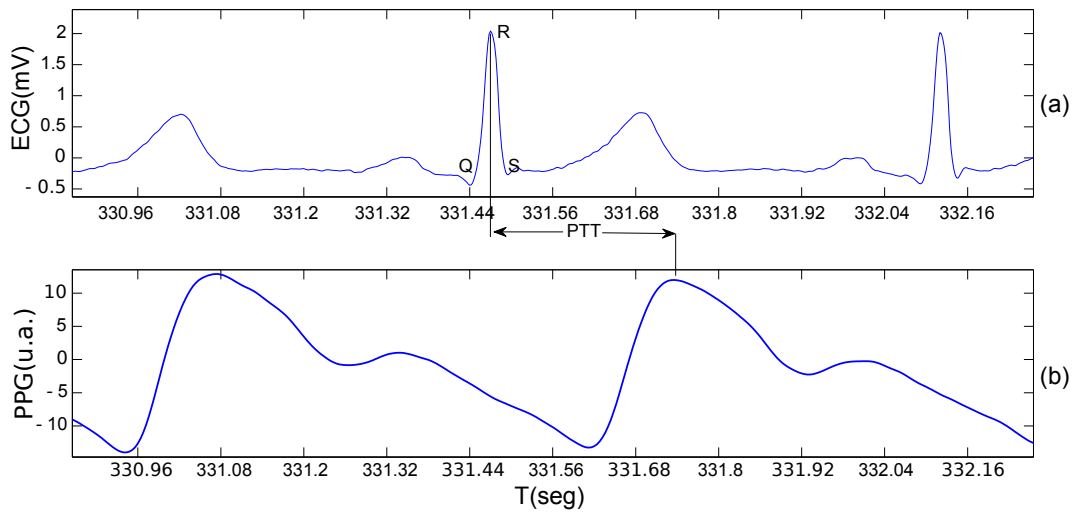


Figura 1.2: (a) Fragmento de dos latidos del ECG (b) Fragmento de dos pulsos de la PPG

## 1.4. Señal Fotopletismográfica (PPG)

La fotopletismografía es una técnica de gran sencillez y utilidad basada en principios ópticos, que permite monitorizar el ritmo cardiaco según los cambios en el volumen sanguíneo debido a la acción del bombeo del corazón [6]. Las oscilaciones en la señal PPG por los

cambios en el volumen sanguíneo dependen de la presión arterial y del grado de elasticidad y contractibilidad de las arterias del sujeto, en función del sistema dominante simpático o parasimpático del ANS.

Para su adquisición se necesita una fuente de luz para iluminar el tejido de interés y un detector óptico para medir las variaciones en la intensidad de luz recibida proporcional a los cambios producidos de volumen sanguíneo. La señal es obtenida para dos longitudes de onda, en la zona del rojo (630-660nm) e infrarrojo (800-940nm).

La oximetría de pulso es una técnica utilizada para medir de forma no invasiva el grado de oxigenación transportado por la hemoglobina en los vasos sanguíneos. Basándose en las características de absorción óptica de la oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) y la desoxihemoglobina ( $RHb$ ), derivados de la hemoglobina, proporciona una medida del ritmo cardiaco a través de la medida de una señal de origen óptico.

Una de las principales limitaciones de la señal PPG son los artefactos, debidos a movimientos del sujeto que suelen coincidir en banda con la señal. En la Figura 1.3 se puede a ver a modo de ejemplo como diferentes artefactos sobre la señal PPG enmascaran o incluso eliminan el patrón sincronizado con el ritmo cardiaco de las oscilaciones.

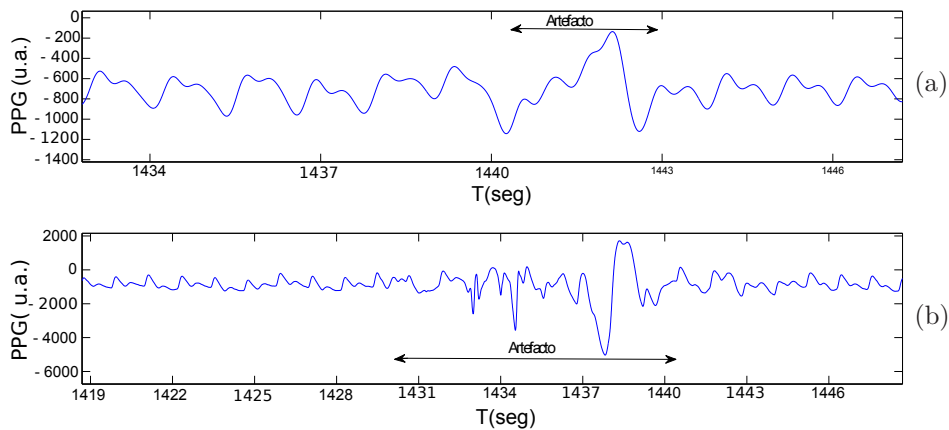


Figura 1.3: Ejemplo de artefactos sobre la señal PPG del Sujeto 3 de la Base de Datos de «Tilt» (a) Señal medida por reflexión (b) Señal medida por transmisión

La realización continua de movimientos, como durante la realización de ejercicio, hace que aparezcan gran cantidad de artefactos provocando que en esos casos no se obtengan detecciones fiables de los pulsos medidos en la señal.

### 1.4.1. Adquisición de la señal PPG

Los emisores y detectores se disponen sobre la superficie de la piel según dos configuraciones básicas: transmisión y reflexión. En la primera configuración el tejido se encuentra entre emisor y detector que se encuentran enfrentados, pudiéndose llevar a cabo esta configuración solo en determinadas zonas del cuerpo (dedo, lóbulo de la oreja, puente de la nariz, ...). Una segunda configuración por reflexión permite colocar los sensores sobre cualquier superficie del cuerpo, sin embargo la señal medida será de menor calidad.

Para la realización de este trabajo se dispone de medidas de la señal PPG en el dedo llevadas a cabo por transmisión y en la frente llevadas a cabo por reflexión. Ambos registros medidos para dos longitudes de onda (rojo e infrarrojo) en las dos bases de datos, «Tilt-Test» y prueba de Esfuerzo.

### 1.4.2. Morfología de a señal PPG

La morfología de la señal fotopleletismográfica consta de dos componentes [6]: una componente pulsátil (AC) relativa a los cambios de volumen sanguíneo que se producen en cada latido cardiaco produciendo variaciones rápidas en la señal, y una segunda componente debida a la componente no-pulsátil del volumen sanguíneo relativa a la atenuación que producen los tejidos subyacentes que envuelven las arterias produciendo una señal de lenta variación (DC).

La morfología del pulso AC de la señal PPG se caracteriza por un ascenso rápido, asociado al movimiento de contracción del corazón (sístole) y un descenso más lento asociado al movimiento de relajación del corazón (diástole), siendo frecuente la aparición de un segundo pulso dicrótico en la diástole proveniente de la reflexión de la onda sistólica.

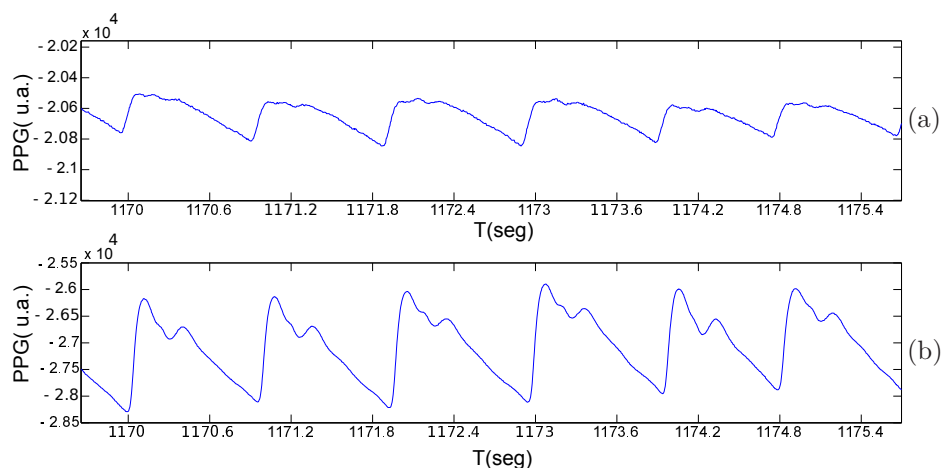


Figura 1.4: Morfología de la señal PPG (a) medida por reflexión y (b) medida por transmisión

En la Figura 1.4 se puede observar como la morfología de la señal PPG modifica sus características según la configuración con la que ha sido adquirida así como varían en función de la fisiología de cada sujeto. Apreciándose una diferencia entre las escalas de medida según la técnica de adquisición utilizada.

### **1.4.3. Variabilidad de la frecuencia de pulso (PRV)**

La HRV representa las fluctuaciones en el ritmo cardiaco, siendo su análisis espectral ampliamente utilizado para evaluar la acción del ANS. Sus componentes frecuenciales se encuentran entre los 0 y 0.5 Hz, asociadas a las diferentes ramas del ANS (sistema simpático y parasimpático) [7]. El rango espectral entre 0.04 a 0.15 Hz se corresponde con las componentes frecuenciales de baja frecuencia (LF), y un incremento de la potencia en esta banda suele corresponderse con una activación simpática. El rango espectral entre 0.15 y 0.5 Hz se corresponde con las componentes frecuenciales de alta frecuencia (HF) y se corresponde con un aumento de la modulación parasimpática.

Debido a la alta correlación entre las señales PRV y HRV en este trabajo se llevará a cabo el estudio de la detección de pulsos de la señal PPG tomando como referencia para su evaluación la detección de los intervalos QRS de la señal ECG. Siendo la señal PPT la principal diferencia entre las señales PRV y HRV [8]. La señal PTT es una medida del tiempo que tarda la onda de pulso en viajar desde el corazón hasta la periferia y se mide como el intervalo temporal entre el pico de la onda R del ECG y la onda de la PPG asociada. Ver Figura 1.2.

## Capítulo 2

# Materiales

En este trabajo se ha realizado el análisis de dos bases de datos, “Tilt-test” y prueba de esfuerzo con 18 y 14 sujetos respectivamente. Las señales ECG, PPG y de acelerómetro (ACC) fueron adquiridas mediante el uso Cardioholter6.2-8E78 (BMII, Lithuania) [9].

En ambas bases de datos se dispone de registros de las señales ECG, PPG y ACC con frecuencias de muestreo de 500 Hz, 250 Hz y 50 Hz respectivamente. Para su análisis se ha llevado a cabo un remuestreo a 500 Hz de todas las señales de interés.

En el registro de la señal PPG se dispone de cuatro señales, en el dedo y en la frente a dos longitudes de onda, en el rojo y el infrarrojo. En el registro de la señal ECG se dispone de las derivaciones I,II,III y en el registro de la señal ACC de tres señales de aceleración.

### 2.1. Prueba de «Tilt»

La prueba de «Tilt» es un método de estudio no invasivo para observar las variaciones de la presión arterial y del ritmo cardiaco en relación a los cambios de posición de un sujeto sobre una camilla basculante. La camilla se inclina aproximadamente a  $60^\circ$  con la cabeza hacia arriba para provocar una bajada de tensión que un organismo sano compensará aumentando el sistema cardiaco mediante un activación simpática.

Tabla 2.1: Características de los sujetos

Sujetos	
Edad (años)	$23 \pm 2.98$
Altura (cm)	$172.89 \pm 8.94$
Peso (kg)	$64.89 \pm 10.52$
BMI ( $\text{kg}/\text{m}^2$ )	$27.57 \pm 2.19$

Tabla 2.2: Protocolo de la prueba de «Tilt»

Período de Estabilización 10 min	Posición Supina (Horizontal) (Fase I) 10 min	Posición Inclinada (Fase II) 5 min	Posición Supina (Horizontal) (Fase III) 5 min
--	---	---	--

## 2.2. Prueba de esfuerzo

La prueba de esfuerzo es un test no invasivo usado para detectar anomalías cardiovasculares no presentes en reposo y para determinar una correcta función cardiaca. Esta prueba se realiza caminando sobre una cinta rodante o pedaleando en una bicicleta aumentando velocidad y/o carga según el protocolo. Su objetivo es controlar el ritmo cardiaco, la presión arterial y la actividad eléctrica del corazón para llevar a cabo el estudio del flujo de sangre que llega al corazón en situaciones de estrés físico.

Las señales fueron registradas utilizando una bicicleta ergométrica ErgoBike Premium8i, Daum Electronic GmbH, Germany [10]. Con periodos de descanso de uno o dos minutos entre las diferentes fases del protocolo.

Tabla 2.3: Protocolo de la prueba de esfuerzo

Período de Estabilización 10-20 min	Carga de trabajo 40W (Fase I) 5 min	Carga de trabajo 80W (Fase II) 5 min	Carga de trabajo 160W (Fase III) 5 min	Período de Estabilización 15-20 min
---	--	---	---	---



## Capítulo 3

# Métodos

### 3.1. Detección del conjunto QRS de la señal ECG

Se ha llevado a cabo el estudio del ritmo cardiaco sobre la derivación II del ECG, mediante el cálculo de los intervalos temporales RR (Ver Figura 3.1), al ser la de mayor relación señal a ruido. Para ello se ha utilizado un detector basado en la transformada wavelet desarrollado por el grupo BSICoS [11].

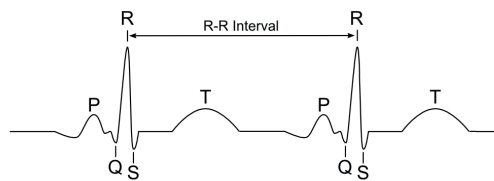


Figura 3.1: Ondas características del ECG

### 3.2. Preprocesado de la señal PPG

La señal PPG obtenida de un sujeto necesita un preprocesado antes de trabajar con ella para eliminar los posibles ruidos que se suelen encontrar en el registro de la señal. El ruido puede deberse a causas externas como interferencias de la luz ambiente o del propio equipo de medida, así como a causas fisiológicas como variaciones de la línea de base o artefactos de movimiento presentes en la señal. Por ello se han planteado diferentes metodologías de preprocesado para disminuir el ruido presente en la señal.

- Filtrado de la línea de base

Este ruido es generado por interferencias de baja frecuencia. Para eliminarlo se ha utilizado un filtro IIR paso alto de tipo Butterworth a 0.35 Hz de orden 3.

