



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBAJO FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Biomédica

**ANÁLISIS MULTIPARAMÉTRICO DEL SISTEMA CARDÍACO Y
RESPIRATORIO EN FUNCIÓN DE LA POSICIÓN EN SUJETOS
SANOS**



Memoria y Anexos

Autor: David Enrique Llanos Palacios
Director: Jordi Solà Soler
Co-Directora: Beatriz Giraldo Giraldo
Convocatoria: Octubre de 2018



Resumen

El objetivo de este trabajo es poder caracterizar el comportamiento del sistema cardíaco, vascular y respiratorio de 44 sujetos sanos en el dominio temporal y frecuencial, teniendo en cuenta la posición en que estos se encuentran: supina o sentada, empleando señales de electrocardiograma (ECG), presión sanguínea (PS) y de flujo respiratorio (FLJ).

Se obtienen las envolventes de las señales y también las series temporales de éstas (intervalos RR, tiempo presión sistólica y diastólica...). Se calculan los datos temporales a partir de las series y, mediante la densidad espectral de potencia, se realiza el estudio frecuencial de las señales, envolventes y series. Además, se parametriza la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Posteriormente se comprueba si hay diferencias significativas entre estas dos posiciones mediante un análisis estadístico.

Se ha observado la existencia de diferencias estadísticamente significativas en los parámetros analizados según la posición. Los parámetros temporales presentan son significativamente mayores en supino. Los parámetros frecuenciales de las señales y envolventes en general son mayores en posición sentada. Mientras que los parámetros de las series y de la VRC son mayores en supino.

Gracias a su versatilidad, los algoritmos diseñados podrían emplearse en otros estudios en poblaciones de pacientes con distintas patologías.

Resum

L'objectiu d'aquest treball és poder caracteritzar el comportament del sistema cardíac, vascular i respiratori de 44 subjectes sans en el domini temporal i freqüencial, tenint en compte la posició en què aquests es troben: supina o asseguda, emprant senyals d'electrocardiograma (ECG), pressió sanguínia (PS) i de flux respiratori (FLJ).

S'obtenen les envolvents de les senyals i també les seves series temporals (interval RR, temps de pressió sistòlica i diastòlica...). Es calculen les dades temporals de les series i, mitjançant la densitat espectral de potència, i es realitza l'estudi freqüencial de les senyals, envolvents i series. A més, es parametriza la variabilitat del ritme cardíac (VRC). Y posteriorment es comprova la existència de diferències significatives entre les dues posicions mitjançant un anàlisi estadístic.

S'ha observat la existència de diferències estadísticament significatives als paràmetres analitzats en segons la posició. Els paràmetres temporals són significativament majors en supí. Els paràmetres freqüencials de les senyals i envolvents, en general, són majors en posició asseguda. Mentre que els paràmetres de les series y de la VRC són majors en supí.

Degut a la seva versatilitat, els algorismes dissenyats podrien emprar-se en altres estudis en poblacions de pacients amb diferents patologies.

Abstract

The main purpose of this project is to characterize the behavior of the cardiovascular and respiratory system of 44 healthy subjects in the temporal and frequency domain, taking into consideration the position in which these signals are recorded: supine or seated position, using signals of electrocardiogram (ECG), blood pressure (PS), and respiratory flow (FLJ).

Envelops of the signals and temporal series (RR intervals, Systolic and diastolic pressure time...) are obtained. Temporal data is calculated from the series and, through the spectral power density, frequency parameters, of the signals, envelops and series, are determined. Also, the parameters of the heart rate variability (VRC) are calculated. Then the existence of significant differences between both positions is checked through a statistic analysis.

It has been noted that statistically significant differences between analyzed parameters depending of the position exist. Temporal parameters are significant higher in supine. Frequency parameters of the signals and envelops usually are higher in seated position. Whereas that the parameters of the series and the VRC are higher in supine position.

Because of its versatility, the designed algorithms could be used in other populations studies of patients with different pathologies.

Índice

RESUMEN	_____	
RESUM	_____	I
ABSTRACT	_____	II
1. INTRODUCCIÓN	_____	5
1.1. Objetivos del trabajo.....		5
1.2. Alcance del trabajo		5
2. MATERIAL Y MÉTODOS	_____	7
2.1. Base de datos		7
2.2. Metodología.....		8
2.2.1. Cálculo de la serie RR.....		9
2.2.2. Señal de Presión sanguínea: instantes de presión sistólica y diastólica.....		12
2.2.3. Señal de flujo respiratorio: Tiempos de inspiración, espiración y total		15
2.2.4. Envoltente de las señales.....		18
2.3. Caracterización temporal.....		19
2.3.1. Extracción de parámetros temporales.....		19
2.3.2. Análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco.....		20
2.4. Caracterización frecuencial.....		20
2.4.1. Estimación de la densidad espectral de potencia (DEP).....		20
2.4.2. Parámetros frecuenciales.....		22
2.4.3. Análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco.....		23
2.5. Análisis estadístico		24
3. RESULTADOS Y DISCUSIONES	_____	25
3.1. Resultados Temporales.....		25
3.2. Resultados frecuenciales		27
3.3. Resultados de la variabilidad de ritmo cardíaco		31
4. ANÁLISIS DEL IMPACTO AMBIENTAL	_____	34
5. CONCLUSIONES	_____	35
6. PRESUPUESTO	_____	37
6.1. Material		37
6.2. Mano de obra.....		37

6.3. Global.....	38
BIBLIOGRAFIA	39
ANEXO: ALGORITMO IMPLEMENTADO	41
A1. Detección de picos R	41
A2. Detección de P _{sis} y P _{día}	43
A3. Obtención de ins y esp	47
A4. Series temporales y remuestreo.....	50
A5. DEP y parametrización de series temporales	52
A6. Parámetros temporales de HRV	55
A7. DEP y parametrización de señales y envolventes	56

1. Introducción

La importancia de los sistemas cardíaco, vascular y respiratorio es vital, siendo lo más común monitorizarlos para prevenir enfermedades o hacer un seguimiento de las constantes vitales de un paciente interno. Además como funcionan como una unidad, la alteración de uno afecta al otro. Por esta razón es de suma importancia estudiar esta influencia, para poder desarrollar mejores tratamientos y mejorar la prevención de posibles riesgos.

En este proyecto concretamente, se han analizado señales de electrocardiograma (ECG), presión sanguínea (PS) y flujo respiratorio (FLJ), con el objetivo de caracterizarlas y buscar diferencias dentro de un mismo grupo de sujetos sanos cuando cambian de estar en una posición supina a estar sentados.

1.1. Objetivos del trabajo

El objetivo principal del trabajo es la caracterización del sistema cardíaco, vascular y respiratorio de sujetos por medio de la identificación de parámetros más relevantes obtenidos a partir de las señales de ECG, presión sanguínea y flujo respiratorio, y observar cómo afectan a éstos la posición en la que se registran. Para ello se proponen los siguientes objetivos específicos.

- Procesar las señales, obteniendo sus series temporales y sus envolventes.
- Análisis en dominio temporal de las series temporales.
- Análisis en dominio frecuencial de las señales, las envolventes y las series temporales.
- Determinar los parámetros que diferencian los sujetos en función de su posición, supino y sentado, y realizar un análisis estadístico.

1.2. Alcance del trabajo

Para realizar el proyecto se necesitan conocimientos informáticos para utilizar *Matlab* y poder diseñar los algoritmos necesarios que procesaran las señales. Además se necesitan conocimientos de la fisiología humana para valorar los parámetros extraídos que sean relevantes y que sean coherentes.

2. Material y Métodos

2.1. Base de datos

Para el desarrollo de este trabajo se utilizó la base de datos HEALTHDB, que contiene registros de las señales ECG, presión sanguínea y flujo respiratorio de sujetos sanos. Los registros se realizaron considerando dos posiciones: supino (durante 30 minutos) y sentado (durante 15 minutos). La Tabla 2.1 presenta la información demográfica de los sujetos analizados.

	N	Edad (años)	Altura (cm)	Pes (Kg)	Fumadores	Cintura (cm)	Cadera (cm)
Todos	44	27,0±4,5	175,5±10,5	68,0±14,3	8	82,8±10,9	96,5±9,3
Hombres	28	27,2±5,4	178,7±6,4	77,6±8,8	7	88,8±7,1	100,3±7,4
Mujeres	16	26,7±2,8	161,1±5,5	54,3±8,1	1	74,3±9,6	90,9±8,8

Tabla 2.1 Media ± Desviación estándar de los datos físicos de los sujetos agrupados por sexo

Las adquisiciones de datos se realizaron en el *Institut de Bioenginyeria de Catalunya* (IBEC), en condiciones de reposo, en la misma ubicación y el mismo ambiente, mediante el equipo de BIOPAC System Inc. MP150. Se registraron de forma simultánea las señales de: ECG, PS y FLJ (Figura 2.1), primero en posición supina y posteriormente en posición sentada.

El ECG se registró teniendo en cuenta tres derivaciones (*Lead I*, *Lead II* y *Lead III*) a una frecuencia de muestreo de 250Hz. La PS se registró con el sistema *finometer-finapres* y con una frecuencia de muestreo de 166,66. El FLJ, en cambio, fue medido con un pneumotacógrafo a una frecuencia de muestreo de 62.5 Hz.

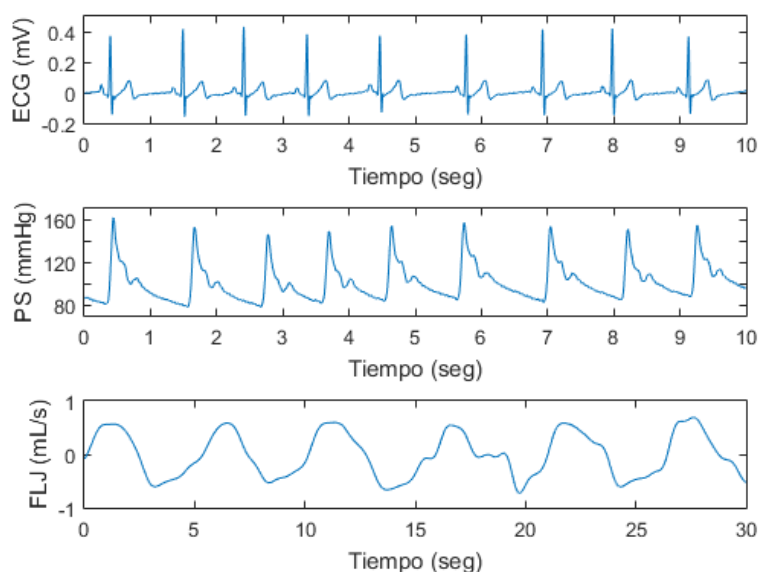


Figura 2.1 Señales de ECG, PS y FLJ adquiridos

2.2. Metodología

Obtenidas las señales, se procesan con el objetivo de estudiar la posible variación entre éstas. La Figura 2.2 representa mediante un diagrama de bloques las diferentes etapas desarrolladas para este estudio.

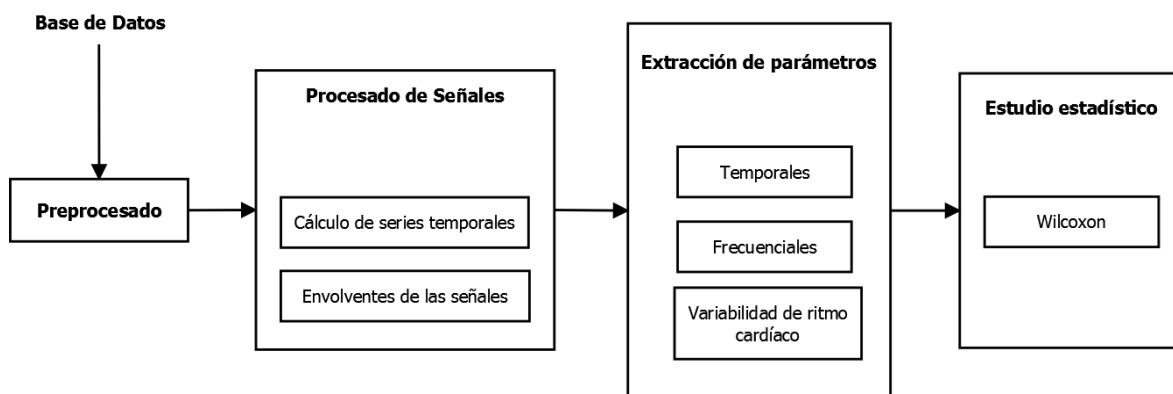


Figura 2.2 Diagrama de Bloques de la Metodología

Las señales en primer lugar han sido filtradas para eliminar las frecuencias que no estén relacionadas con la información fisiológica correspondiente. Se procesan las señales con el objetivo de obtener las series temporales de éstas, y sus envolventes. Posteriormente se extraen los

parámetros temporales de las series y los parámetros frecuenciales de las señales, envolventes y series. También, se realiza el análisis de la variabilidad de ritmo cardíaco. Para concluir se realiza el estudio estadístico para determinar si existen diferencias significativas entre ambas posiciones utilizando el método de Wilcoxon.

A continuación se explica el procesado de las señales.

2.2.1. Cálculo de la serie RR

Para obtener las series RR del ECG se localizan los picos R del complejo QRS mediante un algoritmo propio desarrollado siguiendo los pasos indicados en la Figura 2.3.

