

Autor: Diego Alberto Florentín Martín

Director: Eduardo Gil Herrando

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

ANEXOS

2/2

ANEXO A: Detector de artefactos PPG

Como ya se explicó en el capítulo 3, el mayor problema al trabajar con señales reales es la presencia de artefactos. La distorsión que provocan invalida las medidas realizadas en esos segmentos. Para intentar minimizar este efecto es necesario localizar los artefactos presentes en la señal y descartar las medidas realizadas en esas posiciones.

El módulo de detección de artefactos se ha desarrollado en trabajos anteriores ([34], [35]) y se ha adaptado al presente proyecto para minimizar el efecto de aquellos en la detección de la respiración. El objetivo principal de este módulo es identificar los segmentos de la señal PPG que contienen artefactos o una gran cantidad de ruido, y que por lo tanto no sirven para medir porque pueden conducir a falsas detecciones en la respiración del sujeto en cuestión.

A.1. Fundamento teórico: los descriptores Hjorth

Para diferenciar los artefactos de la señal se comparan sus características frecuenciales mediante el cálculo de los descriptores Hjorth H_1 y H_2 . Estos descriptores proporcionan información relativa a la frecuencia principal y al ancho de banda de la señal respectivamente. Su cálculo se describe a continuación.

Una manera de extraer las características espectrales de una señal $x(n)$ es calcular los momentos de su función de densidad espectral de potencia $S_x(e^{j\omega})$. El momento espectral de orden n -ésimo se define como:

$$\bar{\omega}_n = \int_{-\pi}^{\pi} \omega^n S_x(e^{j\omega}) d\omega \quad (A.1)$$

Los momentos de orden impar son nulos, ya que la densidad espectral de potencia es una función simétrica, es decir:

(A.2)

Los descriptores Hjorth están estrechamente relacionados con los momentos espectrales de orden par.

El primer descriptor, llamado *actividad*, se define como la potencia total de la señal:

$$H_0 = \bar{\omega}_0 = 2\pi r_x(0) \quad (A.3)$$

El segundo descriptor, llamado *movilidad*, refleja la frecuencia dominante de la señal $x(n)$, y se define como:

$$H_1 = \sqrt{\frac{\bar{\omega}_2}{\bar{\omega}_0}} \quad (A.4)$$

y el valor de la frecuencia dominante en Hz se obtiene como:

$$f = H_1 \cdot \frac{f_m}{2\pi} \quad (A.5)$$

con f_m la frecuencia de muestreo de la señal.

El tercer descriptor, llamado complejidad, proporciona una medida relacionada con la mitad del ancho de banda de la señal $x(n)$:

$$H_2 = \sqrt{\frac{\bar{\omega}_4}{\bar{\omega}_2} - \frac{\bar{\omega}_2}{\bar{\omega}_0}} \quad (A.6)$$

y el valor de la mitad del ancho de banda, B_f , en Hz se obtiene como:

$$B_f = H_2 \cdot \frac{f_m}{2\pi} \quad (A.7)$$

Los descriptores H_1 y H_2 producen estimaciones de la frecuencia dominante y el ancho de banda respectivamente siempre y cuando la señal posea un espectro unimodal, es decir, con un solo pico dominante.

Una propiedad interesante de los descriptores Hjorth es que se pueden calcular de manera eficiente en el dominio del tiempo, sin tener que calcular la densidad espectral. Según [33] se pueden utilizar las siguientes aproximaciones para calcular los momentos en un intervalo de observación $[0, N-1]$:

$$\hat{\bar{\omega}}_i \approx \frac{2\pi}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x^{(i/2)}(n))^2, \quad i = 0, 2, 4 \quad (A.8)$$

y las derivadas primera y segunda de la señal $x(n)$ se pueden aproximar con las siguientes ecuaciones en diferencias:

$$x^{(1)}(n) = x(n) - x(n-1) \quad (A.9)$$

$$x^{(2)}(n) = x(n+1) - 2x(n) + x(n-1) \quad (A.10)$$

Los descriptores Hjorth resultan útiles para la detección de artefactos porque la señal PPG posee un espectro con un solo pico dominante, que corresponde a la frecuencia cardiaca, y un ancho de banda reducido. Por el contrario los artefactos presentan un espectro con un ancho de banda mayor, y o bien no tienen una frecuencia dominante, o bien el pico principal aparece desplazado respecto a la frecuencia que correspondería al ritmo cardiaco.

A.2. Funcionamiento del detector

En la siguiente figura se muestra el diagrama de bloques del detector y los parámetros que determinan su funcionamiento.