Para llevar a cabo el filtrado y evitar la distorsión de fase del filtro IIR se ha realizado un filtrado bidireccional forward-backward. Primero se filtra la señal original y después se realiza el mismo filtrado sobre la señal rotada obteniendo un filtro de fase cero y una señal sin distorsión. De esta manera se consigue mantener las características de la forma de onda de la señal PPG original para llevar a cabo la detección de pulsos.

Un ejemplo de aplicación se puede observar en la Figura 3.2 donde se muestra la señal PPG original y la misma señal una vez extraída la línea de base.

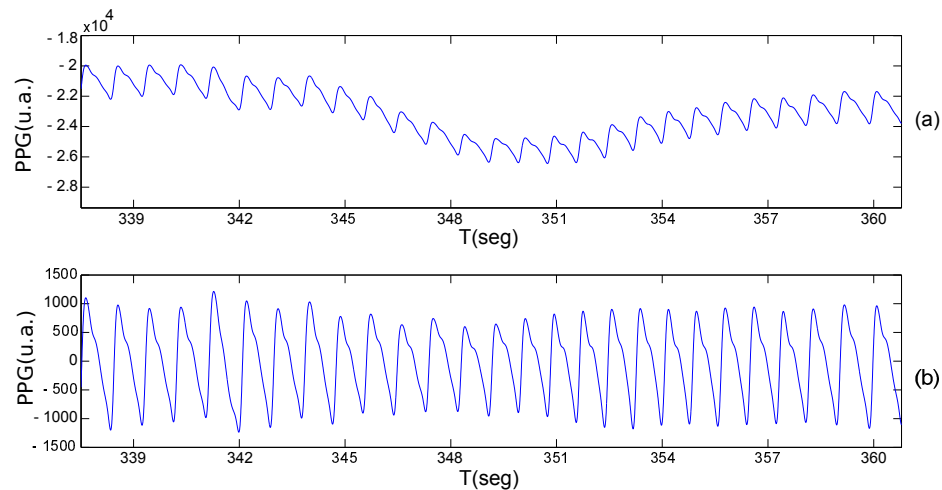


Figura 3.2: Ejemplo del filtrado de la línea de base, Sujeto 1, Base de datos de «Tilt» (a) Señal PPG con línea de base (b) Señal PPG una vez extraída la línea de base

- Filtrado de otras fuentes de ruido

En primer lugar se ha llevado a cabo un filtrado paso bajo de tipo Butterworth a 35 Hz de orden 3 al considerar que los pulsos de la señal PPG se encuentran por debajo de esa frecuencia [16].

Por otra parte las señales presentan una componente de alta frecuencia procedentes de fuentes indeseadas de ruido. En la base de datos de «Tilt» se ha planteado un mismo filtrado a 5 Hz sobre las señales medidas por reflexión, ya que estas señales son mucho más ruidosas que las señales medidas por transmisión y el ruido puede producir la detección errónea del pulso de la señal PPG. En la Figura 3.3 puede observarse como el principal problema en la detección de los pulsos debido al ruido va a ocurrir

en las detecciones realizadas en el punto máximo del pulso ya que las formas suaves de los pulsos hacen que éste sea inevitable. Por eso adquiere interés el estudio de las detecciones en el medio y el basal del pulso.

De la misma manera en los registros de la señal PPG medida por transmisión en la base de datos de prueba de esfuerzo se ha planteado un filtrado a 5 Hz al presentarse una componente de ruido en la señal.

Se analizarán las detecciones obtenidas para ambos filtrados, ya que un filtrado a 5 Hz necesario para eliminar la componente de ruido de alta frecuencia puede provocar cambios en la morfología de la señal. Sin embargo, como las componentes frecuenciales de la señal PPG medida por reflexión se encuentran en frecuencias más bajas que en la señal medida por transmisión, un mismo filtrado a 5 Hz puede ser adecuado en las señales adquiridas en la frente, al tener una morfología con pulsos más suaves, y no apropiado para la morfología que presentan las señales PPG medidas en el dedo.

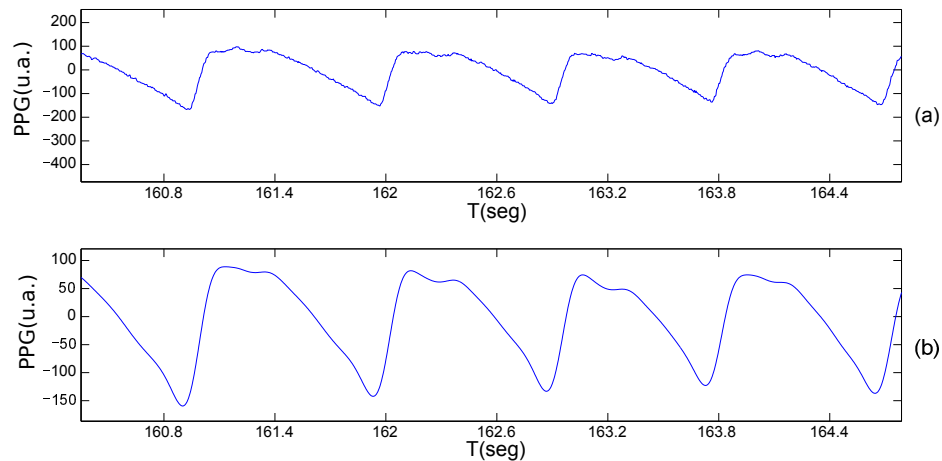


Figura 3.3: Ejemplo del filtrado del ruido añadido a la señal PPG medida por reflexión, Sujeto 2, Base de datos de «Tilt» a) Señal PPG original b) Señal PPG filtrada

### 3.2.1. Detección de artefactos de la señal PPG

En este trabajo se ha llevado a cabo la adaptación del detector de artefactos desarrollado por el grupo BSICoS [12] para eliminar los artefactos presentes en los registros llevados a cabo en condiciones no estacionarias, particularmente en prueba de esfuerzo y «tilt» test.

Uno de los principales problemas en los registros de la señal PPG son los artefactos de movimiento, principalmente en prueba de esfuerzo, presentándose variaciones bruscas en la señal. El detector de artefactos diseñado previamente [12] está basado en las características frecuenciales de la señal descritas por los parámetros Hjorth [13], con objetivo de detectar un

artefacto cuando se difiera del patrón oscilante en torno a la frecuencia cardiaca que presenta la señal PPG. Los parámetros Hjorth se definen en función de los momentos espectrales n-ésimos ( $w_n$ ) según la ecuación 3.1, donde  $S_x$  es el espectro de potencia de la señal PPG.

$$w_n = \int_{-\pi}^{\pi} w^n S_x dw \quad (3.1)$$

Obteniendo una estimación de la frecuencia dominante de la señal con el parámetro  $H_1$  y una estimación de la mitad del ancho de banda de la señal con el parámetro  $H_2$  descritos en las ecuaciones 3.2 y 3.3. Una propiedad que adquiere interés es que estos parámetros pueden ser estimados en el dominio temporal sin necesidad del cálculo de la densidad espectral [4].

$$H_1(n) = \sqrt{\frac{w_2(n)}{w_0(n)}} \quad (3.2)$$

$$H_2(n) = \sqrt{\frac{w_4(n)}{w_2(n)} - \frac{w_2(n)}{w_0(n)}} \quad (3.3)$$

La utilización de estos parámetros para la detección de artefactos en la señal PPG resulta de interés al poseer la señal un patrón frecuencial oscilante sincronizado con el ritmo cardiaco y un ancho de banda estrecho. Mientras que un artefacto suele presentar un espectro de mayor ancho de banda y/o una frecuencia dominante diferente a la frecuencia cardiaca.

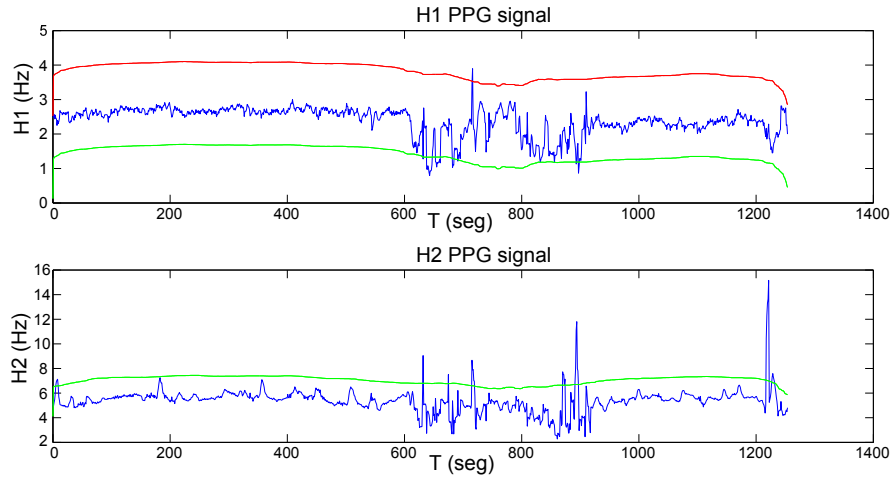
En este trabajo se ha llevado a cabo una adaptación del detector para condiciones no estacionarias, definiendo un segmento de señal como artefacto en base a unos umbrales adaptativos definidos de forma empírica:

Tabla 3.1: Parámetros del detector

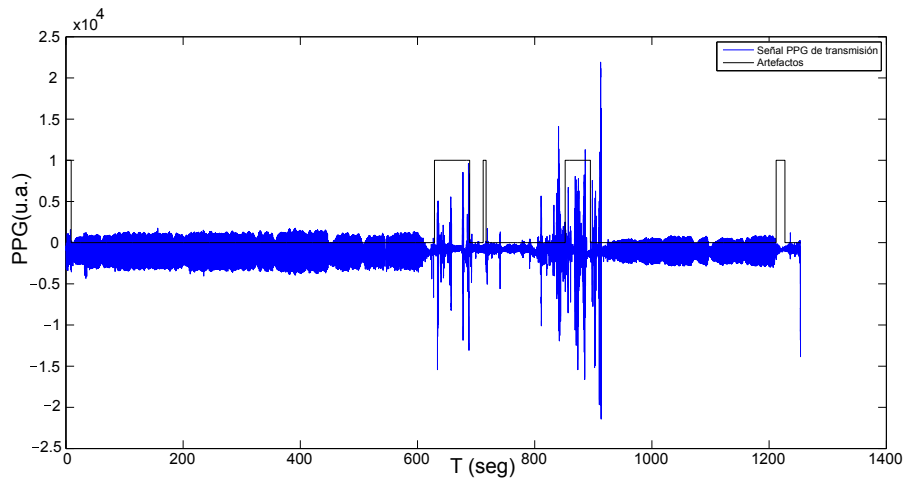
	Prueba de «Tilt»	Prueba de esfuerzo
Umbral superior ( $U_{1sup}$ )		1.4 Hz
Umbral inferior ( $U_{1inf}$ )		1 Hz
Umbral superior ( $U_{2sup}$ )		
Señales filtradas a 5 Hz	0.8 Hz - reflexión	0.8 Hz - reflexión y transmisión
Señales filtradas a 35 Hz	1.7 Hz - reflexión y transmisión	2.3 Hz - reflexión y transmisión
Ventana de umbral adaptativo ( $\nu$ )		4 min

En primer lugar se calculan los parámetros Hjorth de la señal con una ventana deslizante de 5 segundos con paso de 1 segundo. Estos parámetros son muy dependientes de la fisiología de cada sujeto y de las condiciones de la prueba realizada, es decir, de las altas variaciones inter-sujeto e intra-sujeto. El detector citado anteriormente [12] no estaba diseñado para grandes variaciones intra-sujeto, por tanto, en este trabajo los umbrales de referencia que determinan si un segmento analizado es artefacto se calculan mediante un filtrado de mediana

adaptativo a las condiciones altamente no estacionarias de la señal sobre los parámetros Hjorth. Consiguiendo una adaptación intra-sujeto.



(a)



(b)

Figura 3.4: Sujeto 1, base de datos de «Tilt»: (a) Parámetros Hjorth de la señal PPG de transmisión (azul) y umbrales (rojo y verde) que definen si un segmento es artefacto (b) Señal PPG de transmisión y artefactos detectados en la señal en base a los umbrales definidos

De esta forma quedan definidos los umbrales adaptativos de los parámetros  $H_1$  y  $H_2$  considerándose como artefacto aquel segmento de señal que cumple alguna de las siguientes

condiciones:

$$H_2(n) > \widehat{H}_2(n) + U_{2sup} \quad (3.4)$$

$$H_1(n) > \widehat{H}_1(n) + U_{1sup} \quad \text{ó} \quad H_1(n) < \widehat{H}_1(n) - U_{inf} \quad (3.5)$$

Definiendose  $\widehat{H}_1(n)$  y  $\widehat{H}_2(n)$  como la salida de un filtro de mediana de duración 4 minutos ( $\nu$ ) de los parámetros Hjorth . Se ha determinado un tamaño de ventana ( $\nu$ ) suficiente para poder discriminar entre señal y ruido, es decir, un tamaño de ventana superior al tiempo de duración normal de un artefacto para no determinar el umbral en base a las componentes frecuenciales de un artefacto. De la misma manera se ha determinado un tamaño de ventana no excesivo para adecuarnos a las condiciones no estacionarias de los diferentes protocolos, es decir, las variaciones de ritmo cardíaco que tienen lugar a lo largo del ejercicio.

Finalmente si segmentos adyacentes definidos como artefacto se encuentran en un intervalo temporal inferior a 20 segundos se define todo el episodio como un solo artefacto, descartando así segmentos de señal de corta duración entre zonas artefactadas que no son de utilidad en el análisis de la PPG. En el desarrollo del detector se ha priorizado la no detección de falsos positivos frente a la detección de falsos negativos.

A modo de ejemplo, en la Figura 3.4a se muestran los parámetros Hjorth de una señal PPG de la base de datos de «Tilt» y los umbrales definidos en la ecuaciones 3.4 y 3.5. Considerándose como artefactos los segmentos de señal mostrados en la figura 3.4b.