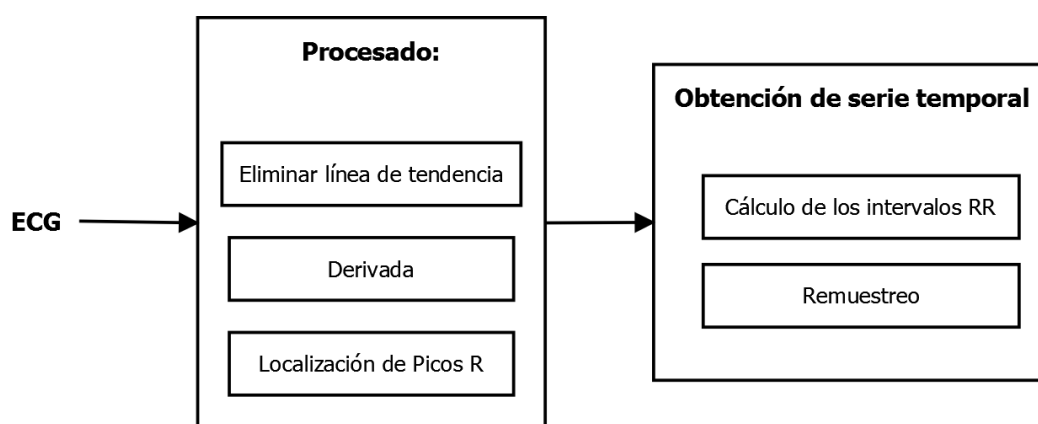


Figura 2.3 Diagrama de Bloques de la obtención de las series RR

- **Procesado.** Para empezar, se elimina la línea de tendencia central, para posteriormente realizar la derivada de la señal. Un ejemplo del resultado obtenido se muestra en la Figura 2.4.

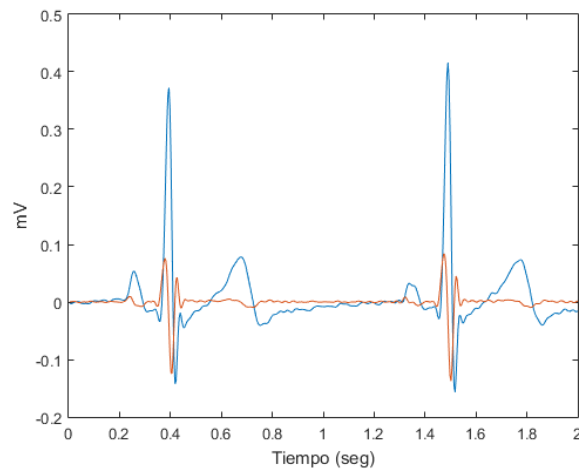


Figura 2.4 Azul: ECG sin línea de tendencia central, Rojo: Derivada

A partir de la derivada se extraen los picos R del ECG (Figura 2.5). Los umbrales se calculan a partir de la media de los cinco picos R anteriores.

$$U_s = \frac{1}{5} \cdot \left(\sum_{i=0}^4 ecg(marcas(p - i)) \right) \cdot P_s \quad (\text{EC. 2.1})$$

$$U_i = \frac{1}{5} \cdot \left(\sum_{i=0}^4 ecg(marcas(p - i)) \right) \cdot P_i \quad (\text{EC. 2.2})$$

dónde U_s y U_i son los umbrales superior e inferior, ecg es la señal sin línea de tendencia, $marcas$ son los instantes de tiempo de cada marca R, p es el último pico R encontrado y P_s y P_i son los porcentajes que fijan los umbrales. Siendo 2 y 0,5 sus respectivos valores.

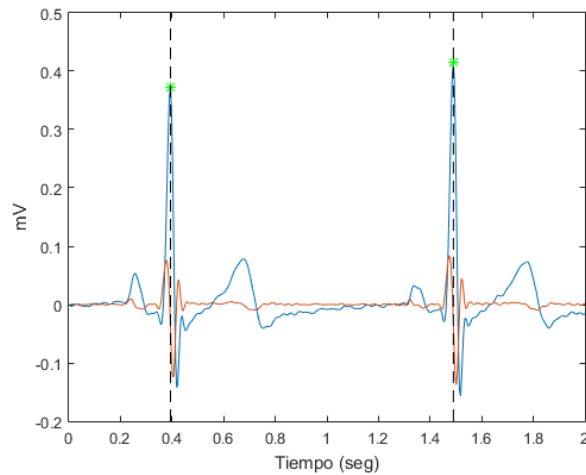


Figura 2.5 Azul: ECG sin línea de tendencia, Rojo: Derivada, Marca verde: Pico R.

- **Obtención de la serie temporal.** Una vez se tienen los instantes de los picos R, se hace la diferencia entre estos para obtener la serie RR, representadas en la Figura 2.6.

$$RR_{(n)} = \frac{R_{(n+1)} - R_{(n)}}{fmECG}$$

(Ec. 2.3)

dónde $fmECG$ es la frecuencia de muestreo del ECG (250Hz).

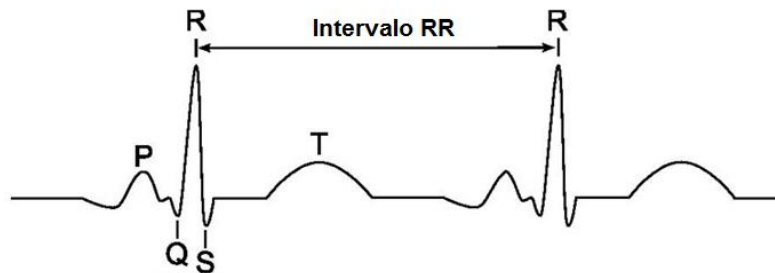


Figura 2.6 Picos R e intervalos RR

Finalmente se realiza un remuestreo a 1Hz mediante interpolación cúbica, tal como se muestra en la Figura 2.7.

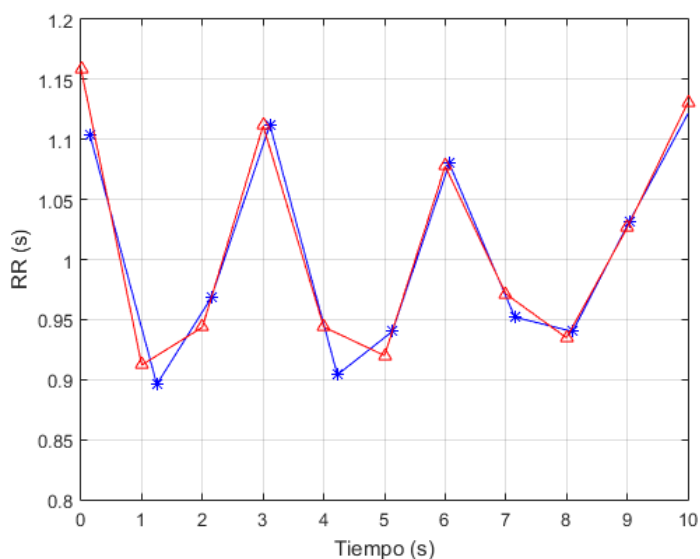


Figura 2.7 Azul: RR, Rojo: RR remuestreada a 1Hz

2.2.2. Señal de Presión sanguínea: instantes de presión sistólica y diastólica

La detección de eventos de interés de PS sigue la metodología presentada en la Figura 2.8.

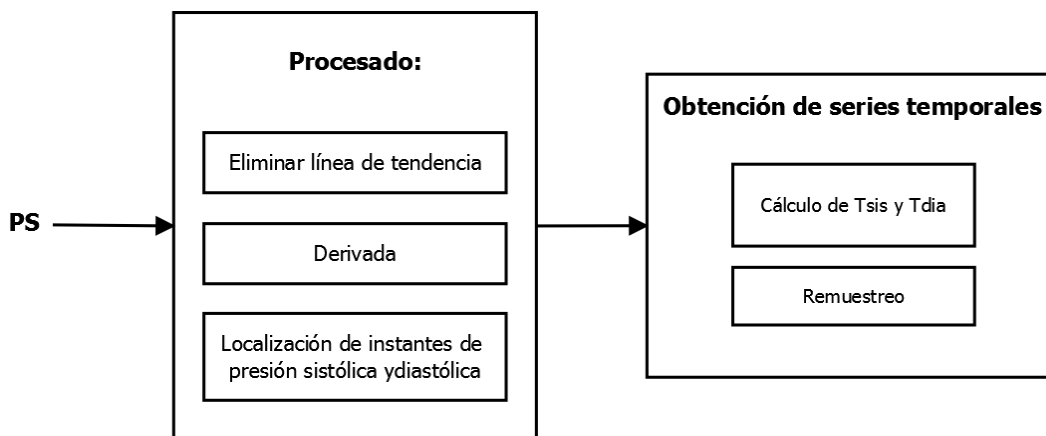


Figura 2.8 Diagrama de bloques de la extracción de las series Tsis y Tdia

Procesado. Se elimina la línea de tendencia, para posteriormente realizar la derivada de la señal como se muestra en la Figura 2.9.

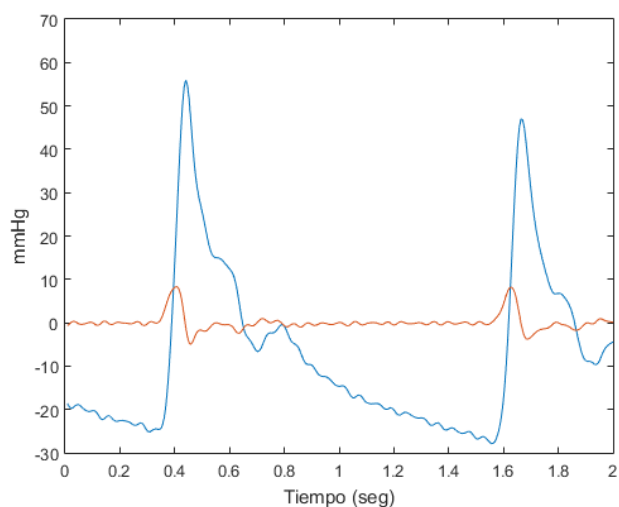


Figura 2.9 Azul: Señal de presión sin línea de tendencia, Rojo: Derivada

A partir de la derivada se extraen los instantes de presión sistólica (P_{sis}) y de presión diastólica (P_{dia}). Con el objetivo de calcular los tiempos de presión sistólica (T_{sis}) y de presión diastólica (T_{dia}), representadas en las Figuras 2.10 y 2.11.

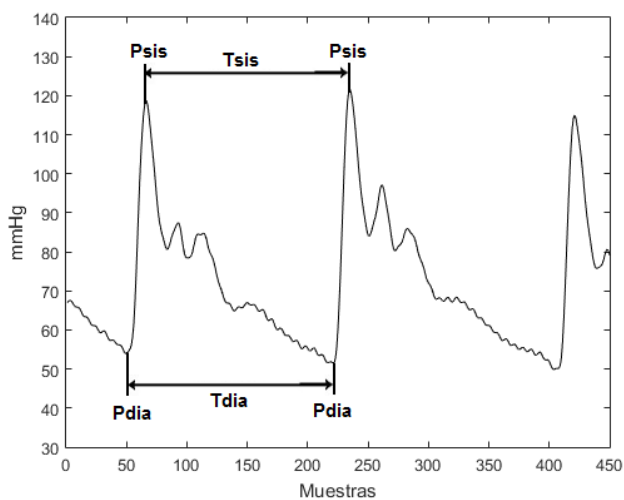


Figura 2.10 Señal de presión sanguínea. P_{sis} = Presión sistólica, P_{dia} = Presión diastólica, T_{sis} = Tiempo de presión sistólica, T_{dia} = Tiempo de presión diastólica

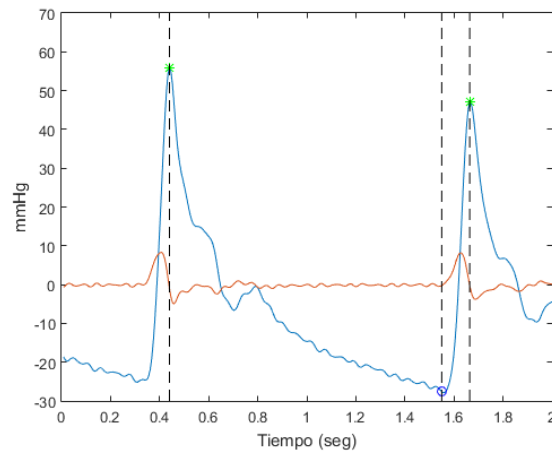


Figura 2.11 Azul: Señal de presión sin línea de tendencia central, Rojo: Derivada. Estrellas verdes= Psis. Círculos azules= Pdia.

Obtención de la serie temporal. Para calcular $Tsis$ y $Tdia$ se realiza la diferencia entre los respectivos Psis y Pdia.

$$Tsis_{(n)} = \frac{Psis_{(n+1)} - Psis_{(n)}}{fmP} \quad (\text{Ec. 2.4})$$

$$Tdia_{(n)} = \frac{Pdia_{(n+1)} - Pdia_{(n)}}{fmP} \quad (\text{Ec. 2.5})$$

siendo fmP la frecuencia de muestreo de PS (166.67Hz).

Finalmente, la Figura 2.12 muestra el resultado de remuestrear a 1Hz las series obtenidas mediante interpolación cúbica.

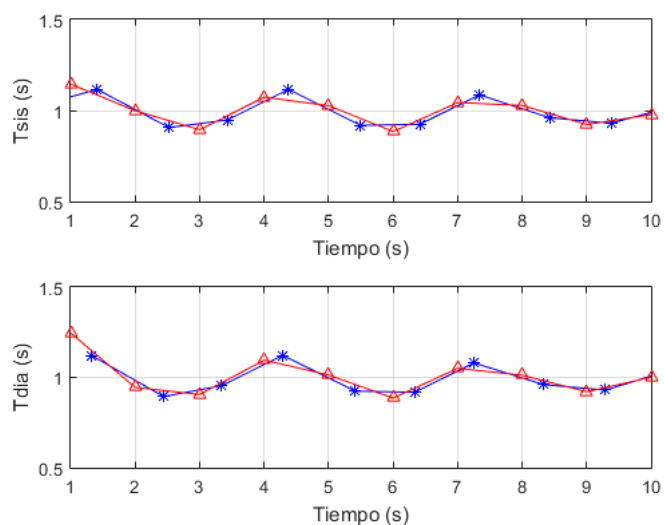


Figura 2.12 Azul: Series Tsis y Tdia, Rojo: Series Tsis y Tdia remuestreadas a 1 Hz

2.2.3. Señal de flujo respiratorio: Tiempos de inspiración, espiración y total

La detección de instantes de interés de FLJ sigue la metodología presentada en la Figura 2.13.

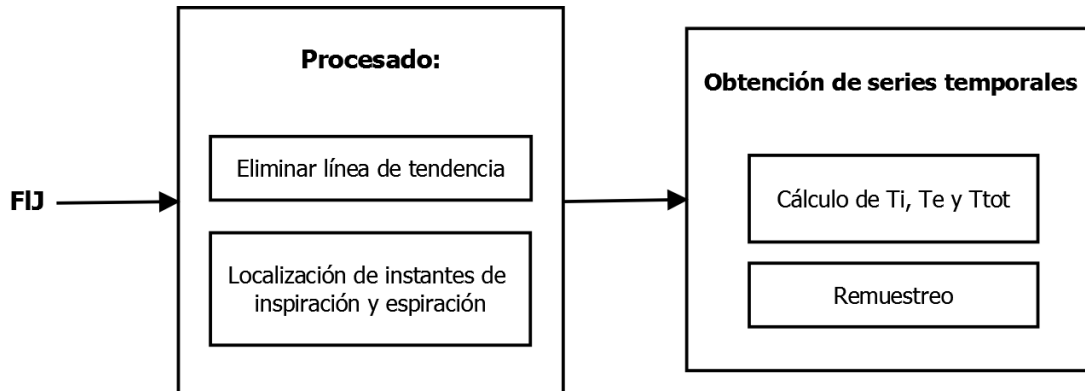


Figura 2.13 Diagrama de Bloques del FLJ

Procesado. Se elimina la línea de tendencia central (Figura 2.14).

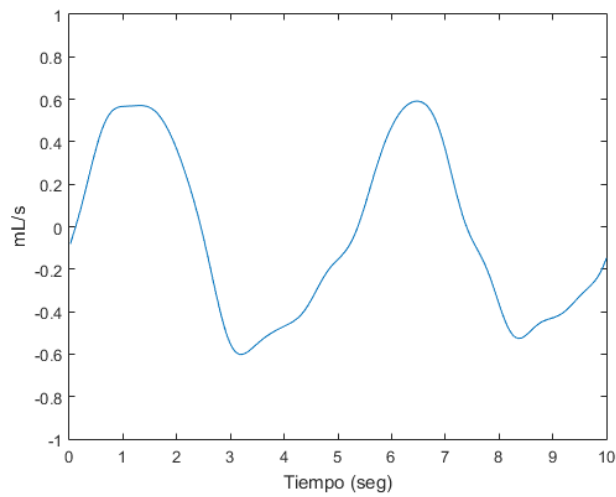


Figura 2.14 FLJ sin línea de tendencia central

Se localizan los instantes de inspiración (ins) y espiración (esp) buscando ceros en FLJ, con el objetivo de obtener posteriormente los tiempos de inspiración (T_i), espiración (T_e) y total de respiración que corresponde con el tiempo de un ciclo respiratorio completo (T_{tot}), (Figuras 2.15 y 2.16).

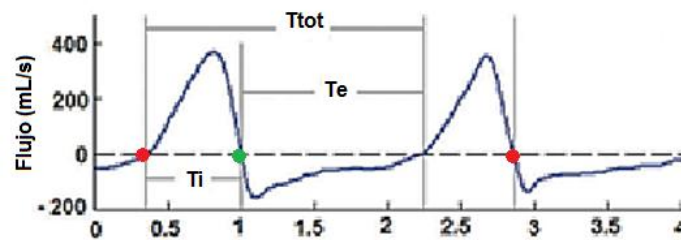


Figura 2.15 Ciclo del Flujo respiratorio. Puntos rojos= inspiración. Puntos verdes= espiración.

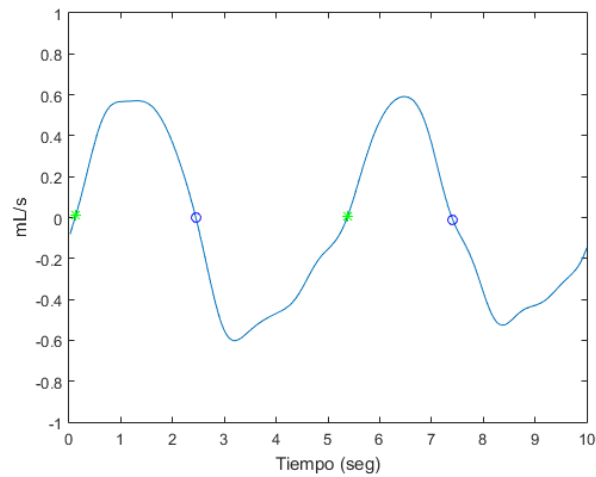


Figura 2.16 Señal FLJ con Instantes de inspiración (marcas verdes) e instantes de espiración (marcas azules)

Obtención de series temporales. Una vez obtenidos los instantes de tiempo, se calculan T_i , T_e y T_{tot} .

$$T_{i(n)} = \frac{T_{e(n)} - T_{i(n)}}{fmFLJ} \quad (\text{Ec. 2.6})$$

$$T_{e(n)} = \frac{T_{i(n+1)} - T_{e(n)}}{fmFLJ} \quad (\text{Ec. 2.7})$$

$$T_{tot(n)} = \frac{T_{i(n+1)} - T_{i(n)}}{fmFLJ} \quad (\text{Ec. 2.8})$$

dónde $fmFLJ$ es la frecuencia de muestreo de FLJ (62.5Hz).

Finalmente se realiza un remuestreo a 2Hz mediante interpolación cúbica (Figura 2.17).

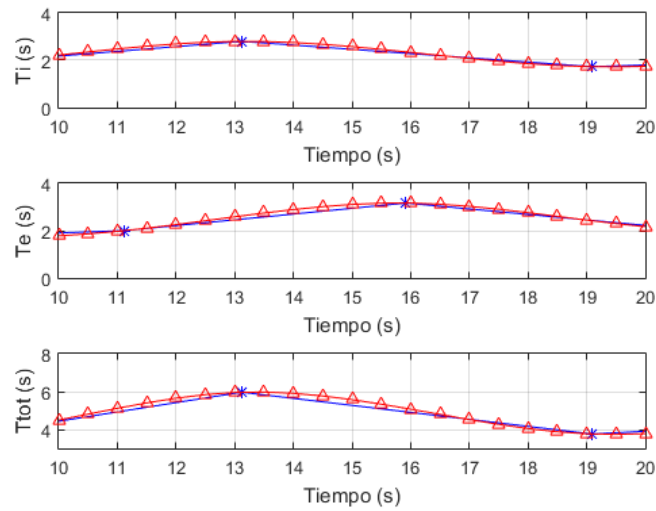


Figura 2.17. Azul: Series T_i , T_e , T_{tot} . Rojo: Series T_i , T_e y T_{tot} remuestreadas a 2 Hz

2.2.4. Envoltente de las señales

Se emplean las envolventes de las señales para estudiar la dinámica de éstas. Las envolventes del ECG y PS se han calculado a partir de la interpolación cúbica de los picos R y de Psis respectivamente (Figuras 2.18 y 2.19). Por otro lado, la envolvente del FLJ se ha calculado a partir de la transformada de Hilbert (Figura 2.20).

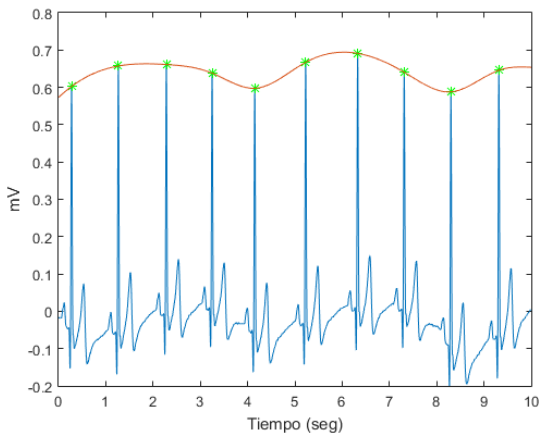


Figura 2.18 Azul: ECG, Rojo: Envoltente de ECG

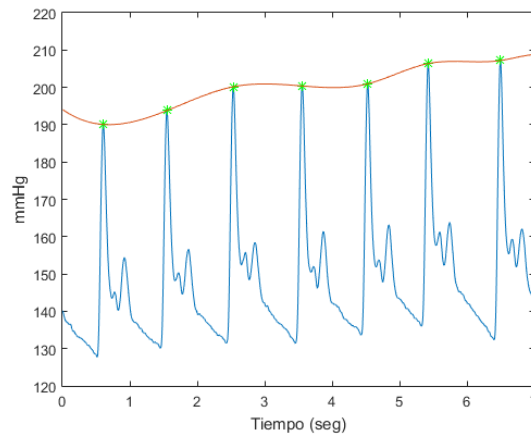


Figura 2.19 Azul: PS, Rojo: envoltente de PS

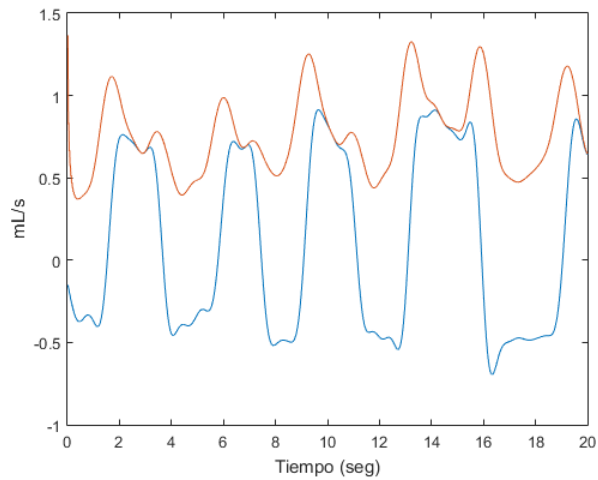


Figura 2.20 Azul: FLJ, Rojo: Envolvente de FLJ

2.3. Caracterización temporal

2.3.1. Extracción de parámetros temporales

Se obtienen los parámetros temporales de las series extraídas. Para ello se calculan la media (\bar{X}), la desviación estándar (s), el rango intercuartil (iqr), curtosis (k), coeficiente de asimetría (Ca) y coeficiente de variación (Cv) (Tabla 2.2).

Parámetros temporales	Unidades	Descripción
\bar{X}	ms	Media aritmética que indica la tendencia central
s	ms	Indica la dispersión de los datos respecto la media
iqr	ms	Diferencia entre los percentiles 75 y 25
k		Cuanto mayor sea, mayor la concentración de valores cerca de la media
Ca		Muestra si la distribución es simétrica en torno a la media
Cv	%	Relación entre media y s

Tabla 2.2 Parámetros temporales de las series temporales

2.3.2. Análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco

Se ha hecho el análisis de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco (VRC) usando la señal RR obtenida a través de métodos temporales estadísticos y geométricos, según el *Task Force* [4].

Para la realización de los métodos estadísticos se ha dividido la señal en intervalos de 5 minutos, para corregir bajas frecuencias presentes en intervalos de tiempo largos.

En los geométricos se ha realizado el histograma de los intervalos RR (D) localizando el máximo (Y).

Los parámetros que caracterizan la VRC en el dominio temporal se presentan en la Tabla 2.3:

Medidas estadísticas	
Parámetro	Descripción
SDRR (ms)	Desviación estándar de los intervalos RR.
SDARR (ms)	Desviación estándar de las medias de RR en todos los segmentos de 5 min.
RMSSD (ms)	Raíz cuadrada de la media del sumatorio de los cuadrados de la resta entre RR adyacentes.
SDRRi (ms)	Media de las desviaciones estándar de RR de todos los segmentos.
SDSD (ms)	Desviación estándar de las diferencias entre RR adyacentes.
RR50cont	Número de pares adyacentes cuya diferencia supera los 50ms.
pRR50 (%)	RR50cont dividido por el número total de intervalos RR.
Medidas geométricas	
HRVit	Área del histograma de RR (D) dividido por la altura máxima (Y)
TIRR (ms)	Ancho de banda correspondiente a la base del triángulo de D cuyo pico es Y

Tabla 2.3 Parámetros temporales de la VRC

2.4. Caracterización frecuencial

2.4.1. Estimación de la densidad espectral de potencia (DEP)

La caracterización frecuencial se realiza de las series temporales, de las señales y de sus envolventes. La densidad espectral de potencia (DEP) se estimó el método de Welch [16], el cual se basa en el promediado del periodograma modificado:

$$\hat{P}_{x_{Welch}}(e^{jw}) = \frac{1}{L \cdot M \cdot U} \cdot \sum_{i=0}^{L-1} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x(n + iD) \cdot w(n) \cdot e^{-jw} \right|^2$$

(Ec 2.9)

dónde L es el número de segmentos, M es la longitud del segmento, $x(n)$ las muestras, $w(n)$ la ventana temporal de Hamming y D es el solapamiento. U es factor de normalización de la potencia para cada ventana dado por:

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w(n)^2$$

(Ec 2.10)

Las DEP se obtuvieron considerando unas ventanas de 120 segundos con un solapamiento del 50% [5]. Las Figuras 2.21, 2.22, 2.23, 2.24 y 2.25 muestran ejemplos de cada DEP calculada.