### 3.2.2. Detector tiempo-frecuencia de la zancada de pedaleo

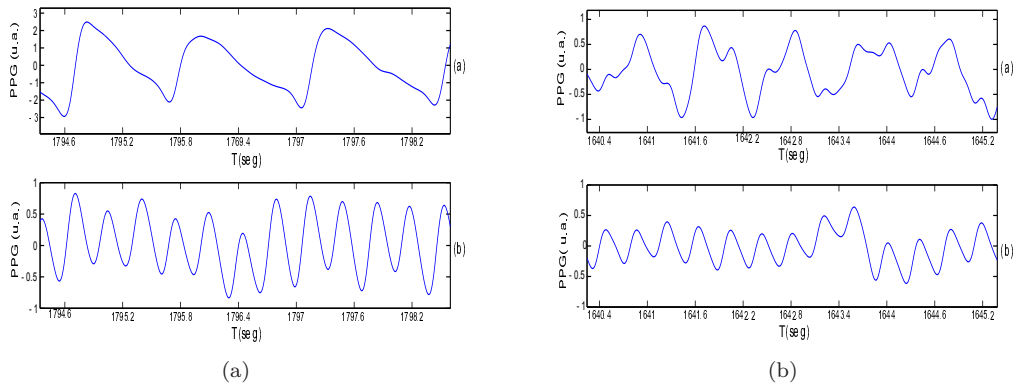


Figura 3.5: Señales PPG de transmisión y reflexión en prueba de esfuerzo a) Ejemplo en el que la componente de ritmo cardíaco esta enmascarada por la componente de zancada en la señal de transmisión, Sujeto 11 b) Ejemplo en el que los pulsos se encuentran superpuestos a la componente de zancada en la señal de transmisión, Sujeto 3

Durante prueba de esfuerzo se puede encontrar en el espectro de la señal PPG una componente debida a la zancada o pedaleo superpuesta en determinadas partes del ejercicio, provocando la detección errónea de los pulsos.

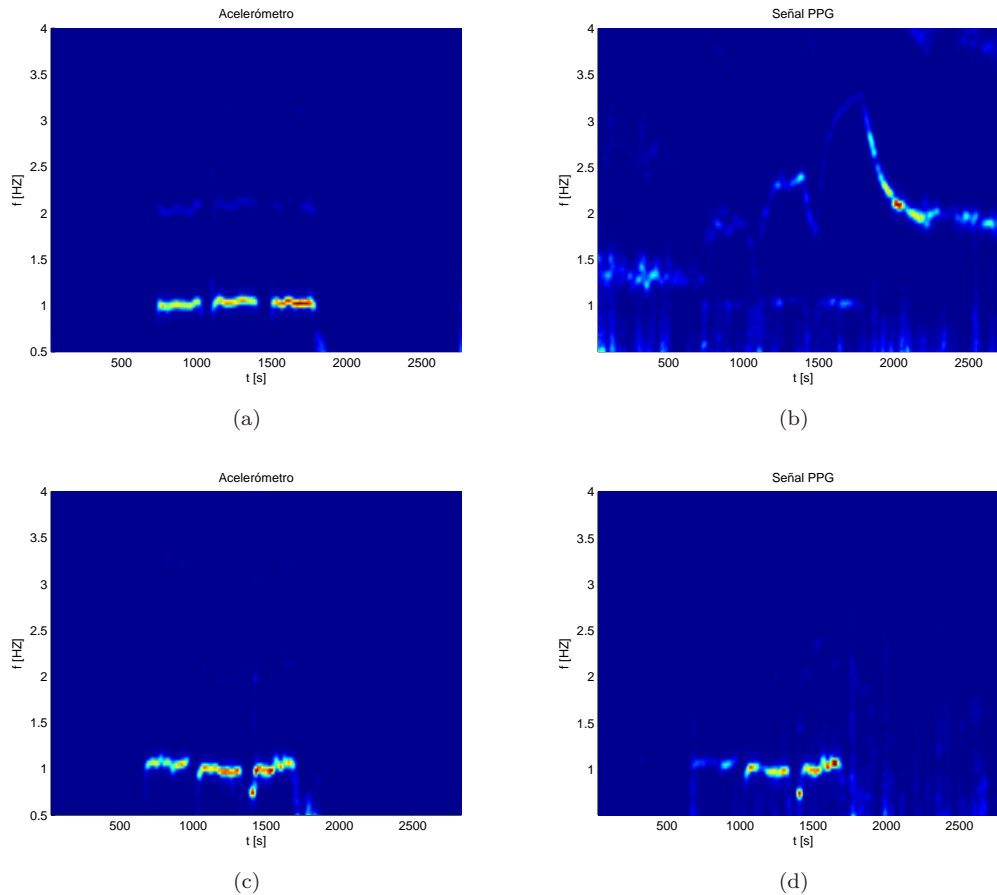


Figura 3.6: Mapas tiempo-frecuencia  $S(k,f)$ , Base de datos: Prueba de esfuerzo a) Señal ACC, Sujeto 2 b) Señal PPG de transmisión, Sujeto 2 c) Señal ACC, Sujeto 14 d) Señal PPG de transmisión, Sujeto 14

Debido a este movimiento, en las señales adquiridas por transmisión en el dedo en condiciones de prueba de esfuerzo como en las mostradas en la Figura 3.5 podemos observar la frecuencia de zancada superpuesta a la frecuencia de pulso, llevando a una interpretación errónea en el ritmo cardiaco real del sujeto. En el sujeto mostrado en la Figura 3.5a predomina la componente de zancada sobre la señal, mientras que en un segundo sujeto mostrado en la Figura 3.5b se aprecian los pulsos superpuestos a la componente de zancada.

En estos casos los registros adquiridos por reflexión en la frente son de gran interés para el estudio del ritmo cardiaco, donde esta componente de ruido no está presente en la señal debido a su mayor estabilidad en la medida.

La base de datos en prueba de esfuerzo contiene registros electrocardiográficos, fotople-tismográficos y de acelerómetro. Realizando un mapa tiempo-frecuencia se pueden analizar y comparar las componentes frecuenciales de las diferentes señales, pudiendo determinar el porcentaje de potencia de zancada interferente en la señal PPG mediante la medida del acelerómetro.

Para el análisis espectral se ha utilizado el periodograma de Welch [14]. Cada 5 segundos se obtiene un espectro  $S(k,f)$  a partir de un segmento de 42 segundos de señal, promediando espectros de subsegmentos de 12 segundos utilizando un 50% de solapamiento.

En la Figura 3.6a y la Figura 3.6c, relativas a la señal ACC de los sujetos 2 y 14 de la base de datos, se observa la componente frecuencial de zancada en torno a 1 Hz en el intervalo temporal correspondiente al desarrollo del ejercicio, así como sus armónicos. Esta misma componente está presente en el espectro frecuencial de la señal PPG (Figura 3.6b y Figura 3.6d) superpuesta a la componente de ritmo cardiaco.

Realizando un estudio completo de la base de datos se puede realizar una clasificación entre dos tipos de sujetos. En un primer subgrupo la potencia de la componente frecuencial de ritmo cardiaco es superior a la potencia relativa a la componente de zancada, como en el caso de la Figura 3.6b del Sujeto 2, con un incremento del ritmo cardiaco medio del sujeto hasta la recuperación de la situación basal ([1.5, 3.25] Hz, [90, 195] latidos/min). En un segundo subgrupo de sujetos como en la Figura 3.6d predomina la potencia de zancada sobre la señal.

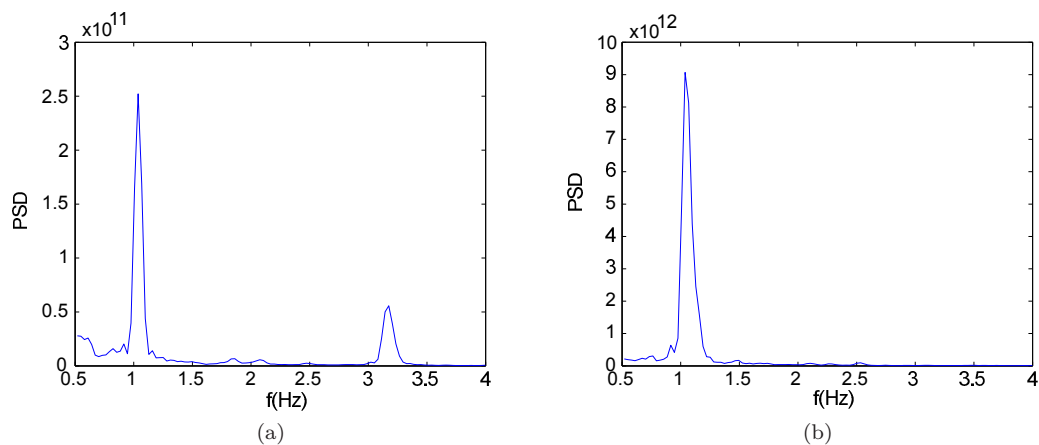


Figura 3.7: Espectros de la señal PPG de transmisión durante prueba de esfuerzo a) Instante temporal  $t=1650$  seg, Sujeto 2 b) Instante temporal  $t=1610$  seg, Sujeto 14



Se puede observar el espectro de un sujeto de cada subgrupo dentro del intervalo temporal de realización del ejercicio, donde en un primer caso como la Figura 3.7a distinguimos las componentes frecuenciales de zancada (1.15 Hz) y ritmo cardiaco (3.2 Hz), y un segundo caso como la Figura 3.7b donde la potencia de la componente de zancada (1.15 Hz) enmascara a la componente de ritmo cardiaco, confundiendo ésta con ruido en la señal.

Se ha realizado la discriminación entre sujetos en dos subgrupos realizando un estudio del porcentaje medio de potencia interferente de zancada en la señal PPG durante el intervalo temporal de realización de ejercicio, [10-30] min:

- Estimación del intervalo de ocurrencia de zancada ( $I_{ACC}(k)$ ) en base al máximo del espectro frecuencial de la señal ACC ( $m_{ACC}(k)$ ).

$$I_{ACC}(k) = [m_{ACC}(k) - 0,05, m_{ACC}(k) + 0,05] \quad (3.6)$$

- Búsqueda del intervalo frecuencial  $I_{ACC}(k)$  en el espectro de la señal PPG y calculo de la potencia interferente ( $P_{ACC}(k)$ ) según el área encerrada bajo la curva de la función.
- Calculo de la potencia total de la señal PPG ( $P_{TOTAL}(k)$ ) según el área encerrada bajo la curva de la función.
- Discriminación entre sujetos en base a un umbral empírico. En el subgrupo de sujetos que cumplan la condición definida por la ecuación 3.7 la componente de la zancada no enmascara a la del ritmo cardiaco, planteándose un filtrado adaptativo para eliminarla.

$$\frac{\overline{P_{ACC}(k)}}{\overline{P_{TOTAL}(k)}} < 0,2 \quad (3.7)$$

### Filtrado adaptativo LMS

Una vez realizada la discriminación entre sujetos según la Ecuación 3.7 se ha llevado a cabo la implementación de un filtro LMS adaptativo sobre 11 de los 14 sujetos, debido a las condiciones no estacionarias de la señal, para eliminar la señal interferente. Por tanto se ha planteado el algoritmo que minimiza el error cuadrático medio para la cancelación del ruido de zancada de la señal porque no requiere un conocimiento de la estadística de las señales y ofrece un buen compromiso entre prestaciones y simplicidad.

Para ello se dispone de un registro de la señal PPG contaminada medido por transmisión con la componente de zancada interferente  $d(n)$  y, una medida de ruido  $n(n)$  de la señal interferente basada en la señal ACC. Se ha obtenido la señal interferente mediante un análisis de componentes principales (PCA) [15] buscando la dirección de máxima variación y proyectando las componentes ACC sobre ella.

Con las señales citadas obtendremos la señal de salida  $z(n)$  en función de los coeficientes del filtro  $\hat{p}_k$  y la señal error  $e(n)$ , que se utilizará para ajustar los valores de los coeficientes del filtro hasta minimizar el valor cuadrático medio de la señal  $e(n)$ , es decir, maximizar la

relación señal a ruido de la salida del sistema. Ver ecuaciones 3.8, 3.9 y 3.10.

$$d(n) = s(n) + n(n) \quad (3.8)$$

$$z(n) = \sum_{k=0}^{M-1} (\hat{p}_k(n)n(n-k)) \quad (3.9)$$

$$e(n) = d(n) - z(n) \quad (3.10)$$

El esquema implementado queda reflejado en la Figura 3.8 donde se ha llevado a cabo la optimización del parámetro de convergencia ( $\mu$ ) según el orden del filtro (M) y el parámetro de inercia ( $\alpha$ ), Ecuación 3.11.

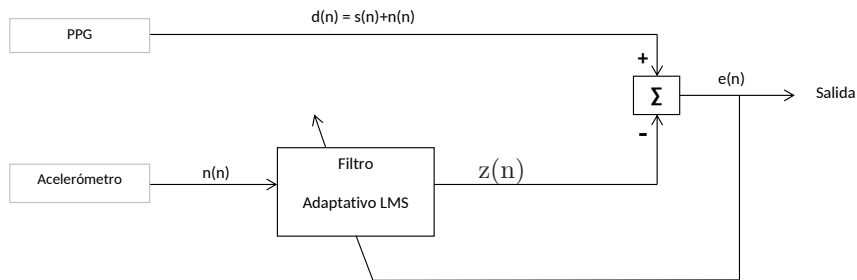


Figura 3.8: Esquema implementado para eliminar la componente de zancada interferente en la señal PPG registrada por transmisión

$$\mu = \frac{2\alpha}{3M\sigma_x^2} \quad (3.11)$$

Tabla 3.2: Parámetros del filtro LMS

M	340
$\alpha$	0.1

Mediante un estudio paramétrico se ha determinado la velocidad de convergencia  $\mu$  que es inversamente proporcional al error cuadrático medio mínimo, existiendo un compromiso entre velocidad y error.

Se ha realizado un primer barrido paramétrico según M y  $\alpha$  buscando optimizar el error relativo en el ritmo cardiaco medio obtenido en la detección de pulsos de la señal PPG en comparación con la información obtenida de la señal ECG de referencia, como se refleja en

la Figura 3.9a. Posteriormente se ha realizado un barrido paramétrico más preciso determinado los parámetros del filtro según el mínimo error relativo obtenido en el ritmo cardiaco medio en toda la base de datos como se refleja en la Figura 3.9b .