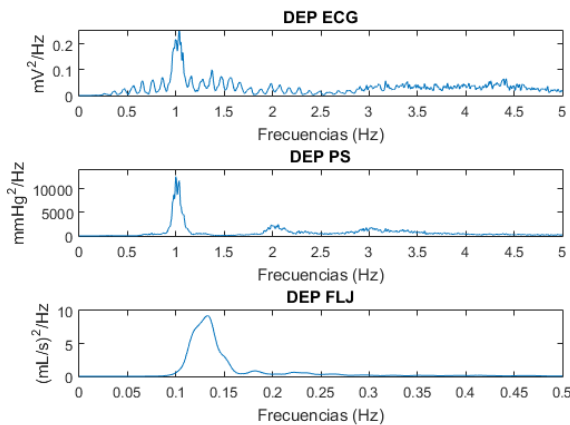


Figura 2.21 DEP de ECG, PS y FLJ

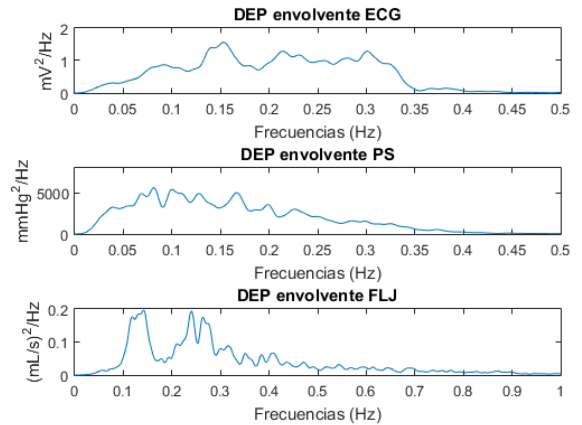


Figura 2.22 DEP de las envolventes de las ECG, PS y FLJ

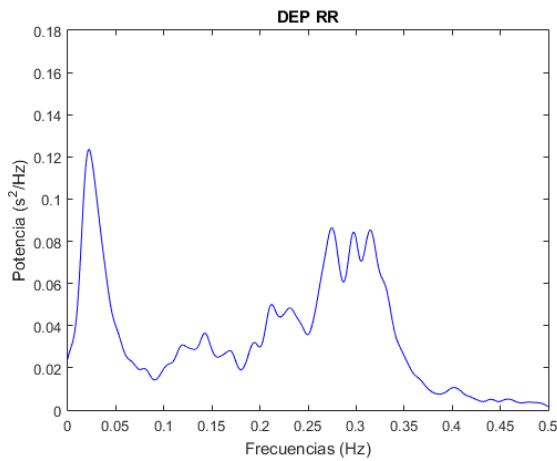


Figura 2.23 DEP de la serie RR

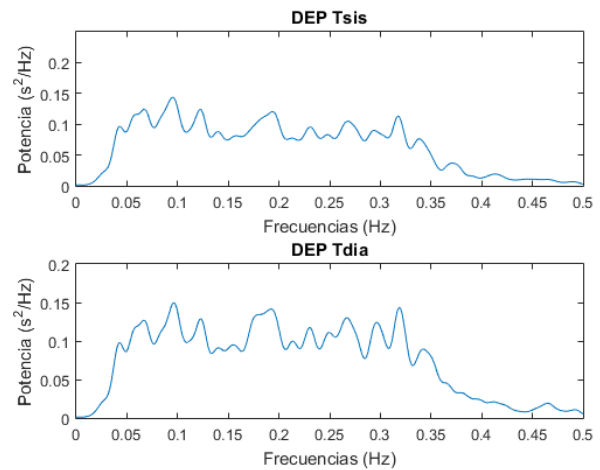


Figura 2.24 DEP de las series de PS: Tsis y Tdia

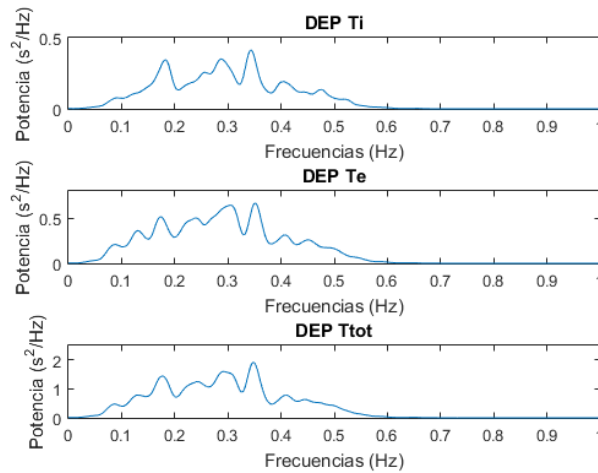


Figura 2.25 DEP de las series Ti, Te y Ttot de la señal FLI

2.4.2. Parámetros frecuenciales

La Tabla 2.5 presenta los parámetros analizados con la DEP para las diferentes señales, envolventes y series temporales, consideradas en este estudio. La frecuencia donde se encuentra el pico máximo (f_p), la frecuencia central cuya potencia se encuentra al 50% (f_c), la frecuencia media calculada con un umbral del 5% (f_m), las frecuencias cuartiles al 25% y 75% (f_{c1} y f_{c3}), el ancho de banda correspondiente a la resta de las dos frecuencias anteriores, y la amplitud del pico de f_p .

En la Figura 2.26 se representan gráficamente estos parámetros.

Parámetros frecuenciales	Unidades	Descripción
f_p	Hz	Frecuencia de pico
f_c	Hz	Frecuencia central (potencia al 50%)
f_m	Hz	Frecuencia media
f_{c1}	Hz	Frecuencia del primer cuartil
f_{c3}	Hz	Frecuencia del tercer cuartil
Bw	Hz	Ancho de banda entre tercer y primer cuartil
A_{max}	u^2/Hz	Amplitud de f_p

u = unidades correspondientes a las señales de ECG, PS, FLJ y de las series (mV, mmHg, mL/s y s)

Tabla 2.4 Parámetros frecuenciales extraídos de las DSP de las señales, envolventes y series temporales

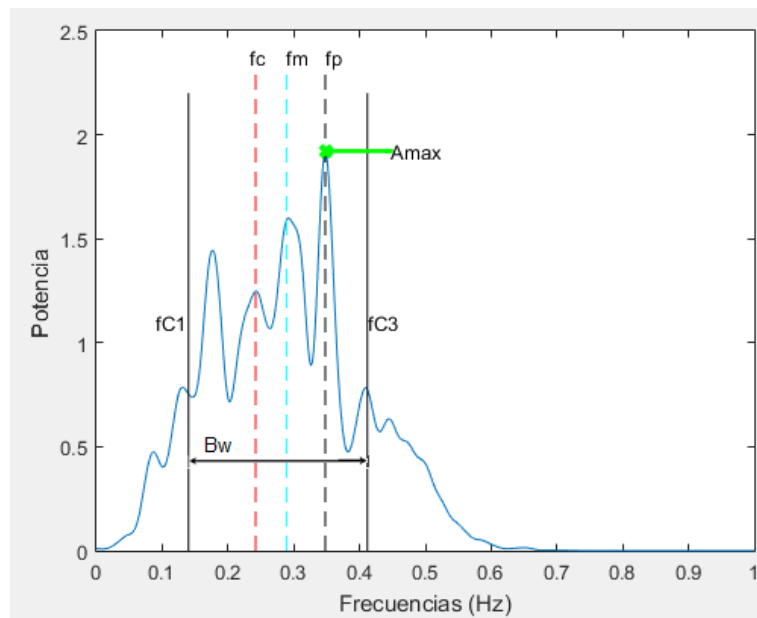


Figura 2.16 DEP con parámetros relevantes representados

2.4.3. Análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco

Se han obtenido a partir de la DEP de la serie temporal RR, las potencias de las bandas de frecuencias: muy bajas (VLF: 0-0,04); bajas (LF: 0,04-0,15) y altas (HF: 0,15-0,4), (Figura 2.27), siguiendo la recomendación del *Task Force* [4].

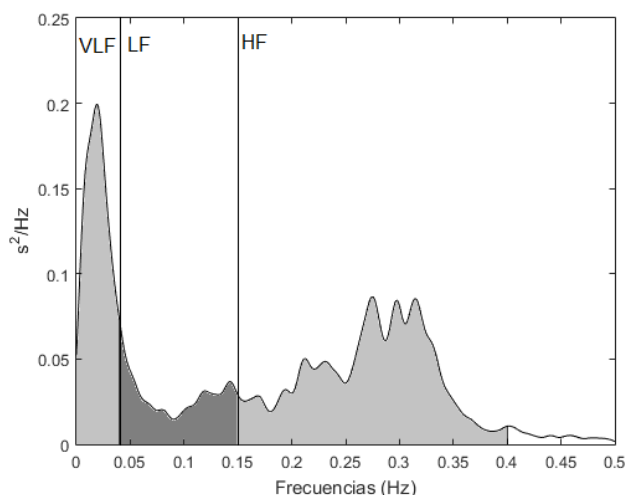


Figura 2.27 DEP de la serie RR con los intervalos de VLF (0 a 0.04Hz), LF (0.04 a 0.15Hz) y HF (0.15 a 0.4Hz)

Además, se han calculado los ratios de potencias que se muestran en la Tabla 2.5.

Parámetros de la variabilidad de ritmo cardíaco	Unidades	Descripción
P_T	ms^2	Potencia total (de 0 a 0,4 Hz)
P_{VLF}	ms^2	Área del espectro entre 0 y 0,04 Hz
P_{LF}	ms^2	Área del espectro entre 0,04 y 0,15 Hz
P_{VHF}	ms^2	Área del espectro entre 0,15 y 0,4 Hz
$R_{VLF/HF}$	%	Ratio entre las Potencias VLF y HF
$R_{LF/HF}$	%	Ratio entre las Potencias LF y HF
$R_{VLF/T}$	%	Ratio entre las Potencias VLF y la total
$R_{LF/T}$	%	Ratio entre las Potencias LF y la total
$R_{HF/T}$	%	Ratio entre las Potencias HF y la total

Tabla 2.5 Parámetros frecuenciales de la VRC

2.5. Análisis estadístico

Todos los parámetros obtenidos son analizados utilizando el test de Wilcoxon para muestras apareadas [8], para comparar los resultados entre ambas posiciones. Se considera que existen diferencias estadísticamente significativas cuando se obtiene un p-valor $<0,05$.

3. Resultados y Discusiones

3.1. Resultados Temporales

La Tabla 3.1 presenta los resultados obtenidos para los parámetros del dominio temporal.

Se aprecia que la media de RR estos valores es mayor estando en posición supina que estando sentados, con medias de 870 y 829 con un p-valor de 0,001. Esto es reflejado en que la distribución esté más desplazada a la derecha estando en posición supina.

En cambio, no hay diferencias significativas para las series temporales de PS.

Por otro lado, se observa la existencia de varias diferencias significativas en las tres series temporales resultantes del flujo. En T_i , se observa que la media y la variación estándar son mayores en posición supina, esto también es reflejado en el coeficiente de variación, con un p-valor de 0,03, 0,02 y 0,01 respectivamente. Igualmente, el rango intercuartílico tiene un p-valor de 0,01.

Esto resulta en la media de la distribución, ubicado más a la derecha en posición supina, y con más valores ubicados a los dos lados de la media en la distribución haciéndola algo más dispersa (debido a una mayor desviación estándar).

Respecto T_e la desviación estándar presenta un p-valor de 0,002, siendo mayor en posición supina, el rango intercuartílico con un p-valor de 0,005 donde la media es mayor en posición supina. El coeficiente de variación, el rango intercuartílico y el coeficiente de asimetría tienen valores mayores en posición sentada, con unos p-valores de 0,005.

En T_{tot} la media, la desviación estándar es mayor en posición supina, provocando a su vez que el coeficiente de variación, el rango intercuartílico y el coeficiente de asimetría sean también mayores, con unos p-valores de 0,047, 0,002, 0,007, 0,038 y 0,004 respectivamente.

En función de los resultados, en general, se observa que los valores de diversos parámetros son significativamente mayores en posición supina.