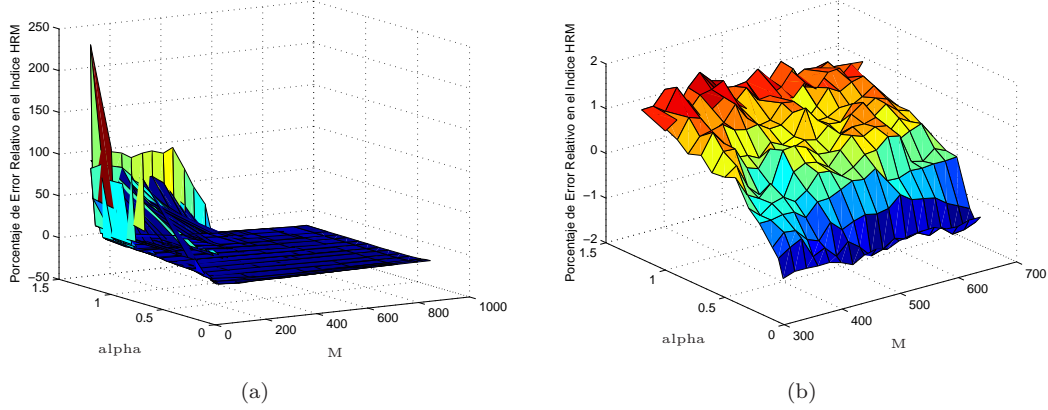


Figura 3.9: Estudio paramétrico para determinar los coeficientes del filtro LMS a) Estudio inicial b) Estudio final

### 3.3. Detección de pulsos de la señal PPG

El detector de pulsos desarrollado por el grupo BSICoS [16] está basado en un filtro derivador paso bajo para realzar las pendientes ascendentes de la señal PPG frente a las correspondientes a los pulsos dicróticos que son más suaves, evitando la detección errónea de éstos como pulsos normales. Se trata de un filtro FIR diseñado aplicando una técnica de mínimos cuadrados [17] con una banda de transición entre los 7.7 Hz y los 8 Hz, al considerar que los pulsos normales de la señal PPG se encuentran por debajo de esa frecuencia.

En segundo lugar se establece un umbral variable  $\gamma$  en función de la señal filtrada  $y(n)$ , se trata de un umbral decreciente que mantiene el valor del pico detectado anteriormente durante un periodo refractario  $N_r$  para posteriormente decrecer linealmente durante un periodo  $\hat{m}_{AA_i}$ , definido como la mediana entre los tres intervalos pico a pico anteriores de la señal filtrada  $y(n)$ . En caso de no realizarse una nueva detección de pulso el umbral decrece hasta un porcentaje  $\alpha < 1$  del pico detectado anteriormente manteniendo su valor hasta una nueva detección (Figura 3.10b). La implementación de este umbral variable permite adaptarse a los cambios de amplitud de la señal evitando la detección de pulsos dicróticos como pulsos normales o la no detección de pulsos por fijar un umbral muy restrictivo (Figura 3.10b). Ver Ecuaciones 3.12 y 3.13.

$$\gamma = \begin{cases} y(n_{A_{i-1}}^*) & (n - n_{A_{i-1}}^*) < N_r \\ \frac{(\alpha - 1)y(n_{A_{i-1}}^*)}{\hat{m}_{AA_i} - N_r} (n - n_{A_{i-1}}^* - N_r) + y(n_{A_{i-1}}^*) & N_r \leq (n - n_{A_{i-1}}^*) < \hat{m}_{AA_i} \\ \alpha y(n_{A_{i-1}}^*) & (n - n_{A_{i-1}}^*) \geq \hat{m}_{AA_i} \end{cases} \quad (3.12)$$

$$\hat{m}_{AA_i} = M_e((n_{A_{i-4}}^* - n_{A_{i-3}}^*), (n_{A_{i-3}}^* - n_{A_{i-2}}^*), (n_{A_{i-2}}^* - n_{A_{i-1}}^*)) \quad (3.13)$$

En este trabajo se va a llevar a cabo la detección de pulsos en tres puntos significativos de la señal PPG: en el máximo  $n_A$ , en el medio  $n_M$  y en el basal  $n_B$  que pueden observarse en la Figura 3.10a. Con el objetivo de analizar los resultados obtenidos en cada caso comparando la robustez de cada punto según su localización.

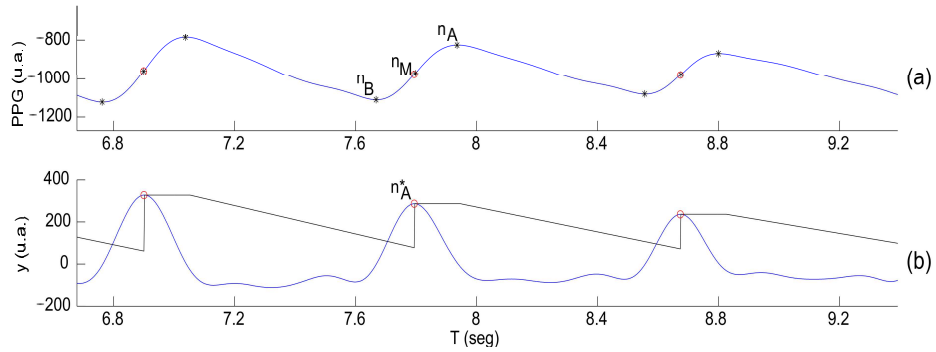


Figura 3.10: Ejemplo de aplicación del detector de pulsos, Sujeto 4, Base de datos de «Tilt», (a) Señal PPG con los diferentes puntos fiduciales de detección, (b) Señal filtrada  $y(n)$  (azul) y umbral adaptativo  $\gamma$  (negro)

Para ello se ha realizado una adaptación del detector a las señales no estacionarias estudiadas en este TFG, quedando definidos los parámetros del detector de pulsos de la siguiente manera:

Tabla 3.3: Parámetros del detector

	Prueba de «Tilt»	Prueba de esfuerzo
Ventana de búsqueda del máximo ( $w_A$ )	$\tau_{ATilt}$	$\tau_{AExc}$
Ventana de búsqueda del basal ( $w_B$ )	$\tau_B$	$\tau_B$
Porcentaje de actualización del umbral ( $\alpha$ )	0.08	0.08
Período refractario ( $N_r$ )	150 ms	75 ms

En este trabajo se han definido nuevas ventanas de búsqueda  $\tau_A$  y  $\tau_B$  para la detección de pulsos a partir de la señal filtrada  $y(n)$  y no a partir de la señal PPG,  $x_{PPG}(n)$ . Para una mayor robustez en las detecciones realizadas.

En primer lugar se ha determinado una nueva ventana de búsqueda  $\tau_A$  a partir del punto de máxima pendiente  $n_{A_i}^*$  detectado sobre la señal filtrada  $y(n)$  para detectar el máximo del pulso  $n_{A_i}$  de la señal PPG.

En el caso de la base de datos de «Tilt» debido a la morfología de la señal PPG con gran anchura entre pulsos la ventana  $\tau_A$  se ha fijado a 400 ms según la Ecuación 3.14.

Por otra parte debido a las condiciones altamente no estacionarias de la prueba de esfuerzo se ha realizado una implementación adaptativa de la ventana de búsqueda en esta base de datos. Para determinar el máximo del pulso se ha determinado una ventana adaptativa  $\tau_A$  según una estimación de una serie de intervalos temporales entre los máximos detectados previamente en la señal filtrada  $y(n)$ .

Con objetivo de una implementación robusta frente a posibles errores de medida en la señal se ha determinado la ventana según la ecuación 3.15 en base a la mediana de los cinco últimos intervalos temporales entre los máximos detectados  $n_{A_i}^*$  de la señal  $y(n)$ .

$$\tau_{A_{Tilt}} = n_{A_i}^* + 0,4f_s \quad (3.14)$$

$$\tau_{A_{Exe}} = \frac{M_e((n_{A_{i-5}}^* - n_{A_{i-4}}^*), (n_{A_{i-4}}^* - n_{A_{i-3}}^*), (n_{A_{i-3}}^* - n_{A_{i-2}}^*), (n_{A_{i-2}}^* - n_{A_{i-1}}^*))}{2} \quad (3.15)$$

Una vez obtenidas las detecciones en el máximo  $n_A$  se pasa a determinar las detecciones sobre el pulso de la señal en los puntos  $n_B$  y  $n_M$ .

En este trabajo se ha determinado una ventana  $\tau_B$  de 250 ms para el cálculo del basal. El inicio de esta ventana se ha definido a partir del máximo medido sobre la señal filtrada  $y(n)$  y no del máximo del pulso con el objetivo de evitar detecciones erróneas del basal en caso de que se haya detectado erróneamente el pulso dicrótico como pulso normal de la señal.

La ventana de búsqueda del basal y su detección quedan definidas según las Ecuaciones 3.16 y 3.17.

$$\tau_B = n_{A_i}^* - 0,25f_s \quad (3.16)$$

$$n_{B_i} = \arg \min_{n \in [n_{A_i}^* - 0,25f_s, n_{A_i}^*]} \{x_{PPG}(n)\} \quad (3.17)$$

Una vez obtenidos el máximo y el basal del pulso se determina el punto medio según la ecuación 3.18. Siendo de interés el estudio de la detección en este punto debido a su robustez en la medida [18], ya que al estar situado en una zona de pendiente abrupta será afectado

en menor medida por el ruido que detecciones llevadas a cabo en otros puntos fiduciales.

$$n_{Mi} = \arg \min_{n \in [n_{Bi}, n_{Ai}]} \left\{ \left| x_{PPG}(n) - \frac{x_{PPG}(n_{Ai}) + x_{PPG}(n_{Bi})}{2} \right| \right\} \quad (3.18)$$

En la figura 3.10 se muestra un ejemplo de aplicación del detector con los puntos de detección en el máximo, en el medio y en el basal descritos anteriormente a partir de la señal filtrada  $y(n)$ .

Como resumen de las diferentes metodologías aplicadas para la detección robusta de pulsos en la señal PPG se ha obtenido el esquema mostrado en la Figura 3.11.

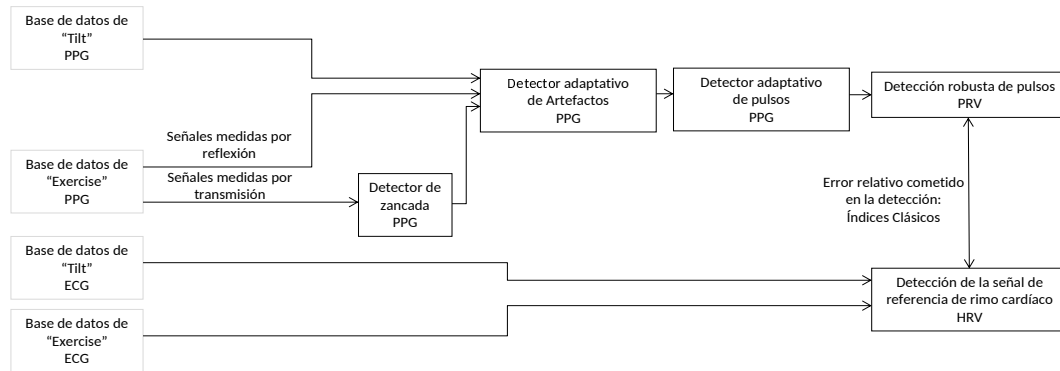


Figura 3.11: Esquema del algoritmo de detección de pulsos implementado para las dos bases de datos

### 3.4. Índices utilizados para el análisis de la detección de pulsos

En cada registro obtenido se detectan los intervalos entre dos latidos consecutivos excluyendo latidos ectópicos (intervalo NN), cuantificándose las variaciones en la frecuencia cardiaca durante intervalos de tiempo a largo y corto plazo para obtener información relacionada con el sistema nervioso autónomo. En el registro de la señal ECG los intervalos temporales se detectan entre dos ondas R del complejo QRS y en el registro de la señal PPG entre las detecciones realizadas, basadas en tres puntos fiduciales diferentes: en el máximo, medio y basal del pulso.

A partir de las series NN calculadas en los registros de las señales ECG y PPG se han llevado a cabo una serie de medidas estadísticas:

- HRM: Ritmo cardiaco medio

$$x_{HR_i} = \frac{60}{I_k} \quad (3.19)$$

$$x_{HRM} = \overline{x_{HR_i}} \quad (3.20)$$

$I_k$ : intervalo NN k-ésimo

Índice calculado a partir de la media de los intervalos NN por minuto en el registro de la señal.

- SDNN: Desviación estándar de todos los intervalos NN del registro

$$x_{SDNN} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (I_k - \bar{m}_I)^2} \quad (3.21)$$

$$\bar{m}_I = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (I_k) \quad (3.22)$$

$I_k$ : intervalo NN k-ésimo

$\bar{m}_I$ : media de los intervalos NN

N: número total de intervalos NN

Con esta medida se obtiene una caracterización aproximada a largo plazo de la frecuencia cardiaca del sujeto. Sin embargo, estas señales varían a lo largo del registro según el protocolo de la prueba realizada.

- SDD: Desviación estándar de las diferencias entre intervalos NN adyacentes

$$x_{SDD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (D_k - \bar{m}_D)^2} \quad (3.23)$$

$$\bar{m}_D = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (D_k) \quad (3.24)$$

$D_k$ : diferencia entre dos intervalos NN adyacentes

$\bar{m}_D$ : media de las diferencias entre intervalos NN adyacentes

N: número total de intervalos NN

Se define el índice SDDSD para realizar un estudio de la variabilidad midiendo diferencias entre intervalos sucesivos, reflejando las variaciones lentas del ritmo cardiaco.

- RMSSD: Raíz cuadrada de la media de las diferencias al cuadrado entre intervalos NN sucesivos

$$x_{RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} (I_k - I_{k-1})^2} \quad (3.25)$$

$I_k$ : intervalo NN k-ésimo

Es una medida basada en la diferencia de intervalos sucesivos, la cual acentúa las altas frecuencias contenidas en las series NN. Valores elevados indican un incremento de la actividad del sistema nervioso parasimpático.

- pNN50: Porcentaje de intervalos NN adyacentes que distan del anterior más de 50 ms

$$x_{pNN50} = 100 * \frac{NN50}{N-1} \quad (3.26)$$

$$x_{NN50} = \sum_{k=1}^{N-1} [(I_k - I_{k-1}) > 50ms] \quad (3.27)$$

$I_k$ : intervalo NN k-ésimo

Los índices RMSSD y pNN50 proporcionan información de las componentes de alta frecuencia, siendo RMSSD un índice que contiene información más detallada pero más sensible a posibles artefactos que se encuentren en la señal.

Con cada índice temporal descrito se ha estimado el error porcentual relativo cometido en las detecciones realizadas en la señal PPG tomando como referencia el registro de la señal ECG según la ecuación 3.28.

$$E_{\rho} = 100 \frac{x_{\rho_{ppg}} - x_{\rho_{ecg}}}{x_{\rho_{ecg}}} \quad (3.28)$$

Para  $\rho$  : HRM,SDNN,SDSD,RMSSD y pNN50

Las medidas de variabilidad se han definido según la mediana y el rango intercuartílico en cada caso, presentándose los resultados de la siguiente manera:

mediana / IQR



## Capítulo 4

# Resultados

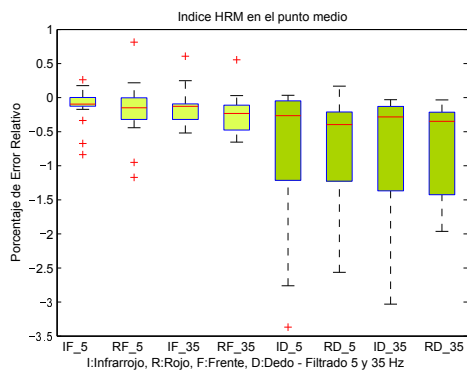
### 4.1. Base de datos de «Tilt»

En este apartado se muestran los resultados obtenidos llevando a cabo la detección de pulsos en el punto medio del pulso de la señal PPG, considerándose el punto de mayor estabilidad en la medida realizada. En el Apéndice A se muestran los resultados obtenidos en el análisis llevado a cabo para el máximo y el basal.

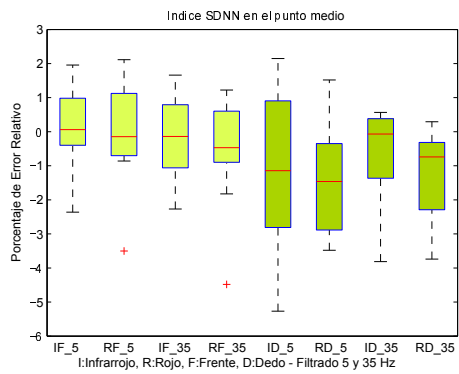
En la Figura 4.1 se representa el error relativo cometido en la estimación de los diferentes índices temporales descritos anteriormente. Se han comparado registros de ambas señales realizados simultáneamente durante la prueba de «Tilt» para determinar si la señal PPG puede en algunos casos sustituir a la señal ECG para obtener información de la frecuencia cardíaca.

En las diferentes figuras se observan las señales registradas por reflexión en la frente (tonalidad clara) y las señales registradas por transmisión en el dedo (tonalidad oscura). Distinguiendo en cada caso entre los resultados obtenidos para las dos longitudes de onda, en el rojo e infrarrojo, y con un filtro de preprocesado de la señal PPG a 5 y 35 Hz.

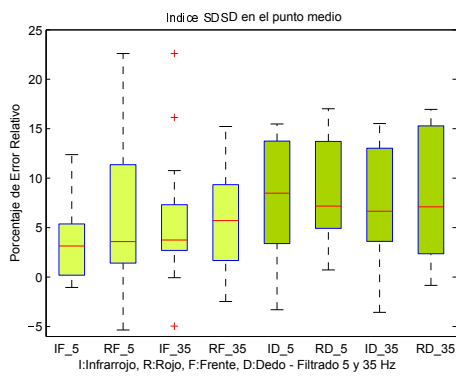
A modo de ejemplo, en la Figura 4.1a quedan representadas las señales registradas por reflexión en la frente en el infrarrojo con un filtrado a 5 Hz ( $IC_5$ ), y 35 Hz ( $IC_{35}$ ), y en el rojo con un filtrado a 5 Hz ( $RC_5$ ), y 35 Hz ( $RC_{35}$ ) y las señales registradas por transmisión en el dedo en el infrarrojo con un filtrado a 5 Hz ( $ID_5$ ), y 35 Hz ( $ID_{35}$ ), y en el rojo con un filtrado a 5 Hz ( $RD_5$ ), y 35 Hz ( $RD_{35}$ ).



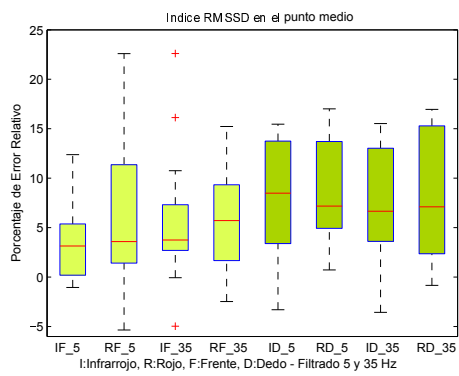
(a)



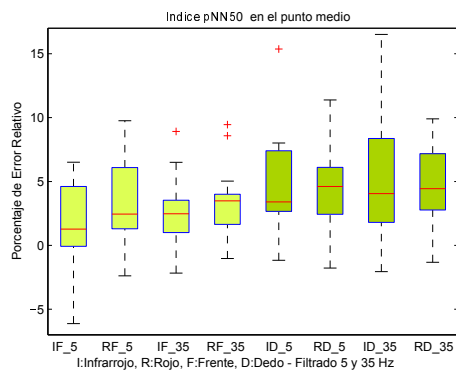
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 4.1: Índices clásicos temporales, Punto Medio, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50

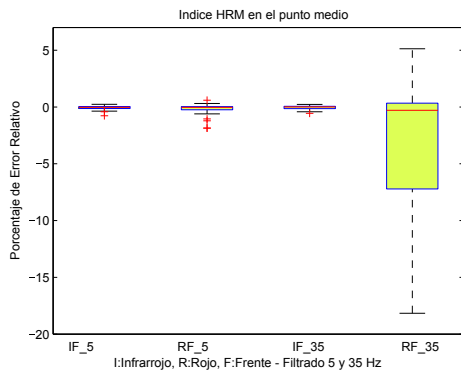
## 4.2. Base de datos de Prueba de Esfuerzo

En este apartado se muestran los resultados obtenidos llevando a cabo la detección de pulsos en el punto medio del pulso de la señal PPG, considerándose el punto de mayor estabilidad en la medida realizada.

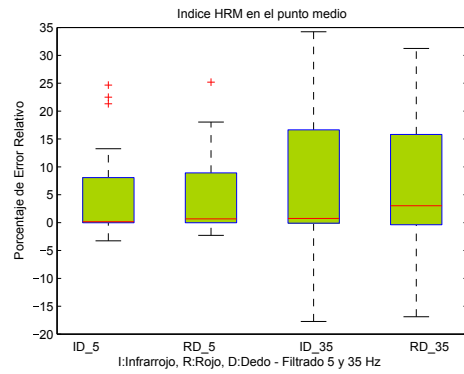
Se ha realizado un análisis por ventanas según las diferentes fases de la prueba de esfuerzo, por una parte en las señales registradas por reflexión en la frente (tonalidad clara) y en segundo lugar en las señales registradas por transmisión en el dedo (tonalidad oscura). Observándose una dependencia en los resultados obtenidos según el ritmo cardiaco, se ha realizado un análisis en ventanas de 2 minutos para cada fase del protocolo de la prueba de esfuerzo:

- Intervalo I: Intensidad baja (IB). 40 W. 1.5-2 Hz, 90-120 latidos/min
- Intervalo II: Intensidad media (IM). 80 W. 2-2.5 Hz, 120-150 latidos/min
- Intervalo III: Intensidad alta (IA). 160 W. 2.5-3.5 Hz, 150-210 latidos/min

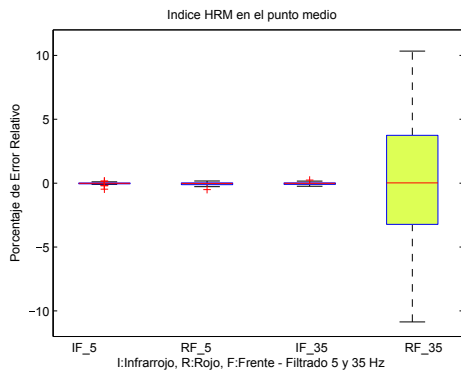
En las Figuras 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6 se representa el error relativo cometido en la estimación de cada índice temporal descrito anteriormente para cada fase del protocolo.



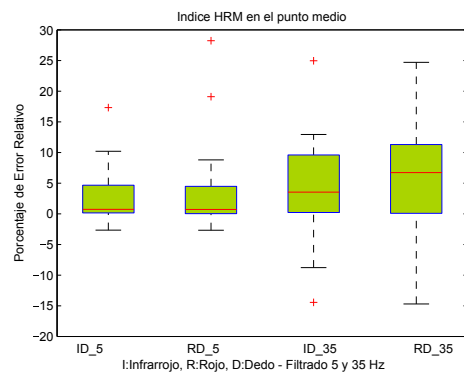
(a) IB



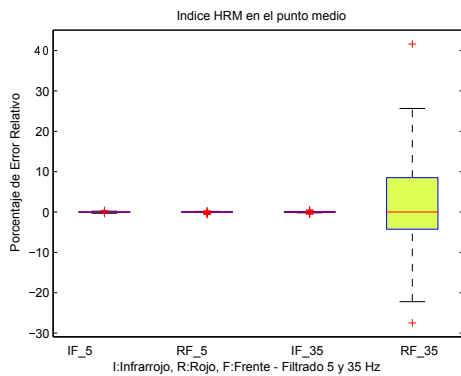
(b) IB



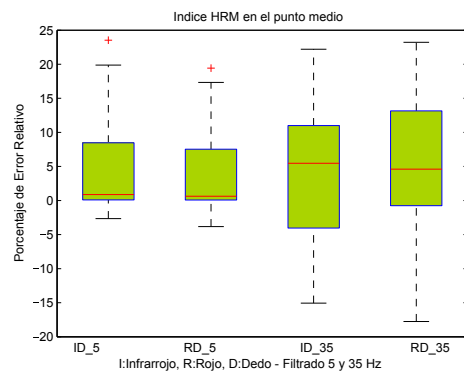
(c) IM



(d) IM

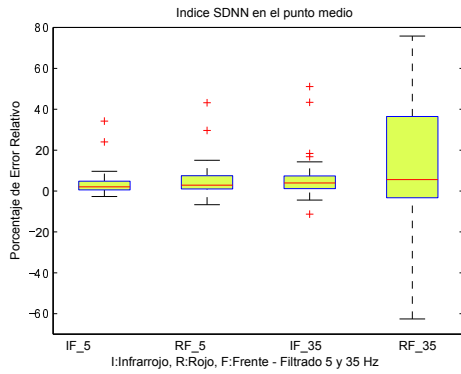


(e) IA

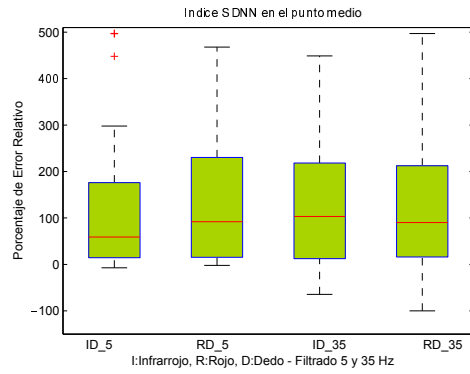


(f) IA

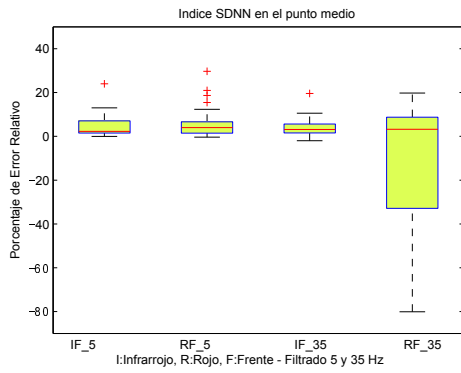
Figura 4.2: Índice HRM, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA



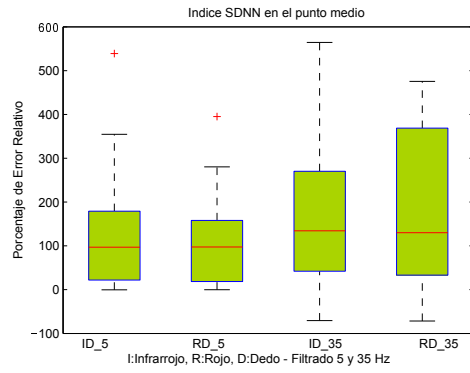
(a) IB



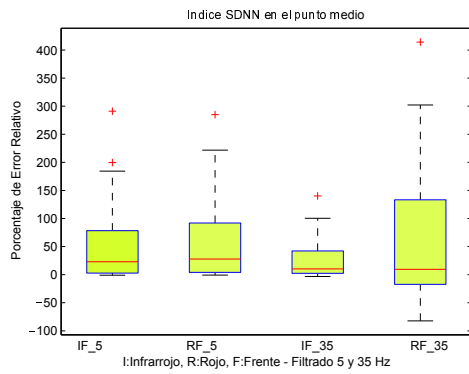
(b) IB



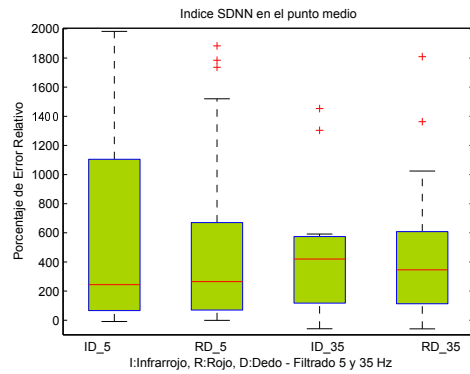
(c) IM



(d) IM

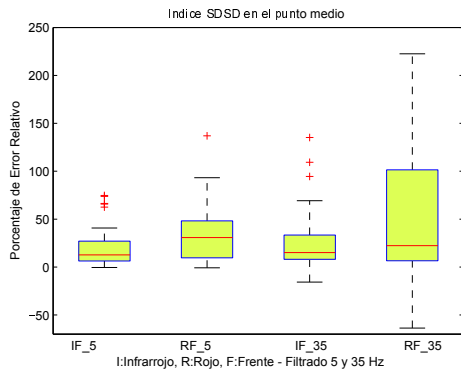


(e) IA

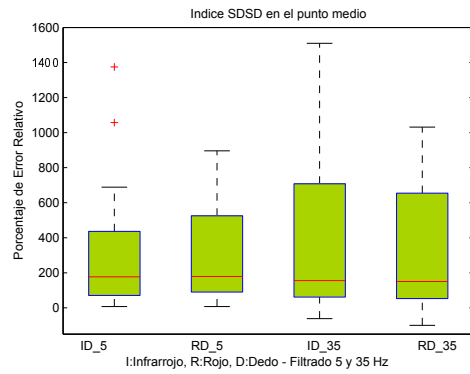


(f) IA

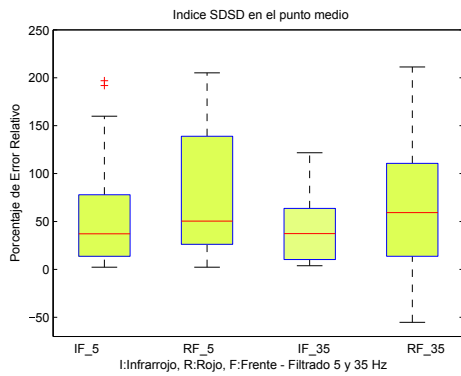
Figura 4.3: Indice SDNN, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA



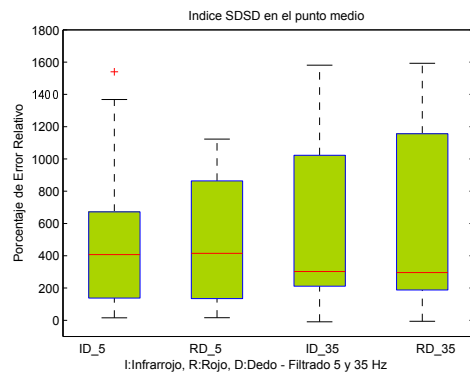
(a) IB



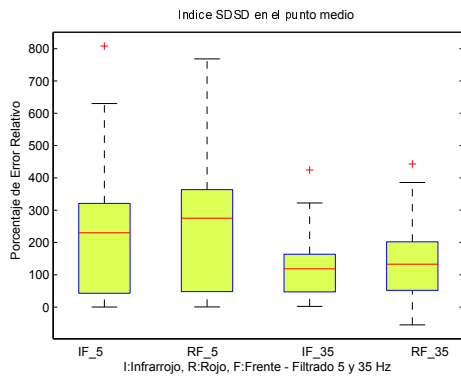
(b) IB



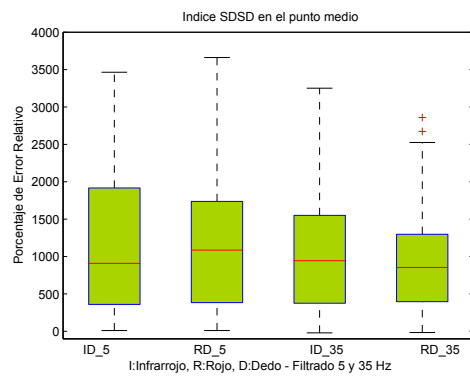
(c) IM



(d) IM

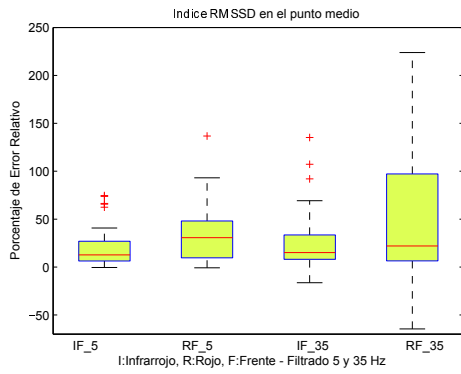


(e) IA

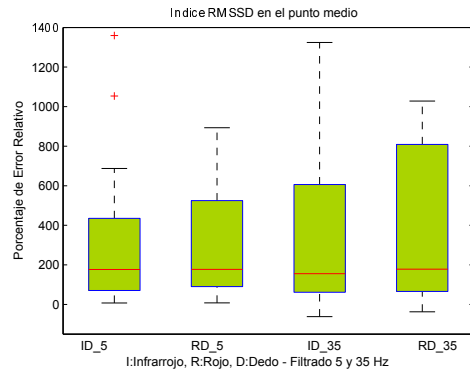


(f) IA

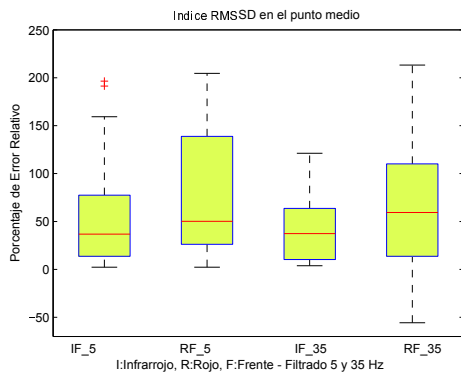
Figura 4.4: Índice SDSD, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA



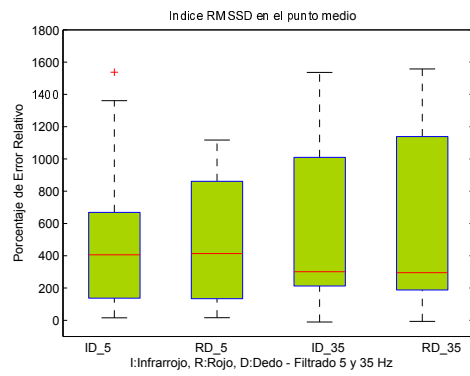
(a) IB



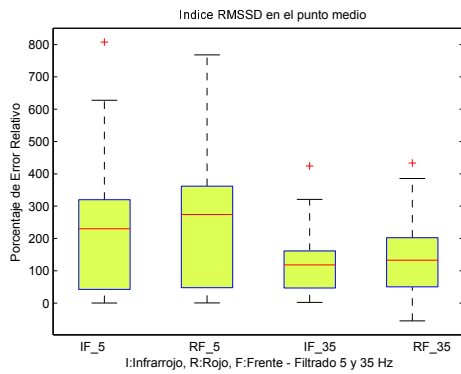
(b) IB



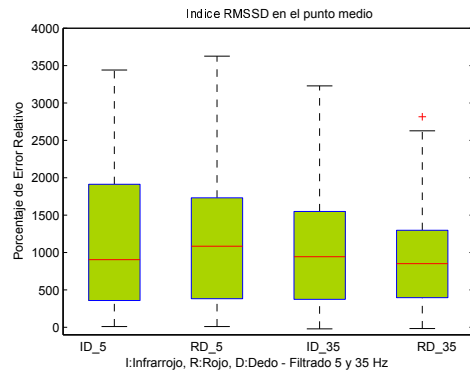
(c) IM



(d) IM

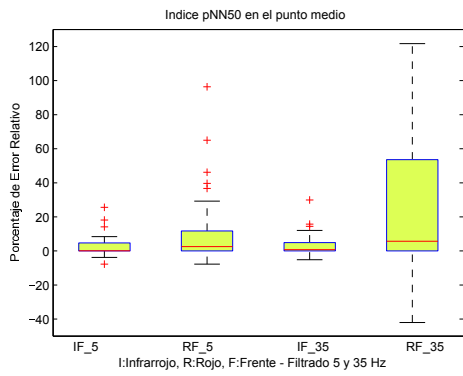


(e) IA

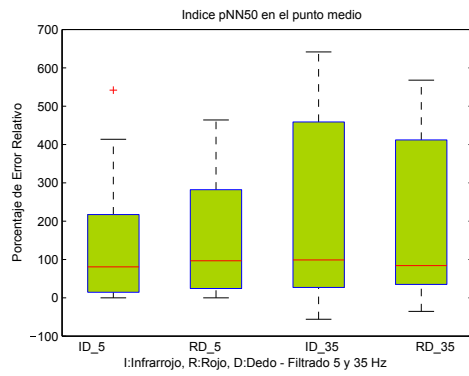


(f) IA

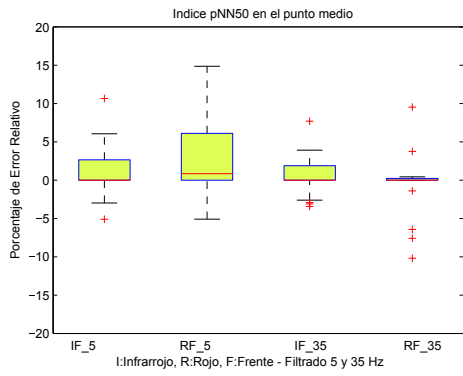
Figura 4.5: Índice RMSSD, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA



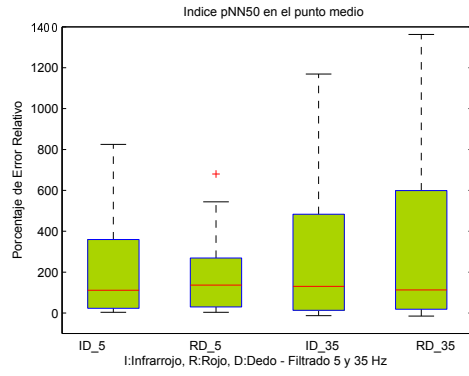
(a) IB



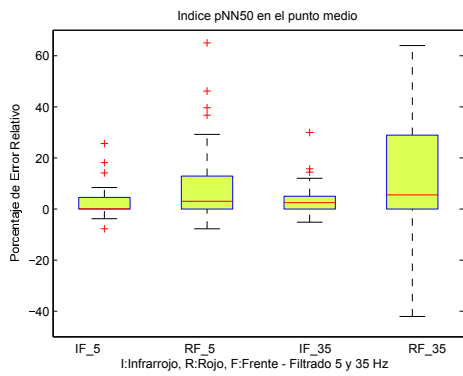
(b) IB



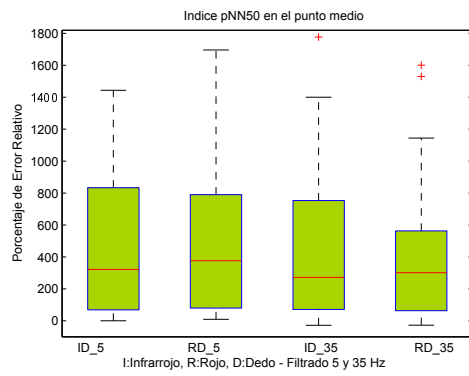
(c) IM



(d) IM



(e) IA



(f) IA

Figura 4.6: Índice PNN50, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA



# Capítulo 5

## Discusión

### 5.1. Base de datos de «Tilt»

En estudios anteriores [21] se han comparado registros de señales PPG con registros de señales ECG confirmando que la señal PPG puede en algunos casos sustituir a la señal ECG para obtener información de la frecuencia cardiaca. En otros casos el ruido en el registro de la señal PPG, principalmente artefactos, no permite obtener medidas precisas. En el caso de la prueba de «Tilt», se han detectado los artefactos obteniendo una medida de los índices más precisa.

En el apéndice A quedan reflejados los resultados para las detecciones realizadas en el máximo y el basal del pulso con errores relativos en la estimación del ritmo cardiaco medio entre  $-0.2944/0.8151\%$  y  $-0.6758/0.9855\%$  en el máximo y entre  $-0.1298/0.2773\%$  y  $-0.8071/1.7275\%$  en el basal. Por tanto, ambos puntos fiduciales parecen válidos para medir el ritmo cardiaco medio. Sin embargo, los errores obtenidos en el resto de índices de variabilidad son mayores, siendo necesarios futuros estudios para ver su utilidad clínica.

Los errores relativos obtenidos llevando a cabo la detección de los pulsos de la señal PPG en el punto medio son menores que en los casos anteriores, considerándose por tanto el punto medio el más adecuado para realizar las detecciones de los pulsos por su robustez y estabilidad en la medida frente a posibles ruidos presentes en la señal. Esto es debido a que el punto medio se encuentra en una zona mucho más abrupta del pulso que los puntos máximo o basal, siendo por tanto más robusto frente al ruido para una medida temporal.

Los resultados indican que las detecciones se han llevado a cabo de forma correcta para todos los registros analizados. Observándose en la mayoría de los casos mejores resultados en los registros medidos en la zona del infrarrojo que en la zona del rojo para todos los índices analizados.

Además se ha considerado necesario un filtrado paso bajo a 5 Hz para eliminar el ruido presente en la señal y obtener una detección más robusta de los pulsos, pudiendo haber modificado la morfología de la señal PPG. Sin embargo, como los pulsos de las señales ad-

quiridas por reflexión son más suaves que las adquiridas por transmisión, este filtrado puede ser adecuado para las señales adquiridas en la frente y no para las señales adquiridas en el dedo. Los resultados en los diferentes índices muestran errores relativos inferiores en la frente en el infrarrojo con el filtrado a 5 Hz que a 35 Hz pero no en el dedo, donde los errores relativos en el infrarrojo son menores con el filtrado a 35 Hz que a 5 Hz.

Para las dos configuraciones descritas, frente y dedo, se observa un alto grado de fiabilidad en las detecciones realizadas para la estimación de la frecuencia cardiaca con un error relativo para el registro  $IC_5$  de  $-0.1271/0.2279\%$  y para el registro  $ID_{35}$  de  $-0.2833/1.2393\%$ . Un estudio comparativo entre la HRV y la PRV según otros índices como SDDSD, SDNN así como RMSSD ó pNN50 que proporcionan información de las componentes de alta frecuencia, muestran una gran similitud entre las dos señales obteniendo los siguientes porcentajes relativos de error para el registro  $IC_5$  para cada índice respectivamente:  $0.2231/1.3924\%$ ,  $4.8125/5.0975\%$ ,  $4.7938/5.0962\%$ ,  $1.2138/4.4951\%$  y para el registro  $ID_{35}$ :  $-0.0670/1.7483\%$ ,  $6.6610/9.4176\%$ ,  $6.6590/9.4160\%$ ,  $4.0546/6.5683\%$ .

En las Figuras 5.1, 5.2 se muestran a modo de ejemplo las detecciones realizadas en los diferentes puntos de los pulsos de la señal PPG así como las detecciones de los conjuntos QRS de la señal ECG. Se refleja la problemática mencionada anteriormente en la detecciones realizadas en función de donde se lleve a cabo la detección del pulso, debido a los diferentes ruidos presentes en la señal y morfologías variables de la señal fotopletoislográfica según la metodología de registro.