Resultados estadísticos procedentes de las Series de tiempo										
		RR								
		Supino	Sentado	P						
Series de ECG	\bar{x} (ms)	870 (219)	829 (159)	0,001						
	s (ms)	105 (52)	94 (48)	0,713						
	iqr (ms)	123 (96)	115 (84)	0,397						
	k	10,2 (16)	7,7 (13,7)	0,191						
	Ca	1,21 (1,44)	1,07 (1,39)	0,388						
	Cv (%)	11,5 (5,3)	11,4 (5,3)	0,791						
		Tsis			Tdia					
		Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P			
Series de PS	\bar{x} (ms)	962 (169)	910 (165)	0,066	961 (168)	910 (165)	0,061			
	s (ms)	402 (180)	227 (138)	0,614	416 (204)	241 (153)	0,726			
	iqr (ms)	171 (126)	181 (96)	0,707	172 (120)	181 (99)	0,675			
	k	23,2 (17,2)	15,7 (14,8)	0,248	25,5 (17,4)	17,7 (15,6)	0,334			
	Ca	3,74 (2,52)	3,28 (1,67)	0,351	3,92 (2,34)	3,45 (1,6)	0,427			
	Cv (%)	37,8 (12,14)	24,3 (13,9)	0,831	39,2 (14,4)	25,8 (15,4)	0,966			
		Ti			Te			Ttot		
		Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P
Series de FLJ	\bar{x} (ms)	1963 (687,6)	1838 (840)	0,003	2393 (892)	2257 (865)	0,263	4357 (1493)	4095 (1634)	0,057
	s (ms)	453 (293)	352 (271)	0,002	1169 (364)	507 (343)	0,002	1499 (633)	769 (489)	0,002
	iqr (ms)	491 (400)	401 (352)	0,010	665 (400)	538 (464)	0,005	1093 (832)	882 (832)	0,007
	k	6,96 (4,74)	4,63 (4,16)	0,831	14,4 (5,2)	4,88 (6,33)	0,804	11,6 (3,3)	3,23 (4,86)	0,437
	Ca	0,908 (1,08)	0,473 (1,01)	0,169	1,48 (1,10)	0,624 (1,553)	0,005	1,14 (0,94)	0,368 (1,322)	0,038
	Cv (%)	22,0 (10,2)	18,1 (8,2)	0,010	37,5 (11,38)	21,8 (9,3)	0,005	29,1 (10,96)	18,1 (8,5)	0,004

Tabla 3.1 Tabla de los resultados temporales de las series ((Media \pm Desviación estándar) o Media (IQR))

3.2. Resultados frecuenciales

Los resultados de los parámetros de la Tabla 2.3 se muestran en las Tablas 3.2, 3.3 y 3.4 los que tienen una diferencia significativa.

En los resultados de las DEP de las señales se aprecian diferencias significativas en PS y FLJ.

La DEP de PS es más alta y el pico está más desplazado a la derecha en posición sentada. Debido a este desplazamiento de la DEP los cuartiles también varían, haciendo que el ancho de banda sea mayor en posición sentada. Esto es apreciado en que la frecuencias de pico, media, del primer y tercer cuartil, ancho de banda, y la altura máxima son mayores en posición supina, con unos p-valores de 0,007, 0,014, <0,001, <0,001 0,041 respectivamente. Por otro lado, la frecuencia media con un p-valor de 0,045, es mayor en posición supina.

En la DEP del FLJ la amplitud es más alta y está desplazada a la derecha en posición sentada. Esto se aprecia en las frecuencias de pico, central, del primer y tercer cuartil y la amplitud máxima, con unos p-valores de 0,018, 0,007, <0,001, 0,004, <0,001 respectivamente, ya que tienen valores mayores en posición sentada.

En función de estos resultados se observa, en general, que los parámetros frecuenciales de las señales son mayores en posición sentada.

En las DEP de las envolventes de las señales se hallan también diferencias significativas.

La DEP de la envolvente del ECG la frecuencia central, con un p-valor de 0,011, es diferente cuando se compara la posición supina (249 mHz) con la sentada (277 mHz), siendo mayor en ésta última. La amplitud máxima, con un p-valor <0,001, también difiere en supino (0,207 mV²/Hz) y sentado (0,350 mV²/Hz), siendo mayor en posición sentada.

En la DEP de la envolvente de PS, la altura de la frecuencia de pico es mayor en posición sentada, estando, más desplazada a la derecha, al igual que la frecuencia media. Además el hecho de que la frecuencia del primer cuartil sea menor en supino, puede indicar que haya menos frecuencias bajas al estar sentado. Esto se ve reflejado en las frecuencias de pico y del primer cuartil y la amplitud máxima, con unos p-valores de 0,046, 0,002, 0,002 respectivamente, ya que mayores en posición sentada. En cambio, la frecuencia media, con un p-valor 0,033, resulta mayor en posición supina.

En la DEP de la envolvente de FLJ, se aprecia que la frecuencia media, con un p-valor de 0,014, es diferente cuando se compara la posición supina (432 mHz) con la sentada (386 mHz), siendo mayor

en supino. Por otro lado, la amplitud máxima, con un p-valor $<0,001$, también difiere (1,38 vs 3,44 $(\text{mL/s})^2/\text{Hz}$), siendo mayor en posición sentada.

Las DEP de las series temporales, muestran pocos parámetros con diferencias significativas.

En RR, la frecuencia del primer cuartil, con un p-valor $<0,001$, está más desplazada a la derecha en posición supina (101 Vs 78 s^2/Hz). Como la frecuencia del tercer cuartil no ha variado, consecuentemente, el ancho de banda, con un p-valor de 0,01, es menor en posición supina.

En cuanto a la DEP de las series del FLJ, se aprecia, que en las tres, la amplitud máxima es mucho mayor en posición supina que sentada. Siendo los resultados de T_i , T_e y T_{tot} respectivamente de 707 Vs 404, 1383 Vs 906 y de 2363 Vs 1675, con unos p-valores de 0,001, 0,013, $<0,001$.

Resultados y P de los parámetros frecuenciales de las señales									
	ECG			PS			FLJ		
	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P
f_p	1381 (361)	1324 (266)	0,300	1160 (281)	1208 (251)	0,007	263 (118)	278 (110)	0,018
f_c	2318 (1485)	3437 (1246)	0,228	2214 (474)	2297 (680)	0,061	271 (89)	285 (107)	0,007
f_m	1482 (354)	1380 (247)	0,778	1255 (292)	1242 (241)	0,045	278 (81)	291 (86)	0,057
f_{c1}	2015 (1300)	1965 (1308)	0,579	1242 (316)	1316 (326)	0,014	243 (94)	263 (107)	0,000
f_{c3}	4904 (1956)	5173 (1798)	0,126	3213 (517)	3657 (505)	<0,001	306 (101)	324 (84)	0,004
BW	2889 (1505)	3207 (1138)	0,060	1970 (638)	2341 (573)	<0,001	63 (32)	60 (36)	0,375
A_{max}	0,131 (0,082)	0,084 (0,049)	0,468	16869 (14998)	20886 (17438)	0,041	47,5 (39,5)	71,9 (53,2)	<0,001

*Las frecuencias están en mHz y la amplitud en u^2/Hz , donde u corresponden a las unidades de las señales

Tabla 3.2 Resultados de las DEP de las señales (Media (Iqr))

Resultados y P de los parámetros frecuenciales de las envolventes de las señales									
	ECG			PS			FLJ		
	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P
f_p	238 ± 152	257 ± 93	0,083	158 ± 73	175 ± 81	0,046	339 ± 12	331 ± 171	0,214
f_c	249 ± 100	277 ± 83	0,011	188 ± 30	195 ± 36	0,074	394 ± 129	375 ± 121	0,211
f_m	267 ± 102	281 ± 74	0,533	239 ± 35	223 ± 41	0,033	432 ± 97	386 ± 132	0,014
f_{c1}	195 ± 85	218 ± 75	0,057	120 ± 19	129 ± 26	0,002	264 ± 86	262 ± 60	0,558
f_{c3}	327 ± 126	353 ± 119	0,489	271 ± 38	275 ± 57	0,527	551 ± 112	549 ± 122	0,823
BW	132 ± 79	135 ± 101	0,538	151 ± 35	145 ± 57	0,533	287 ± 68	286 ± 83	0,731
A_{max}	18967 (0)	0,350 (0,34)	0,010	10036 (10368)	21373 (18533)	0,002	1,88 (1,56)	3,44 (2,66)	<0,001

*Las frecuencias están en mHz y la amplitud en u^2/Hz , donde u corresponden a las unidades de las señales

Tabla 3.3 Resultados de las DEP de las envolventes (Media ± Desviación estándar o Media (Iqr))

Resultados Frecuenciales procedentes de las DSP de las Series de tiempo									
	RR			Tdia			Ttot		
	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P	Supino	Sentado	P
Series de ECG	f_p	151 ± 93	121 ± 99	0,278					
	f_c	173 ± 59	164 ± 60	0,166					
	f_m	180 ± 59	182 ± 68	0,823					
	f_{C1}	101 ± 44	78 ± 33	<0,001					
	f_{C3}	229 ± 59	230 ± 72	0,513					
	BW	128 ± 59	155 ± 75	0,010					
	A_{max}	257 (180)	151 (126)	0,614					
Series de PS									
Series de FLJ									

*Todas las frecuencias están en mHz y las amplitudes en ms^2/Hz

Tabla 3.4 Resultados Frecuenciales procedentes de las DSP de las Series de tiempo (Media ± desviación estándar o Media (Iqr))

3.3. Resultados de la variabilidad de ritmo cardíaco

La Tabla 3.5 presenta los resultados del análisis de los parámetros de la Variabilidad del ritmo cardíaco.

Variabilidad del Ritmo Cardíaco			
Resultados y P de los parámetros temporales			
	Supino	Sentado	P
SDRR (ms)	772 ± 0	702 ± 109	<0,001
SDARR (ms)	14,2 ± 1,3	11,9 ± 11,1	0,106
RMSSD (ms)	102 ± 7	93 ± 52	0,407
SDRRi (ms)	96 ± 6	91 ± 41	0,804
SDSD (ms)	102 ± 7	94 ± 52	0,417
RR50cont	386 ± 190	216 ± 112	<0,001
pRR50 (%)	19,4 ± 1,1	20,6 ± 12	0,317
HRV _{it}	37 ± 1	33,3 ± 10,6	0,002
TIRR (ms)	141 ± 6	120 ± 42	0,027

Resultados y P de los parámetros frecuenciales			
	Supino	Sentado	P
P_T (ms ²)	20 (19)	15,6 (16,9)	0,922
P_{VLF} (ms ²)	3,89 (1,12)	2,22 (1,90)	0,003
P_{LF} (ms ²)	5,79 (4,27)	5,25 (3,62)	0,695
P_{HF} (ms ²)	10,5 (12,9)	8,17 (5,62)	0,327
$R_{VLF/HF}$ (%)	29 (23)	41 (25)	0,002
$R_{LF/HF}$ (%)	91 (63)	93 (71)	0,367
$R_{VLF/T}$ (%)	13,0 (7,5)	17,4 (8,0)	<0,001
$R_{LF/T}$ (%)	32 (21)	33 (21)	0,610
$R_{HF/T}$ (%)	55 (24)	50 (21)	0,040

Tabla 3.5 Resultados de la VRC (Media ± desviación estándar o Media (Iqr))

Se observa que RR50cont, con un p-valor <0,001, es menor en los sujetos sentados (386 Vs 216 diferencias entre RR mayores de 50 ms). Esto influye de manera directa en la SDRR (p-valor <0,001), siendo ésta también menor en posición sentada (772 ms Vs 702 ms). También se aprecia que el HRV_{it} (p-valor de 0,002) y el TIRR (p-valor: 0,027) es mayor en posición supina, indicando que el histograma de RR tiene una forma triangular más grande en la posición supina.

En el aspecto frecuencial se observan cambios significativos. El área de las frecuencias muy bajas (p -valor= 0,003) es mayor en supino. Los ratios de R_{vlf}/hf y R_{vlf}/t son mayores en posición sentada, con p -valores de 0,002 y $<0,001$, respectivamente. El ratio R_{hf}/t es mayor en supino, con un p -valor de 0,04.

En la Figura 3.10 se puede observar como RR_{50c} de la posición supina tiene una recta de regresión posicionada más arriba del registro tomado en posición sentada. Y en la Figura 3.11 se observa que los centroides de la gráfica HRV_{ti} Vs $TIRR$ están diferenciados. Estando la posición supina más arriba y a la derecha que la sentada.

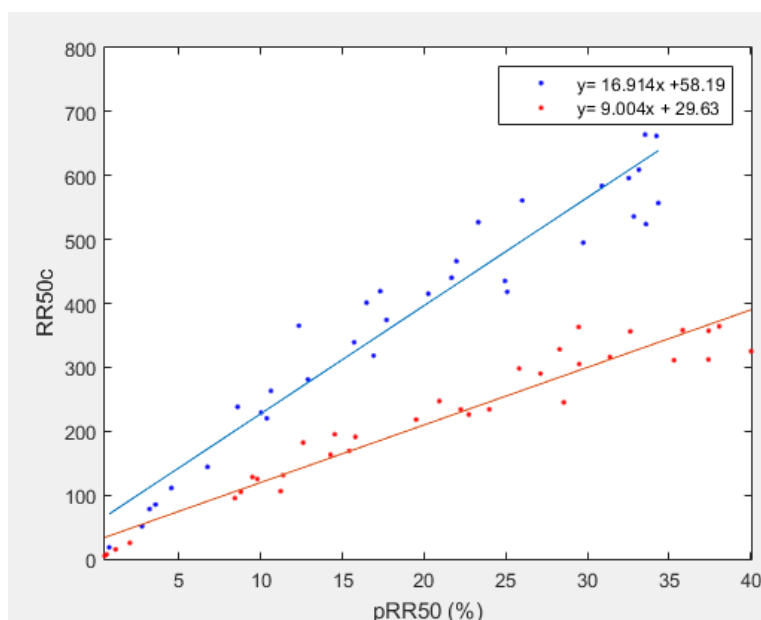


Figura 3.10 RR_{50c} Vs pRR_{50} , con sus respectivas rectas de regresión. Azul: supino, Rojo: sentado.

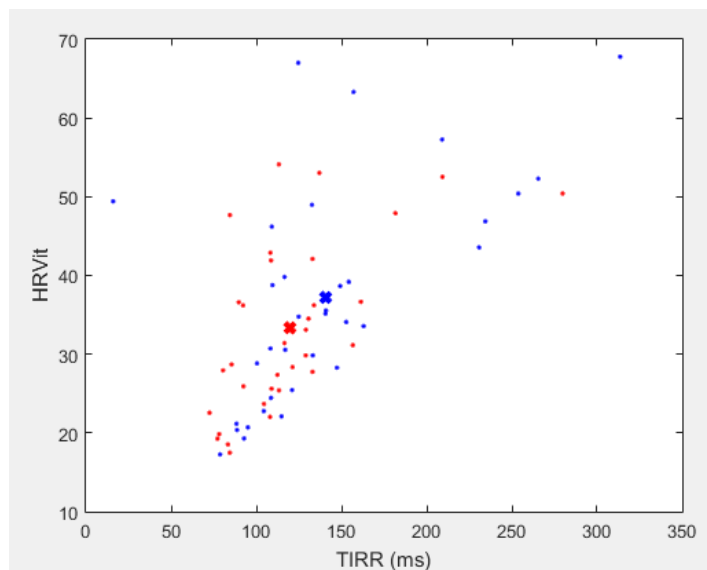


Figura 3.11 HRVti Vs TIRR, Azul: supino, Rojo: sentado, donde las X son los centroides

4. Análisis del impacto ambiental

Debido a la naturaleza del proyecto, éste no tiene un impacto ambiental directo ya que no se generan residuos tóxicos inmediatos. El impacto derivado de este proyecto de manera indirecta es el instrumental empleado para registrar las señales y procesarlas. Éste instrumental contiene tóxicos importantes como cadmio, litio, mercurio, etc. Los instrumentos empleados, si no se reciclan, se depositarán en espacios no preparados para su almacenamiento, afectando de esta manera al medio ambiente y eventualmente a la salud humana.

Sin embargo, el desarrollo de este proyecto podría ayudar en la prevención y diagnóstico de enfermedades cardiorrespiratorias implicando un aumento en la calidad de vida de las personas.

5. Conclusiones

Los objetivos de caracterizar señales cardíacas, vasculares y respiratorias, y analizar interacciones entre estas, se han cumplido exitosamente.

Debido a la elaboración de un algoritmo que procesa dichas señales, se han obtenido parámetros temporales y frecuenciales. Con el análisis estadístico de estos parámetros, para analizar si existen diferencias significativas, se ha podido observar que algunos son dependientes de la posición en que se hayan registrado las señales.

Los algoritmos diseñados podrían emplearse en otros estudios en poblaciones distintas debido a su versatilidad. De esta manera, se podrían estudiar pacientes con patologías, lo que podría ayudar al diagnóstico de enfermedades que afecten a estos sistemas.

6. Presupuesto

6.1. Material

En la Tabla 6. Siguiente se encuentra el presupuesto del material utilizado.

Concepto	Unidades	Precio unitario (€)	Coste Total (€)
Ordenador Portátil Toshiba Satellite 755-18E	1	561	561
Licencia perpetua Standard del software Matlab 2018a	1	2000	2000
Office 365 Personal	1	69	69
Total			2630

Tabla 6.1 Presupuesto del material necesario para realizar el proyecto

6.2. Mano de obra

Se toma en cuenta el tiempo que se ha empleado para realiza el proyecto, de manera desglosada tal y como se muestra en la Tabla 6.2 y en la Tabla 6.3

Concepto	Horas (h)	Precio unitario (€)	Coste Total (€)
Documentación e investigación	100	21	2100
Programación	370	21	7770
Redacción del Proyecto	100	21	2100
Reuniones	30	21	630
			12600

Tabla 6.2 Presupuesto de la mano de obra del autor del proyecto

Concepto	Horas (h)	Precio unitario (€)	Coste Total (€)
Reuniones	30	60	1800
			3600

Tabla 6.3 Presupuesto de los tutores, como hay dos el precio final se ha multiplicado por dos

6.3. Global

Concepto	Coste Total (€)
Material	2630
Trabajo del estudiante	12600
trabajo de los tutores	3600
	18830

Tabla 6.4 Costo total del proyecto

Bibliografía

- [1]"Understanding blood pressure readings". American Heart Association. [Online]. Disponible: <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure/understanding-blood-pressure-readings>. [Acceso el 6 de Febrero de 2018].
- [2] "Ondas del Electrocardiograma, my-ekg" [Internet]. Disponible en: <http://www.myekg.com/generalidades-ekg/ondas-electrocardiograma.html> [Acceso el 2 de Febrero de 2018]
- [3] WRIGHT BM, MCKERROW CB (November 1959)."Maximum forced expiratory flow rate as a measure of ventilatory capacity: with a description of a new portable instrument for measuring it". Br Med J. 2 (5159): 1041–6.
- [4] Task Force 1996. "Task force of the european society of cardiology: heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use" Eur. Heart J. 17 354–81
- [5] Arcentales A, Caminal P, Diaz I, Benito S, Giraldo BF. "Classification of patients undergoing weaning from mechanical ventilation using the coherence between heart rate variability and respiratory flow signal.Physiological measurement". 2015;36(7):1439–52.
- [6] J. Téllez Gabriel, S. Herrera Mateo, S. Benito Vales, B.F. Giraldo Giraldo, "Estudio del Patrón Respiratorio en Pacientes Ancianos", 2014
- [7] Hollander, M. and D. A. Wolfe. "Nonparametric Statistical Methods. Wiley", 1973.
- [8] Gibbons, J.D. "Nonparametric Statistical Inference, 2nd ed. M. Dekker", 1985.
- [9] Alan V. Oppenheim and Ronald W. Schaffer, "Discrete-Time Signal Processing", 2nd ed., Prentice-Hall, Upper Saddle River, New Jersey, 1998.
- [10] T. W. Parks and C. S. Burrus, "Digital Filter Design, John Wiley & Sons", 1987, Capítulo 7, sección 7.3.3.
- [11] MathWorks, "fft". [Online]. Disponible: <https://es.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html>. [Acceso el 5 de Abril 2018].
- [12] MathWorks, "pwelch". [Online]. Disponible: https://es.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html?s_tid=doc_ta. [Acceso el 20 Abril del 2018].
- [13] Wolfram MathWorld, "Quartile Deviation". [Online]. Disponible: <http://mathworld.wolfram.com/QuartileDeviation.html>. [Acceso el 01 de Marzo del 2018].
- [14] MathWorks, "iqr". [Online]. Disponible: https://es.mathworks.com/help/stats/prob.normaldistribution.iqr.html?s_tid=doc_tahttps://es.mathworks.com/. [Acceso el 30 de Marzo de 2018]

[15] MathWorks, "kurtosis". [Online]. Disponible: <https://es.mathworks.com/help/stats/kurtosis.html> [Acceso el 9 de Marzo del 2018].

[16] Proakis J G and Manolakis D G ed 2008 Digital Signal Processing 4th edn (New Delhi: PHI Learning)

Anexo: Algoritmo implementado

A1. Detección de picos R

```
function [marcas]=FECG3v3(EGGu, fm, plotok);
%Saca todas las marcasR (las que no puede sacar por error de señal, hace
%una aproximación). ECGu= señal ECG, fm= frecuencia de muestreo.
tiempocorto=0.4*fm;
tiempo0=1*fm;
EGGu=detrend(EGGu);
ECGd=diff(EGGu);
[p(1) posp]=max(ECGd(1:tiempo0));
while ECGd(posp)>0
    posp=posp+1;
end
j=1;
c0= 0;
cancel=0;
cp=1;
marcas=[posp];
marcash=[EGGu(posp)];
pm=p(1);
for i=posp:length(ECGd)

    if (ECGd(i)>=(pm*0.65)) && (ECGd(i)<=pm*1.4)
        %Pico en la derivada encontrado
        c0=1;

    end
    if ECGd(i)<=0 && c0
        %Posible marca R encontrada
        j=j+1;
        if j<=2
            %Hasta 2 marcas R son localizadas sin problema
            marcas(j)=i;
            marcash(j)=EGGu(i);
            if j==2 && diff(marcas)<tiempocorto; j=j-1; cancel=1; end
            %si el intervalo entre la segunda marca R y la primera es muy
            %corto no se toma en cuenta
        else
            rest=min([5 j-1]);
            if ((i-marcas(j-1))>(mean(diff(marcas(j-rest:j-1))))*1.8))
                %intervalo muy grande REQUIERE CORRECCION
                nivok= ~ ((mean(marcash(j-rest:j-1))*1.7)>EGGu(i)) &&
                ((mean(marcash(j-rest:j-1))*0.5)<EGGu(i));
                %señal dentro de un nivel correcto
                rp=floor((i-marcas(j-1))/(mean(diff(marcas(j-rest:j-
                1))))*1.25));

                %intervalos saltados
                intervalp=mean(diff(marcas(j-rest:j-1)));
                for contp=1:rp
                    ini=marcas(length(marcas))+tiempocorto;
                    %Inicio del intervalo donde buscar el maximo. Se suma
```

```

%un tiempo corto para que el anterior máximo no
influya
fin=marcas(length(marcas))+floor(intervalp*1.5);
%final del intervalo donde se busca el máximo
[posh, pos]=max( ECGu( ini:fin ) );
pos=pos+ ini;
%se ha situado la posible marcaR
if fin>ini
    senalok=(posh>mean(marcash(j-rest:j-1))*0.5) &&
    (posh<mean(marcash(j-rest:j-1))*2);
    %altura de la señal correcto
    semintok= (pos marcas(length(marcas)) > mean
    (diff(marcas(j-rest:length(marcas))))*0.7)
    &&(pos-marcas(length(marcas)) <
    mean(diff(marcas(j-rest:length(marcas)))) *1.4);
    %nuevo intervalo correcto
    if senalok && semintok
        %todo correcto se guarda la marca y el máx de
        %la deriva
        marcas(j)=pos;
        marcash(j)=posh;
        cp=cp+1;
        [p(cp), ~]=max(ECGd( marcas(length(marcas))
        -1):marcas(length(marcas)) ));
    else
        %si falla algo se pone la marca por
        %aproximacion
        marcas(j)=marcas(j-1)+floor(intervalp);
        marcash(j)=mean(marcash(j-rest:j-1));
    end

else
    %se el final del intervalo es mas pequeño que el
    %inicio (señal mala) se pondra la marca R por
    %aproximacion
    marcas(j)=marcas(j-1)+floor(intervalp);
    marcash(j)=mean(marcash(j-rest:j-1));

end
j=j+1;
end
if nivok
    %revisa la altura de la primera Marca detectada
    %antes del bucle correccion) y si esta OK se guarda
    marcas(j)=i;
    marcash(j)=ECGu(i);
else
    %si no esta ok no se guarda
    j=j-1;
end
%como se ha tenido que hacer una correccion se considera
%cancel
cancel=1;
else
    %Si NO es tan grande el intervalo significa que no se ha
    %saltado nada

```

```

nivnotok=( (mean(marcash(j-rest:j-1))*1.7)<ECGu(i)) |
((mean(marcash(j-rest:j-1))*0.5)>ECGu(i));
intervok= (i-marcas(length(marcas)))>(mean(diff(marcas(j-
rest:j-1))*0.5);
if ~(nivnotok | ~intervok)
%si el nivel de señal y el intervalo es correcto
marcas(j)=i;
marcash(j)=ECGu(i);
else
%si falla algo no se toma en cuenta
j=j-1;
cancel=1;
end
end
end
if ~cancel
%si no ha habido correccion se ha de guardar el maximo de la
%derivada de la ultima marca (si ha habido cancel significa que
%ha podido ponerse la marca R por aproximacion, por tanto ese
% máximo de la derivada no se necesita)
cp=cp+1;
[p(cp), ~]=max(ECGd( marcascas(length(marcas)-
1):marcas(length(marcas)) ));
restmax=min([5 cp-1]);
pm=mean(p(cp-restmax:cp));
end
c0=0;
%indica que ha de buscar el siguiente pico de la derivada
cancel=0;
end

end
dmarcas=(diff(marcas)./fm*60);
if plotok
figure
plot(ECGu)
hold on
plot(ECGd)
plot(marcas,marcash,'g*')
xlabel 'Muestras'
ylabel 'Voltaje (mV)'
title 'Marcas R'
axis([1 600 -0.2 0.8])
%axis ([1 2500 -0.2 0.5])
hold off
legend('ECG','Derivada de ECG','MarcasR')
%legend('Location','bestoutside')
end
%PulsMedial=(length(marcas)/30);
%PulsMedia2= mean(dmarcas);
marcas=marcas./fm;

```

A2. Detección de P_{sis} y P_{dia}

```

function [marcassis marcascadia]=FPresion4(Pu, fm, plotok);
%Correccion con cancel Y derivada. Aqui se encuentran la primeras