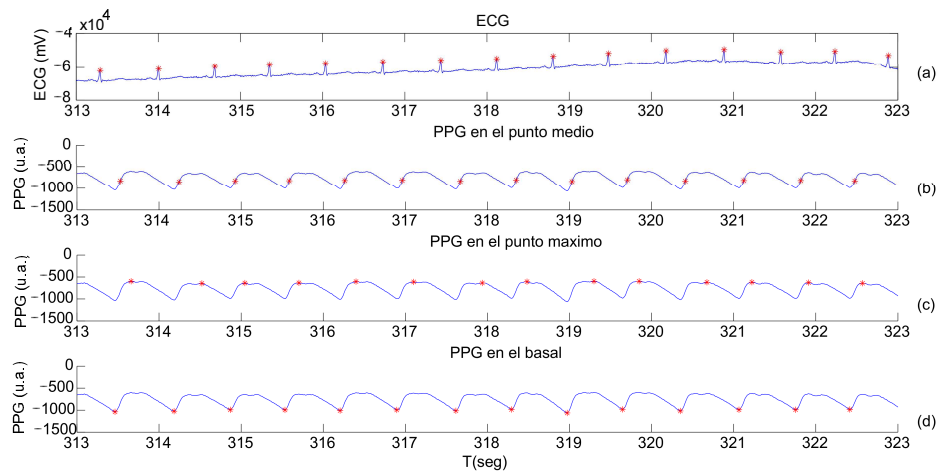


Figura 5.1: Detecciones realizadas sobre la señal ECG y la señal PPG medida por reflexión del Sujeto 4 de la Base de Datos de Tilt a) Detección de los intervalos QRS del ECG, Detección de los pulsos de la PPG b) en el medio c) en el máximo d) en el basal

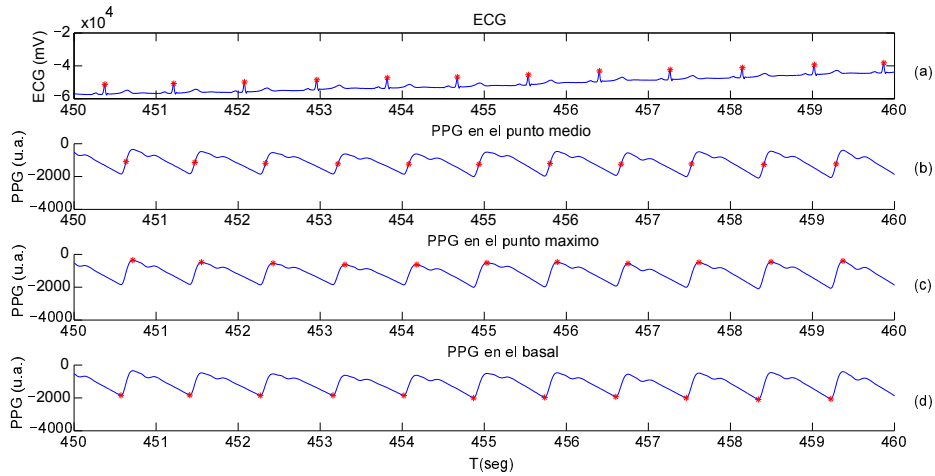


Figura 5.2: Detecciones realizadas sobre la señal ECG y la señal PPG medida por transmisión del Sujeto 4 de la Base de Datos de Tilt a) Detección de los intervalos QRS del ECG, Detección de los pulsos de la PPG b) en el medio c) en el máximo d) en el basal

Según estudios realizados anteriormente [22] la principal problemática obtenida entre la posición vertical y la supina es debida a los artefactos presentes principalmente en posiciones verticales. Con las técnicas de preprocesado aplicadas, se ha eliminado la mayor parte de esa problemática en la señal PPG, sin diferencias significativas en la información obtenida para ambos casos.

## 5.2. Base de datos de Prueba de Esfuerzo

Para la utilización de la señal PPG durante prueba de esfuerzo es necesario extraer la información de la frecuencia cardiaca en presencia de artefactos de movimiento de difícil eliminación.

En este trabajo se ha realizado un estudio según las tres fases en las que se divide del protocolo de la prueba, observándose una dependencia en los resultados según el ritmo cardiaco de la prueba y la localización del sensor utilizado en el registro de la señal.

La incorporación de acelerómetros en el sensor de medida permite cuantificar el desplazamiento del mismo durante el registro de la señal. Esto ha permitido tener una estimación del ruido y mejorar la fiabilidad de las detecciones realizadas.

De la misma manera que en la prueba de «Tilt», los resultados obtenidos en prueba de Esfuerzo son mejores realizando la detección de pulsos en el punto medio que en el máximo o el basal, así como para los registros medidos en la zona del infrarrojo que en la zona del rojo. Además en este caso los resultados reflejan la necesidad de un filtrado a 5 Hz para

ambas metodologías de registro, reflexión y transmisión.

Los resultados obtenidos indican la adecuada utilización de la PPG en prueba de esfuerzo para la cuantificación de la frecuencia de pulso indiferentemente del ritmo cardiaco del sujeto. Obteniéndose los siguientes errores relativos en la estimación del ritmo cardiaco medio según los diferentes intervalos analizados para el registro  $IC_5$ : -0.0256/0.1752% (IB), -0.0121/0.0637% (IM), 0.033/0.1527% (IA) y para el registro  $ID_5$ : 0.1695/8.0909% (IB), 0.7268/4.5329% (IM), 0.8797/8.3816% (IA).

La utilización de un filtrado adaptativo ha permitido mejorar la fiabilidad de las detecciones realizadas en los registros medidos en el dedo, en consecuencia los resultados obtenidos muestran escasas diferencias entre la frecuencia cardiaca y la frecuencia de pulso. Sin embargo, los índices de variabilidad analizados reflejan que este tipo de registros no son adecuados para realizar un análisis de la variabilidad de la frecuencia de pulso, ver Figura 5.3c.

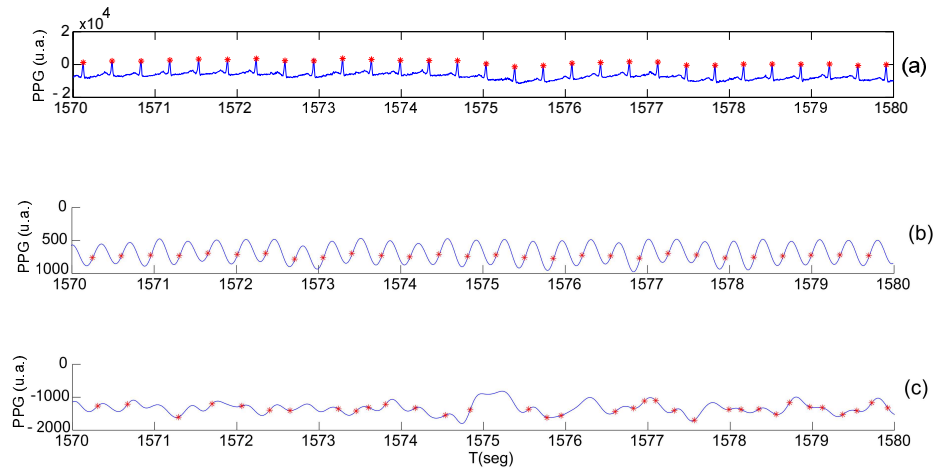


Figura 5.3: a) Detección de los intervalos QRS de la señal ECG b) Detecciones de pulsos sobre la Señal PPG medida por reflexión, Intervalo III, Sujeto 2,  $x_{HRM}=0.0033\%$ ,  $x_{SDNN}=44.5737\%$ ,  $x_{SDSD}=223.981\%$ ,  $x_{RMSSD}=223.5694\%$ ,  $x_{pNN50}=8.1366\%$  c) Detecciones de pulsos sobre la Señal PPG medida por transmisión, Intervalo III, Sujeto 2,  $x_{HRM}=5.2968\%$

El estudio de la PRV a partir los índices de variabilidad en los registros medidos por reflexión muestra una dependencia de los resultados según el ritmo cardiaco del sujeto. Se obtienen errores relativos de los índices SDNN, SDSD y RMSSD para los registros  $IC_5$  de 2.0567/4.2645%, 12.6970/20.6251% y 12.6919/20.5925% para el Intervalo I del protocolo descrito y de 2.2677/5.5477%, 37.1747/64.2076% y 36.8472/63.8145% para el Intervalo II. Observándose como los errores en los índices de variabilidad se degradan conforme aumenta el ritmo cardiaco, pudiendo ser por motivos técnicos o fisiológicos (ver Figura 5.3b). Para saberlo, son necesarios estudios adicionales.

Para situaciones de ejercicio o estrés el uso de la señal PPG como un medio sencillo y de bajo coste de adquisición es aceptable para el registro de la frecuencia de pulso mediante el sensor de la frente y en la mayoría de casos para el sensor de medida en el dedo. Siendo de interés realizar futuros estudios en el dominio frecuencial que proporcionarán información más representativa de la PRV mediante el análisis de los registros medidos por reflexión en la frente.

## Capítulo 6

# Conclusiones

En este trabajo se ha realizado una detección robusta de pulsos en la señal PPG, pensando en utilizar el ritmo del pulso como sustituto al ritmo cardiaco, así como la PRV obtenida a partir de la onda de pulso como sustituto de la HRV obtenida a partir de las señales ECG. Realizando una comparación entre las diferentes disposiciones descritas se ha analizado si los resultados son equivalentes para los registros en el dedo y en la frente así como para situaciones de reposo y estrés.

Las señales ECG se obtienen mediante electrodos situados a lo largo del cuerpo del sujeto, lo que suele ser un inconveniente en algunas aplicaciones. Los problemas metodológicos inherentes al registro y análisis del ECG motivan el estudio de la señal PPG como alternativa de bajo coste, siendo solo necesario una única sonda fija situada sobre el sujeto. La importancia de la utilización de la PPG en lugar del ECG es que permite reducir los costes mediante metodologías más sencillas que pueden permitir la monitorización de sujetos de forma continuada y ambulatoria en situaciones de ejercicio.

Mediante las diferentes técnicas de preprocesado aplicadas se ha conseguido realizar una detección robusta de pulsos en las señales PPG analizadas en entornos ruidosos y no estacionarios. La eliminación de diversas fuentes de ruido mediante los filtrados descritos ha permitido la detección de pulsos en diferentes puntos significativos (máximo, medio y basal) adecuándose a las diferentes morfologías de la señal PPG. En condiciones de estrés o ejercicio, la implementación de un filtrado adaptativo para eliminar la componente de zancada que enmascara al ritmo cardiaco ha permitido mejorar la fiabilidad de las detecciones realizadas, extrayéndose información del ritmo cardiaco real del sujeto en los registros del dedo.

Otro de los objetivos del trabajo era la adaptación de los detectores diseñados anteriormente por el grupo BSICoS a las condiciones no estacionarias de los registros analizados en este TFG, en prueba de esfuerzo y «tilt» test. En la detección de artefactos, la implementación de unos umbrales adaptativos a las variaciones intra-sujeto ha permitido identificar artefactos sobre la señal en los diferentes protocolos descritos que anteriormente no era factible. Para la detección de pulsos de la señal PPG se han definido nuevas ventanas de búsqueda a partir de la PPG filtrada, para realzar las pendientes ascendentes de los pulsos frente a

los dicróticos. Esto ha permitido una detección más robusta de los puntos significativos de los pulsos, independizando que la mediada errónea de uno de ellos (máximo, medio o basal) conlleve la medida errónea de los demás.

En base a las detecciones realizadas se ha realizado un análisis de la viabilidad de la PPG frente a la ECG. Mediante diferentes parámetros en el dominio temporal se ha demostrado una alta correlación entre ambas señales para la obtención del ritmo cardiaco de un sujeto. Según el análisis de los resultados obtenidos la señal PPG puede en la mayoría de los casos sustituir a la señal ECG para obtener información de la frecuencia cardiaca sin error apreciable tanto en situaciones de reposo como en condiciones de estrés.

En futuros estudios la viabilidad de la PRV como sustituta de la HRV en prueba de esfuerzo debe verificarse tanto en el dominio temporal como frecuencial, indicando los resultados obtenidos en este trabajo una alta correlación entre las dos señales en los registros llevados a cabo en la frente.

## Capítulo 7

# Lineas Futuras

Una vez analizados los resultados obtenidos con las técnicas descritas para los diferentes protocolos, se plantea la posibilidad de un futuro estudio de la PRV en el dominio frecuencial para estudiar las variaciones del sistema nervioso autónomo con las componentes de HF y LF. Indicando los resultados analizados en este trabajo una alta correlación entre la PRV y la HRV en «Tilt» test y en los registros adquiridos por reflexión en prueba de esfuerzo.

Siendo la PTT la principal diferencia entre la PRV y la HRV adquiere interés su estudio para realizar una evaluación de las variaciones del ANS, así como se ha estudiado la utilidad de esta señal en estudios anteriores [8]. La PTT se calcula a partir del tiempo que tarda la onda de pulso en pasar entre dos puntos arteriales. En las bases de datos analizadas se tienen registros de la PPG para diferentes localizaciones y registros del ECG. Pudiendo realizar un futuro estudio de la PTT a partir de las dos señales PPG, con la posibilidad de eliminar el registro electrocardiográfico para determinar la PTT.

Por último el método propuesto para eliminar la señal interferente de zancada presente en las señales del dedo en prueba de esfuerzo puede ser susceptible a mejoras y modificaciones para obtener información de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en situaciones de ejercicio y/o ritmo cardiaco elevado. Concretamente, se pueden plantear técnicas de filtrado lineal de la componente de zancada o filtrados adaptativos como Wiener para reducir el ruido interferente en la señal.