```

```

%sisstoles (si hay) y a partir de la 2a se saca la primera diastole
%cancel= Si encuentra una medida incorrecta no se contara
%Pu es la señal de presión usada, y fm es la frecuencia de muestreo
Pu=detrend(Pu);
dP=diff(Pu);
ccs=0;
interval0=1.14*fm;
interval1=1.5*fm;
tiempocorto=0.3*fm;
tiempocorto2=0.6*fm;
[prepsis(1) presis]=max(dP(1:interval0));
while dP(presis)>0;
    presis=presis+1;
end
marcassis(1)=prepsis;
[prepsis(2) postdia]=max(dP(marcassis(1):marcassis(1)+interval1));
presis2=postdia+marcassis(1);
while dP(postdia+marcassis(1))>0;
    postdia=postdia-1;
end
marcassdia(1)=postdia+marcassis(1);

psis(1)=Pu(marcassis(1));
pdia(1)=Pu(marcassdia(1));

j=2; %contador de sistole
k=2; %contador de diastole
cancell=0;

salt=0;

cancelf=0;

semicancel=0;
while ~cancelf;

    if ~cancell;
        %SACA 2a SISTOLE
        while dP(presis2)>0
            presis2=presis2+1;
        end

%
        marcassis(j)=prepsis2;
        psis(j)=Pu(marcassis(j));

        inicio=marcassis(j)+50;
    else
        inicio=presis2; %si habia cancel se establece que el inicio
        del siguiente latido es presis2
    end
    cancell=0;
    intervalo=(marcassis(j)-marcassis(j-1))*1.1;
    indicador=inicio+floor(intervalo);

```



```

%saca el final del latido (es la siguiente presion sistolica
(3a))
if ~(indicador> length(dP))
%si el indicador del final del intervalo cae dentro del
vector
%dP
if ~(max(dP(inicio:indicador))< prepsis(length(prepsis))*0.7)
[prepsis(j+1) presis]=max(dP(inicio:indicador));
postdia=presis+inicio-1;

%busca la P diastolica 2 y su posicion
while dP(postdia)>0;
postdia=postdia-1;
end

marcasdia(k)=postdia+1;
pdia(k)=Pu(marcasdia(k));

k=k+1;

%establece el inicio del siguiente intervalo como el
final del anterior
presis2=presis+inicio-1;

j=j+1;
else
cancel1=1; %si la altura del maximo de la derivada no es
correcto
ccs=ccs+1; %contador de cancels (quizas util para debug)

end

else
cancelf=1; %salir del bucle
end

if cancel1 | (length(Pu)-marcassis(length(marcassis)))<interval0
%si necesita correccion
if cancel1 | semicancel
j=j+1; %si hay algun cancel
end
minj=min([5, j-1]);
mink=min([5, k-1]);
if (marcassis(length(marcassis)) +
floor(mean(diff(marcassis(j-minj:length(marcassis))))
*1.3)<=length(Pu)
%se asegura que este dentro del vector Pu

posms=marcassis(length(marcassis))+floor(mean(diff(mar
cassis(j-minj:length(marcassis)))));
%hace una aproximacion de donde podria estar la
%siguiente marca sistolica
if (Pu(posms)<=(mean(pdia(k-mink:k-1))*1.15))
%si la altura de la marca sis tiene un tamaño
%correcto

```

```

if cancell & posms<=length(Pu)
    %si habia cancel se pone la aproximacion
    marcassis(j)= posms;
    psis(j)=Pu(marcassis(j));

    if (marcascadia(length(marcascadia)) + floor(
        mean(diff(marcascadia(k-mink:k-1)))) >
        length(Pu)
        cancelf=1;
    else

        marcascadia(k)=marcascadia(length(marcascadia))+fl
        oor(mean(diff(marcascadia(k-mink:k-1)))));
        pdia(k)=Pu(marcascadia(k));
        k=k+1;
        presis2=marcassis(j)+tiempocorto;
        if presis2>length(dP)
            cancelf=1;
        end
    end
else
    %si hay cancell pero falta poco para que
    acabe la señal
    [~, presis2]=max(dP( marcassis(
    length(marcassis))+floor(mean(diff(marcassis
    (j-minj:length(marcassis))))*1.3)-1 )) ;
    %se busca el siguienete presis2 (para la
    siguiente presion)
    presis2=presis2+marcassis(length(marcassis));
    if presis2>length(dP)-tiempocorto2;
        cancelf=1;
    end
    semicancel=1;%pq esta a punto de terminar
end
else
    %hay una marca antes del final
    minj=min([5, j-1]);
    mink=min([5, k-1]);
    final=min([posms+floor(mean(diff(marcassis(j-
    minj:length(marcassis))))*0.4), length(Pu)]);
    %final del intervalo que puede ser el ultimo
    %instante de tiempo y localiza los ultimos
    %instantes
    if final>=length(Pu);
        cancelf=1; end
    [ampl poss]=max(Pu(posms:final));
    marcassis(j)=poss+posms-1;
    psis(j)=ampl;
    [ampl posd]=min(Pu(posms-
    tiempocorto:marcassis(j)));
    marcascadia(k)=posd+posms-tiempocorto;
    pdia(k)=ampl;
    k=k+1;
    presis2=marcassis(j)+100;
    if presis2>length(dP)
        cancelf=1;
    end
end

```

```

        end

        salt=salt+1; %cuenta cuantas marcas se han saltado (y
corregido)
    else
        cancelf=1; %si esta fuera del vector Pu
    end

end
    if (presis2+0.4*fm)>length(Pu)
        cancelf=1; %si falta poco para el final se cancela ya
    end
end
%end

if plotok
    figure
    plot(Pu)
    hold on
    plot(dP)
    plot(marcassis,psis,'*g')
    plot(marcasdia,pdia,'ob')

    legend('Presión','Derivada','Marcas sistolicas','Marcas
diastolicas')
    xlabel 'Muestras'
    ylabel 'Presión (mmHg)'
    title 'Marcas Presión sistólica/diastólica'
    %axis([0 2500 70 170])
    hold off

end
marcassis=marcassis./fm;
marcasdia=marcasdia./fm;

```

A3. Obtención de ins y esp

```

[Ti, Te, TT]=FFlujo2(vent, fm, plotok)
%vent= señal de flujo usada, fm= frecuencia de muestreo
vent=detrend(vent);
dvent=diff(vent);
tiempo0=4*fm;
%Correccion con cancel Y derivada. Aqui se encuentran los 2 primeros
%maximos y a partir del 2o se saca el primer minimo
[presmax(1), premax]=max(dvent(1:tiempo0));
%primer maximo y se localiza primera insp y esp
while dvent(premax)>0;
    premax=premax+1;
end
marcasmx(1)=premax;

```

```

marcasma=marcasmx(1);
marcasmal=marcasmx(1);
cancelTi0=0;
while marcasma>=1 && vent(marcasma)>0;
    marcasma=marcasma-1;
end
if (marcasma>=1);
    marcasTi(1)=marcasma+1;
else
    cancelTi0=1;%si no hay primera inspiracion
end

while vent(marcasmal)>0
marcasmal=marcasmal+1;

end
marcasTe(1)=marcasmal;

[presmax(2), postmax]=max(dvent(marcasmx(1):marcasmx(1)+250));
premax2=postmax+marcasmx(1);

if ~cancelTi0
    sTi(1)=vent(marcasTi(1));
    Ti(1)=marcasTe(1)-marcasTi(1); %si hay primera insp calcula tiempo
inspiracion
end
sTe(1)=vent(marcasTe(1));
proxTi=1;
%dice que lo siguiente a encontrar es una marca de insp

l=2-cancelTi0; %contador de inspiraciones
k=2; %contador de espiracion

for i=marcasTe(1):length(vent)

    if proxTi && vent(i)>0
        %se busca y encuentra marca insp
        marcasTi(l)=i;
        sTi(l)=vent(i);
        Te(k-1)=i-marcasTe(k-1);
        l=l+1;
        proxTi=0;
        rest=min([3 l-1]);
        %CORRECCION (no habrá correccion en las 3 primeras marcas insp
        if l>3 & (marcasTi(length(marcasTi)-1)-
marcasTi(length(marcasTi)))>(mean(diff(marcasTi(l-
rest:length(Ti)-1)))*1.7)
            %si el ultimo intervalo entre marcas insp es muy grande es
            que se ha saltado
            %alguna marca
            intervI=mean(diff(marcasTi((length(marcasTi)-
rest:length(marcasTi)-1))));
            %intervalo medio de insp

```

```

    intervE=mean(diff(marcasTe((length(marcasTe)-
rest:length(marcasTe)-1)))));
%intervalo medio de esp
salt=floor((i-marcasTi(length(marcasTi)))/interv);
%marcas saltadas
newmTi=i; %se guarda la marca encontrada para guardarla al
final
l=l-1;
for s=1:salt
    %coloca todas las marcas saltadas por aproximación
    marcasTi(l)=marcasTi(length(marcasTi)-1)+intervI;
    Te(k-1)=marcasTi(l)-marcasTe(length(marcasTe));

    marcasTe(k)=marcasTe(length(marcasTe)-1)+intervE;
    Ti(l)=marcasTe(k)-marcasTi(l);
    l=l+1;
    k=k+1;
end
marcasTi(l)=newmTi; %se coloca la marcas encontrada
previamente
Te(k-1)=marcasTi(l)-marcasTe(k-1);
l=l+1;
end
end
if ~proxTi && vent(i)<0
    %busca y encuentra marca esp
    marcasTe(k)=i;
    sTe(k)=vent(i);
    k=k+1;
    Ti(l-1)=i-marcasTi(l-1); %calcula tiempo insp
    proxTi=1;
    rest=min([3 l-1]);
    if l>3 && Ti(length(Ti))<(mean(Ti(l-rest:l-1))*0.4)
        %si el tiempo insp es muy corto, no se tiene en cuenta
        l=l-1;
        k=k-1;
    end
end
end

end

if plotok
    figure
    plot(vent)
    hold on
    plot(marcasTi,sTi,'*g')
    plot(marcasTe,sTe,'ob')
    plot(dvent)
    legend('Flujo respiratorio','Inspiracion', 'Espiracion', 'Derivada
del Flujo')
    xlabel 'Muestras'
    ylabel 'Voltaje'
    %axis([0 2500 -0.8 0.8])

```

```

title 'Marcas Tins, Tesp'
hold off

end
Ti=Ti./fm;
Te=Te./fm;
TT=diff(marcasTi)./fm;

```

A4. Series temporales y remuestreo

```

function [rra dsisa ddiiaa Tia Tea
Tta]=Fmarcas3v2(marcasr,marcassis,marcasdia, Ti, Te,
Tt,fms,filtro,plotok);

fms2=fms./2;
p=1;
q=3;
%ORDEN SERIES resample quitar media
%SERIES
rr0=diff(marcasr);
dsis0=diff(marcassis);
ddia0=diff(marcasdia);
Ti0=Ti;
Te0=Te;
Tt0=Tt;

%Resample a 1hz y 2hz
rr1=resample(rr0,1:length(rr0),1,p,q,'spline');

rr2=resample(rr0,1:length(rr0),2,p,q,'spline');

dsis1=resample(dsis0,1:length(dsis0),1,p,q,'spline');
dsis2=resample(dsis0,1:length(dsis0),2,p,q,'spline');

ddia1=resample(ddia0,1:length(ddia0),1,p,q,'spline');
ddia2=resample(ddia0,1:length(ddia0),2,p,q,'spline');

Tt1=resample(Ti0,(1:length(Ti0)),1,p,q,'spline');
Tt2=resample(Ti0,(1:length(Ti0)),2,p,q,'spline');

Te1=resample(Te0,(1:length(Te0)),1,p,q,'spline');
Te2=resample(Te0,(1:length(Te0)),2,p,q,'spline');

Tt1=resample(Tt0,(1:length(Tt0)),1,p,q,'spline');
Tt2=resample(Tt0,(1:length(Tt0)),2,p,q,'spline');

if filtro
[b1,a1]=butter(1,[0.01]/(1/2),'high');
[bp1,ap1]=butter(1,[0.05]/(1/2),'high');

```

```

[bv1,av1]=butter(1,0.1/(2/2),'high');

rr1=filtfilt(b1,a1,rr1);
%rr2=filtfilt(b2,a2,rr2);

dsis1=filtfilt(bp1,ap1,dsis1);
%dsis2=filtfilt(b2,a2,dsis2);

ddia1=filtfilt(bp1,ap1,ddia1);
%ddia2=filtfilt(b2,a2,ddia2);

Ti2=filtfilt(bv1,av1,Ti2);
%Ti2=filtfilt(b2,a2,Ti2);

Te2=filtfilt(bv1,av1,Te2);
%Te2=filtfilt(b2,a2,Te2);

Tt2=filtfilt(bv1,av1,Tt2);
%Tt2=filtfilt(b2,a2,Tt2);
end

rr1=detrend(rr1);
rr2=detrend(rr2);
dsis1=detrend(dsis1);
dsis2=detrend(dsis2);
ddia1=detrend(ddia1);
ddia2=detrend(ddia2);
Ti1=detrend(Ti1);
Ti2=detrend(Ti2);
Te1=detrend(Te1);
Te2=detrend(Te2);
Tt1=detrend(Tt1);
Tt2=detrend(Tt2);

rra=cell(1,3);
dsisa=cell(1,3);
ddiaa=cell(1,3);
Tia=cell(1,3);
Tea=cell(1,3);
Tta=cell(1,3);

rra{1}=rr0;
rra{2}=rr1;
rra{3}=rr2;

dsisa{1}=dsis0;

```

```
dsisa{2}=dsis1;
dsisa{3}=dsis2;
```

```
ddiaa{1}=ddia0;
ddiaa{2}=ddia1;
ddiaa{3}=ddia2;
```

```
Tia{1}=Ti0;
Tia{2}=Ti1;
Tia{3}=Ti2;
```

```
Tea{1}=Te0;
Tea{2}=Te1;
Tea{3}=Te2;
```

```
Tta{1}=Tt0;
Tta{2}=Tt1;
Tta{3}=Tt2;
```

%Las primeras celdas se usarán para obtener los datos temporales. Para hacer DSP se usaran las segundas o terceras

A5. DEP y parametrización de series temporales

```
function [frqz,frqzRR]=DEP2(rra, sisa, diaa, tia, tea, tta, fms, vp, fr,
plotok);
%rra sisa diaa tia tea tta son las series temporales, fms= frecuencias de
mstreo,vp= ventana y solapamiento
```

```
prp=cell(1,3);
psis=cell(1,3);
pdia=cell(1,3);
pti=cell(1,3);
pte=cell(1,3);
ptt=cell(1,3);
```

```
frr=cell(1,3);
fsis=cell(1,3);
fdia=cell(1,3);
fti=cell(1,3);
fte=cell(1,3);
ftt=cell(1,3);
```

```
prp{1}=pwelch(rra{1},vp(1),vp(2),nft,fms(1));
[prp{2},frr{2}]=pwelch(rra{2},vp(1),vp(2),nft,1,'centered');
[prp{3},frr{3}]=pwelch(rra{3},vp(1),vp(2),nft,2,'centered');
```

```
psis{1}=pwelch(sisa{1},vp(1),vp(2),[],fms(2));
[psis{2},fsis{2}]=pwelch(sisa{2},vp(1),vp(2),nft,1,'centered');
[psis{3},fsis{3}]=pwelch(sisa{3},vp(1),vp(2),nft,2,'centered');
```

```
pdia{1}=pwelch(diaa{1},[],[],nft,fms(2));
```



```

[pdia{2}, fdia{2}]=pwelch(diaa{2}, vp(1), vp(2), nft, 1, 'centered');
[pdia{3}, fdia{3}]=pwelch(diaa{3}, vp(1), vp(2), nft, 2, 'centered');

[pti{1}, fti{1}]=pwelch(tia{1}, [], [], nft, fms(3));
[pti{2}, fti{2}]=pwelch(tia{2}, vp(1), vp(2), nft, 1, 'centered');
[pti{3}, fti{3}]=pwelch(tia{3}, vp(1), vp(2), nft, 2, 'centered');

pte{1}=pwelch(tea{1}, [], [], [], fms(3));
[pte{2}, fte{2}]=pwelch(tea{2}, vp(1), vp(2), nft, 1, 'centered');
[pte{3}, fte{3}]=pwelch(tea{3}, vp(1), vp(2), nft, 2, 'centered');

ptt{1}=pwelch(tta{1}, [], [], [], fms(3));
[ptt{2}, ftt{2}]=pwelch(tta{2}, vp(1), vp(2), nft, 1, 'centered');
[ptt{3}, ftt{3}]=pwelch(tta{3}, vp(1), vp(2), nft, 2, 'centered');

fr1=2; %se usa resample a 1Hz
fr2=3; %se usa resample a 2Hz
perc=5; %umbral para calcular fm
i0=nft/2;
%Calcula ls parámetros frecuenciales
frqz(:,1)=frpcm(frr{fr1}, prr{fr1}, i0, perc);
frqz(:,2)=frpcm(fsis{fr1}, psis{fr1}, i0, perc);
frqz(:,3)=frpcm(fdia{fr1}, pdia{fr1}, i0, perc);
frqz(:,4)=frpcm(fti{fr2}, pti{fr2}, i0, perc);
frqz(:,5)=frpcm(fte{fr2}, pte{fr2}, i0, perc);
frqz(:,6)=frpcm(ftt{fr2}, ptt{fr2}, i0, perc);

%Parámetros frecuenciales de HRV
frqzRR=frrr(frr{fr1}, prr{fr1}, nft);
function P=frrr(fr, dsp, n)
    fvl=0.04;
    fl=0.15;
    fh=0.4;
    n0=n/2;
    nvl=floor(n0+fvl*n);
    nl=floor(n0+fl*n);
    nh=floor(n0+fh*n);
    Pt=trapz(fr(n0:nh), dsp(n0:nh));
    Pvl=trapz(fr(n0:nvl), dsp(n0:nvl));
    Pl=trapz(fr(nvl:nl), dsp(nvl:nl));
    Ph=trapz(fr(nl:nh), dsp(nl:nh));
    R1=Pvl/Ph;
    R2=Pl/Ph;
    R3=Pvl/Pt;
    R4=Pl/Pt;
    R5=Ph/Pt;
    P=[Pt Pvl Pl Ph R1 R2 R3 R4 R5];
End
function [freqs]=frpcm(x, y, i0, per);
    [peak, locs]=findpeaks(y);
    [ymax, npeak]=max(peak);
    fp=x(locs(npeak));
    [posumbral, ~]=min(y(i0:locs(npeak)));

    umbral=ymax*per/100;
    if posumbral>umbral
        fr1=0;

```

```

        posfr1=1;
    else
        posfr1=locs(npeak);
        while y(posfr1)>umbral
            posfr1=posfr1-1;
        end
        fr1=x(posfr1);

    end

    posfr2=locs(npeak);
    if min(y(posfr2:length(y)))<=umbral
        while y(posfr2)>umbral
            posfr2=posfr2+1;
        end
        fr2=x(posfr2);
    else
        posfr2=length(y);
        fr2=x(posfr2);
    end

    end

    fm=mean([fr1,fr2]);

    atotal=cumtrapz(x(i0:length(x)),y(i0:length(x)));
    a50=atotal(length(atotal))/2;
    a25=atotal(length(atotal))/4;
    a75=atotal(length(atotal))*3/4;
    posa=1;
    while atotal(posa)<a25;
        posa=posa+1;
    end
    pos25=posa+i0;
    while atotal(posa)<a50;
        posa=posa+1;
    end
    fc=x(posa+i0);
    while atotal(posa)<a75;
        posa=posa+1;
    end
    pos75=posa+i0;
    fq1=x(pos25);
    fq3=x(pos75);
    %a34=trapz(x(pos25:pos75),y(pos25:pos75));
    bw=fq3-fq1;
    freqs=[fp fc fm fq1 fq3 bw ymax];

end

```

A6. Parámetros temporales de HRV

```

function [stats geom]=TaskF(fm,lecg,marcasr,statr);
fmecg=fm;
nummin5=floor(lecg/(300*fmecg));
SDRR=statr(2)*1000;
% int5=zeros(fivem,nummin5);
int5r=cell(1,nummin5);
%%estadisticos
for i=1:nummin5
    fint5=300*i;
    j=1;
    while (j<=length(marcasr)) & (marcasr(j)<=fint5)
        int5r{i}(j)=marcasr(j);
        j=j+1;
    end
    int5rr{i}=diff(int5r{i});
    meanrrint(i)=mean(int5rr{i});
    sdrrint(i)=std(int5rr{i});
end
SDARR=std(meanrrint)*1000;
SDRRindex=mean(sdrrint)*1000;
RR=diff(marcasr);
difRR=diff(RR);
RR50cont=0;
for i=1:length(difRR)
    if difRR(i)*1000>=50
        RR50cont=RR50cont+1;
    end
end
pRR50=RR50cont/length(RR)*100;
SDSD=std(difRR)*1000;
RMSSD=sqrt(mean(difRR.^2))*1000;
stats=[RR50cont pRR50 RMSSD SDRR SDARR SDDSD SDRRindex];
%Geometrico
diffInd=1/250;
figure
h10000=histogram(RR,floor((max(RR)-min(RR))*10000));
h=h10000.Values;
[y x10000]=max(h);
HRVi=length(RR)/y;

hc=histogram(RR,floor((max(RR)-min(RR))*fmecg));

hv=hc.Values;
dc=linspace(min(RR),max(RR),(max(RR)-min(RR))*fmecg);
close
HRVti=trapz(hv)/y;

[~, pos0]=max(hv);
[n m]=getnm(hv,pos0,y);
mm=dc(m);
nn=dc(n);
TIRR=(mm-nn)*1000; %ms
geom=[HRVti TIRR];

```

```

function [n m]=getnm(h, posy, y);
    q(1:posy)=y;
    dn=h(1:posy);
    dm=h(posy:length(h));
    an(1)=trapz((dn-q).^2);
    for n=1:posy-1
        q(n+1:posy)=y;
        q(1:n+1)=0;
        an(n)=trapz((dn-q).^2);
    end
    [~, n]=min(an);
    qm(1:length(dm))=0;
    am(1)=trapz((dm-qm).^2);
    for m=2:length(dm)
        qm(1:m-1)=y;
        qm(m:length(dm))=0;
        am(m)=trapz((dm-qm).^2);
    end
    [~, mm]=min(am);
    m=mm+posy;
end

```

A7. DEP y parametrización de señales y envolventes

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%DEP y envolvente de ECG y PS%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
env=1; %1= se calcula la envolvente, 0=se trabaja con la señal normal
for d=1:2
    if d==1
load('marcasSincroSup.mat') %Carga las marcas de RR ya calculadas
load('notdecgIF.mat'); %Carga ecg supino
load('dbpF.mat'); %carga presión supina

ECG= notdecgIF;

TECG= t1_FCH2;
P= dbpF;
TP=t1_FCH3;
fmpr=length(TP)/1800;
NOECG= [40 34 14];
NOP= [42 32 22 20 18 14 11];

    else
        load('marcasSincroSent.mat')
load('notdecgIFs.mat');
load('dbpFs.mat');

P=dbpFs;
TP=t2_FCH3;

ECG= notdecgIFs;
TECG=t2_FCH2;

```

```

fmpr=length(TP)/900;
NOECG=[40 34 14];
NOP=[42 32 22 20 18 14 11];

end
NOD=[40 34 32 30 26 24 22 20 14 11];
fm=250;
ECG=reordP(ECG,NOD); %ignora las sujetos con mucho ruido
P=reordP(P,NOD); %ignora los sujetos con mucho ruido

for i=1:1
ecgu=ECG(:,i);
Pu=P(:,i);
if env
marct=gr{i};
marcdisc=int32(marct.*fm);
marcps=gsis{i};
marcdiscsis=int32(marcps.*fmpr);

envr=ecgu(marcdisc);
envr=spline(double(marcdisc),envr,1:length(ecgu));

envp=Pu(marcdiscsis);
envps=spline(double(marcdiscsis),envp,1:length(Pu));

[b,a]=butter(1,0.05/(fm/2),'high');
envecgf=detrend(envr);
senal1=filtfilt(b,a,envecgf);

[bp,ap]=butter(1,0.05/(fmpr/2),'high');
envpsf=detrend(envps);
senal2=filtfilt(bp,ap,envpsf);
else
[b,a]=butter(1,[0.5 7]/(fm/2),'bandpass');
[bp,ap]=butter(1,[0.5]/(fmpr/2),'high');
ecgd=detrend(ecgu);
pd=detrend(Pu);
senal1=filtfilt(b,a,ecgd);
senal2=filtfilt(bp,ap,pd);
end

fecg=DEPs(senal1, fm, 0, 1, 1, 0);
fpecg(i,d)=fecg(1);
fcecg(i,d)=fecg(2);
fmecg(i,d)=fecg(3);
fq1ecg(i,d)=fecg(4);
fq3ecg(i,d)=fecg(5);
bwecg(i,d)=fecg(6);
fecgmax(i,d)=fecg(7);

fp=DEPs(senal2, fmpr, 0, 1, 1, 0);

```

```

fpp(i,d)=fp(1);
fcp(i,d)=fp(2);
fmp(i,d)=fp(3);
fq1p(i,d)=fp(4);
fq3p(i,d)=fp(5);
bwp(i,d)=fp(6);
fpmax(i,d)=fp(7);

end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%DEP y envolvente de FLJ%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
env=1;

NOF=[17];

i0=1;
welchM=1; %usar welch
%
for d=1:2;
    if d==1
        load('notdflwF.mat');
        flw=notdflwF;
        TV=t1_FCH1;
    else
        load('notdflwFs.mat');
        flw=notdflwFs;
        TV=t2_FCH1;
    end
    flw=reordP(flw,NOF);
    eend=44-length(NOECG);

    fend=44-length(NOECG);
    for k=1:fend

        k;
        [ff]=DEPs(flw(:,k),62.5,env,i0,welchM,0);
        fpflw(k,d)=ff(1);
        fcflw(k,d)=ff(2);
        fmflw(k,d)=ff(3);
        fq1flw(k,d)=ff(4);
        fq3flw(k,d)=ff(5);
        bwflw(k,d)=ff(6);
        fflwmax(k,d)=ff(7);

    end

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function freq=DEPs(senal, fm, env, i0, welchM, plotok)
nft=2^nextpow2(length(senal));
%Realiza la DEP

```

```

if env;
    if fm==62.5
        [b,a]=butter(1,0.1/(fm/2),'high');
        h=3;
    end
    senal=detrend(abs(hilbert(senal)));
    senal=filtfilt(b,a,senal);
else
    if fm==62.5
        [b,a]=butter(1,0.1/(fm/2),'high');
        senal=filtfilt(b,a,detrend(senal));
        h=3;
    end

end

if welchM
    ht=120;
    hp0=0.5;
    h=floor(fm*ht);
    hp=floor(h*hp0);
    senalt=pwelch(senal,h,hp,nft);
else
    senalt=fft(senal,nft)/length(senal);
    senalt=2*abs(senalt(1:nft/2+1));
end

fr=fm/2*linspace(0,1,nft/2+1);
freq=frpcm(fr,senalt,i0,5);

```