# Índice de figuras

1.1. Posicionamiento de los electrodos para la realización del registro electrocardiográfico . . . . .	11
1.2. (a) Fragmento de dos latidos del ECG (b) Fragmento de dos pulsos de la PPG	11
1.3. Ejemplo de artefactos sobre la señal PPG del Sujeto 3 de la Base de Datos de «Tilt» (a) Señal medida por reflexión (b) Señal medida por transmisión . . . . .	12
1.4. Morfología de la señal PPG (a) medida por reflexión y (b) medida por transmisión . . . . .	13
3.1. Ondas características del ECG . . . . .	17
3.2. Ejemplo del filtrado de la línea de base, Sujeto 1, Base de datos de «Tilt» (a) Señal PPG con línea de base (b) Señal PPG una vez extraída la línea de base	18
3.3. Ejemplo del filtrado del ruido añadido a la señal PPG medida por reflexión, Sujeto 2, Base de datos de «Tilt» a) Señal PPG original b) Señal PPG filtrada	19
3.4. Sujeto 1, base de datos de «Tilt»: (a) Parámetros Hjorth de la señal PPG de transmisión (azul) y umbrales (rojo y verde) que definen si un segmento es artefacto (b) Señal PPG de transmisión y artefactos detectados en la señal en base a los umbrales definidos . . . . .	21
3.5. Señales PPG de transmisión y reflexión en prueba de esfuerzo a) Ejemplo en el que la componente de ritmo cardíaco esta enmascarada por la componente de zancada en la señal de transmisión, Sujeto 11 b) Ejemplo en el que los pulsos se encuentran superpuestos a la componente de zancada en la señal de transmisión, Sujeto 3 . . . . .	22
3.6. Mapas tiempo-frecuencia $S(k,f)$ , Base de datos: Prueba de esfuerzo a) Señal ACC, Sujeto 2 b) Señal PPG de transmisión, Sujeto 2 c) Señal ACC, Sujeto 14 d) Señal PPG de transmisión, Sujeto 14 . . . . .	23
3.7. Espectros de la señal PPG de transmisión durante prueba de esfuerzo a) Instante temporal $t=1650$ seg, Sujeto 2 b) Instante temporal $t=1610$ seg, Sujeto 14 . . . . .	24
3.8. Esquema implementado para eliminar la componente de zancada interferente en la señal PPG registrada por transmisión . . . . .	26
3.9. Estudio paramétrico según $M$ y $\alpha$ para determinar los coeficientes del filtro LMS a) Estudio inicial b) Estudio final . . . . .	27
3.10. Ejemplo de aplicación del detector de pulsos, Sujeto 4, Base de datos de «Tilt», (a) Señal PPG con los diferentes puntos fiduciales de detección, (b) Señal filtrada $y(n)$ (azul) y umbral adaptativo $\gamma$ (negro) . . . . .	28

3.11. Esquema del algoritmo de detección de pulsos implementado para las dos bases de datos . . . . .	30
4.1. Índices clásicos temporales, Punto Medio, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50 . .	34
4.2. Índice HRM, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA . . . . .	36
4.3. Índice SDNN, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA . . . . .	37
4.4. Índice SDSD, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA . . . . .	38
4.5. Índice RMSSD, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA . . . . .	39
4.6. Índice pNN50, Punto Medio, Base de datos de Exercise, Señales medidas por reflexión: a) IB c) IM e) IA, Señales medidas por transmisión: b) IB d) IM f) IA . . . . .	40
5.1. Detecciones realizadas sobre la señal ECG y la señal PPG medida por reflexión del Sujeto 4 de la Base de Datos de Tilt a) Detección de los intervalos QRS del ECG, Detección de los pulsos de la PPG b) en el medio c) en el máximo d) en el basal . . . . .	42
5.2. Detecciones realizadas sobre la señal ECG y la señal PPG medida por transmisión del Sujeto 4 de la Base de Datos de Tilt a) Detección de los intervalos QRS del ECG, Detección de los pulsos de la PPG b) en el medio c) en el máximo d) en el basal . . . . .	43
5.3. a) Detección de los intervalos QRS de la señal ECG b) Detecciones de pulsos sobre la Señal PPG medida por reflexión, Intervalo III, Sujeto 2, $x_{HRM}=0.0033\%$ , $x_{SDNN}=44.5737\%$ , $x_{SDSD}=223.981\%$ , $x_{RMSSD}=223.5694\%$ , $x_{pNN50}=8.1366\%$ c) Detecciones de pulsos sobre la Señal PPG medida por transmisión, Intervalo III, Sujeto 2, $x_{HRM}=5.2968\%$ . . . . .	44
A.1. Índices clásicos temporales, Punto Máximo, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50 . .	54
A.2. Índices clásicos temporales, Punto Mínimo, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50 . .	55

# Índice de tablas

2.1. Características de los sujetos . . . . .	15
2.2. Protocolo de la prueba de «Tilt» . . . . .	16
2.3. Protocolo de la prueba de esfuerzo . . . . .	16
3.1. Parámetros del detector . . . . .	20
3.2. Parámetros del filtro LMS . . . . .	26
3.3. Parámetros del detector . . . . .	28

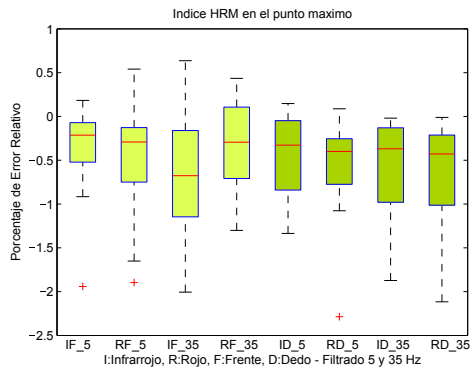
# Lista de Acrónimos

**PPG** Señal Fotopletismográfica de Pulso  
**ECG** Señal Electrocardiográfica  
**ACC** Señal de acelerómetro  
**PRV** Variabilidad del ritmo de pulso  
**HRV** Variabilidad del ritmo cardíaco  
**ANS** Sistema nervioso autónomo  
**PTT** Tiempo de tránsito de pulso  
**IQR** Rango intercuartílico  
**PSD** Densidad espectral de potencia

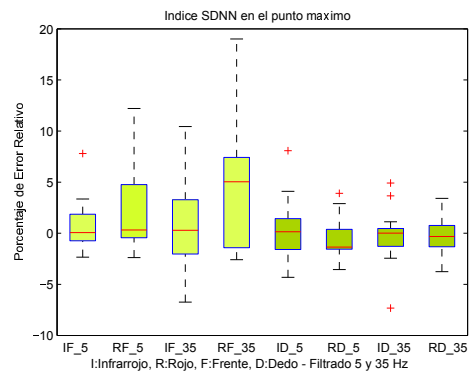
## Apéndice A

# Resultados en Prueba de «Tilt»

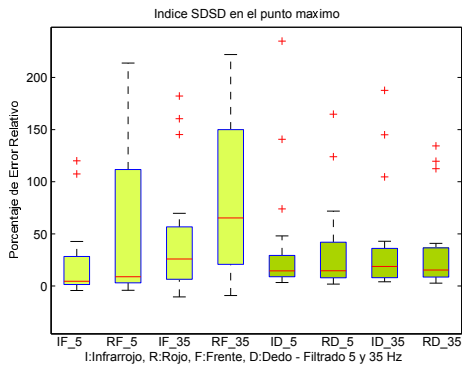
En las siguientes figuras se muestran los resultados obtenidos en la detección de pulsos para los diferentes puntos de interés, en el máximo y en el basal, durante la prueba de «Tilt».



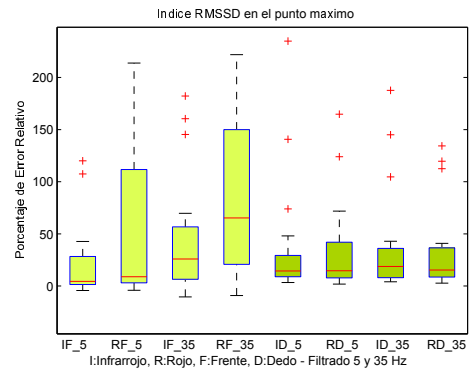
(a)



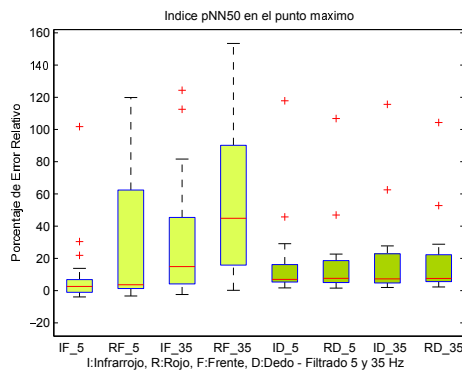
(b)



(c)

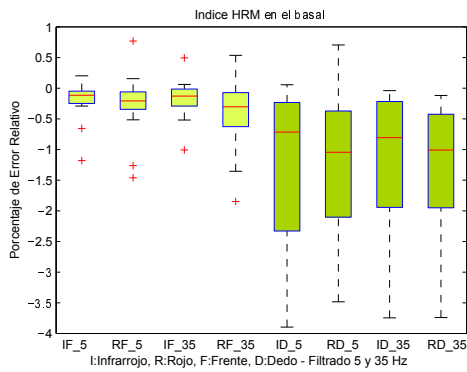


(d)

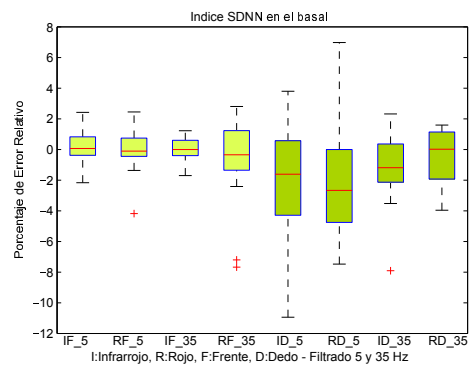


(e)

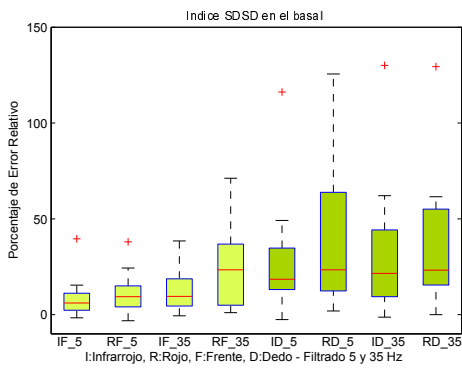
Figura A.1: Índices clásicos temporales, Punto Máximo, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50



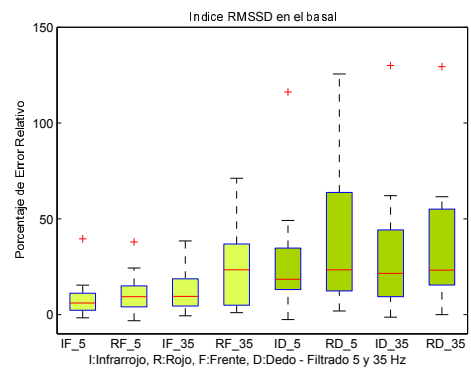
(a)



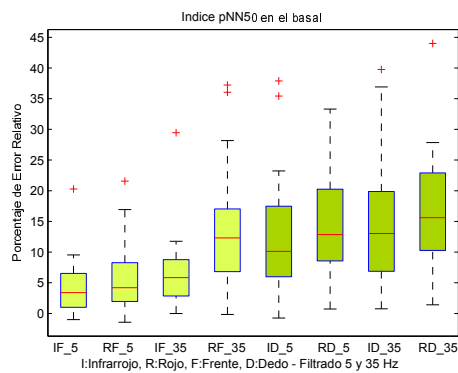
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura A.2: Índices clásicos temporales, Punto Mínimo, Base de datos de «Tilt»: a) Índice HRM b) Índice SDNN c) Índice SDSD d) Índice RMSSD e) Índice pNN50

# Bibliografía

- [1] E. Gil, M. Orini, R. Bailón, J.M. Vergara, L. Mainardi and P.Laguna. «Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions». *Physiological Measurement*, vol. 31, pp. 1271-1290, 2010. doi:10.1088/0967-3334/31/9/015
- [2] S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. P. Silveira, R. Giannetti y L. Herrera «Fotoplethysmografía por reflexión con LEDs infrarrojos para evaluar órganos y tejidos intra-abdominales: estudio inicial en cerdos » *Optica pura y aplicada*, 2009.
- [3] J. Allen. «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement», *Physiological Measurement*, 2007. doi:10.1088/0967-3334/28/3/R01
- [4] L. Sörnmo, P. Laguna. «Biomedical Signal Processing in Cardiac & Neurological Applications», Academic Press, Elsevier, 2005
- [5] Laboratorio de Fisiología, Universidad de Barcelona.
- [6] A. V. Challoner. «Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow Non-Invasive Physiological Measurements», volume 1, pages 125–151. London: Academic Press, 1979.
- [7] The Task Force of ESC and NASPE, “Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use,” *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354?381, 1996
- [8] T.Gomez, F.Troncoso, N.Gonzalez. «Utilidad del tiempo de tránsito del pulso en la polisomnografía», *Neumología y Salud*, 2008.
- [9] L. Gargasas, V. Jurkonis, L. Bikuliene, A. Zvirioniene, S. Daukantas, Functional state evaluation system with distributed intellect for elderly and disabled persons, *Technologies of Computer Control* 13 (2012) 57–52.
- [10] «[www.daum – electronic.de/images/haema14e/10\\_ergo\\_bike%20premium8i.pdf](http://www.daum-electronic.de/images/haema14e/10_ergo_bike%20premium8i.pdf)»
- [11] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna. « A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases». *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51(4):570–581, 2004. doi:10.1109/TBME.2003.821031



- [12] E. Gil, J.M Vergara, P. Laguna. «Detection of decreases in the amplitude fluctuation of pulse photoplethysmography signal as indication of obstructive sleep apnea syndrome in children» *Biomedical signal processing and control*, Elsevier, 2010. doi:10.1016/j.bspc.2007.12.002.2008.
- [13] B. Hjorth. «The physical significance of time domain descriptors in EEG analysis». *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.*, 34:321–325, 1973.
- [14] Oppenheim A, Schafer R. «Digital signal processing». Engelwood Cliffs: Prentice Hall; 1975
- [15] I.Jolliffe (2014). «Principal Component Analysis», Wiley StatsRef: Statistics Reference Online. doi: 10.1002/9781118445112.stat06472
- [16] J. Lázaro, E. Gil, J.M Vergara, P Laguna. «Pulse Rate Variability Analysis for Discrimination of Sleep-Apnea-Related Decreases in the Amplitude Fluctuations of Pulse Photoplethysmographic Signal in Children», *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol. 18, n. 1, pp. 240-246, 2014. doi: 10.1109/JBHI.2013.2267096
- [17] T. W. Parks and C. S. Burrus, «Digital Filter Design»
- [18] J. Lazaro, E. Gil, J. M. Vergara, and P. Laguna, «OSAS detection in children by using PPG amplitude fluctuation decreases and pulse rate variability» in *Proc. Comput. Cardiol.*, 2012, pp. 185–188
- [19] Ahsan H. Khandoker, Chandan K. Karmakar, Marimuthu Palaniswami. «Comparison of pulse rate variability with heart rate variability during obstructive sleep apnea», *Medical Engineering & Physics*, 2011. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.09.020
- [20] Jih-Sen Wong, Wan-An Lu, Kung-Tai Wu, Margaret Liu, Gau-Yang Chen, Cheng-Deng Kuo. «A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects», *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2012. doi: 10.1007/s10877-012-9340-6
- [21] Guohua Lu, Fang Yang. «Limitations of oximetry to measure heart rate variability measures.», *Cardiovascular Engineering*, 2009. doi: 10.1007/s10558-009-9082-3
- [22] Sheng Lu, He Zhao, Kihwan Ju, Kunsoo Shin, Myoungcho Lee, Kirk Shelley and Ki H. Chon. «Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information?», *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2008. doi: 10.1007/s10877-007-9103
- [23] N.Selvaraj, A.Jaryal, J.Santhosh, K.K.Deepak and S.Anand. «Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography», *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2008. doi: 10.1080/03091900701781317