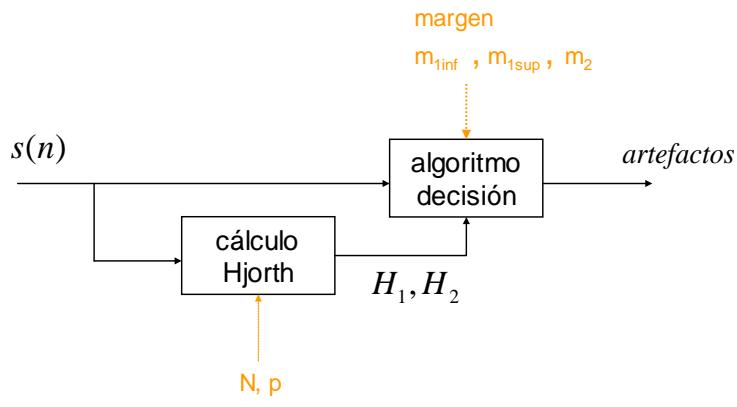


Figura A.1: Detector de artefactos

En el detector, la discriminación entre señal y ruido se realiza por segmentos. Para cada segmento se calculan los descriptores H_1 y H_2 . Si el valor de H_1 no está comprendido dentro de un rango de referencia, o el valor de H_2 supera un determinado umbral, se marca el segmento como ruidoso. Cualquiera de estas dos condiciones es suficiente para marcar el segmento.

La detección se realiza con la función `dete_ruido_PPG.m`, y el proceso es el siguiente: en primer lugar se definen los segmentos utilizando una ventana deslizante de N muestras que se desplaza con un paso p . Para cada segmento se calculan los descriptores H_1 y H_2 con la función `hjorth3.m`, y se guardan. Cuando ya se han calculado las series de valores H_1 y H_2 para toda la señal, se calculan los umbrales de referencia y se decide para cada segmento si es un artefacto o no. El segmento n se considera artefacto si se cumple cualquiera de las siguientes condiciones:

$$\begin{aligned}
 H_1(n) &\leq \tilde{H}_1 + m_{1\text{inf}} \quad \text{o} \quad H_1(n) \geq \tilde{H}_1 + m_{1\text{sup}} \\
 &\text{o} \quad H_2(n) \geq \tilde{H}_2 + m_2
 \end{aligned} \tag{A.11}$$

donde \tilde{H}_1 y \tilde{H}_2 son la mediana de las series H_1 y H_2 respectivamente. Los márgenes $m_{1\text{inf}}$, $m_{1\text{sup}}$ y m_2 son los parámetros clave del detector, y su valores óptimos se obtuvieron empíricamente, tal y como se describe en el apartado A.3.3.

Finalmente, los segmentos detectados que estén separados entre sí una distancia menor que un cierto “margen” (en segundos), se unen, y el resultado se cataloga como un único artefacto. La salida del detector es una matriz que contiene las posiciones iniciales y finales de los artefactos en muestras:

```

function nulos = dete_ruido_PPG(s, fm, seg, paso);

s = señal de entrada
fm = frecuencia de muestreo de s
seg = duracion en segundos de la ventana de busqueda
paso = paso en segundos para el deslizamiento de la ventana
nulos = vector con las posiciones de los segmentos nulos en segundos.
       las dimensiones son 2 x nºsegmentos nulos:
       [pos_inic_s1    pos_inic_s2 ...
        pos_fin_s1    pos_fin_s2   ...]
  
```

El vector de posiciones que se obtiene con este módulo se utiliza en la generación de las señales PPGV y PPT(PPG) no considerándose los latidos comprendidos en la matriz

anterior. Para ello, toman esos latidos el valor NaN para tener una referencia de identificación.

A.3. Elección de los distintos parámetros que forman el detector de artefactos

A.3.1. Margen de separación

Cuando dos artefactos contiguos están separados una distancia menor que un “margen” en segundos (o lo que es lo mismo, un número de muestras igual a margen \times fm), se unen para formar uno solo, de manera que el espacio entre ellos también será considerado parte del artefacto. Esto se hace así porque, dadas las características de las señales reales de que disponemos, es poco probable que aparezcan artefactos de corta duración muy juntos; si se detectan episodios así probablemente estemos ante un fragmento de registro muy ruidoso, en el que aún queda señal, pero tan deteriorada que no sirve para detectar salvas de atenuación, ya que las salvas que haya presentes no tendrán sentido fisiológico, sino que serán producto del ruido. En estos casos se marca todo el fragmento como artefacto para evitar falsos positivos posteriores.

El valor de margen de separación que se ha utilizado en este PFC es de 20 segundos para todas las señales de nuestra base de datos.

A.3.2. Ventana deslizante

Como ya se ha descrito anteriormente, la señal se divide en segmentos utilizando una ventana deslizante de N muestras y paso p . Cuando los descriptores Hjorth sobrepasan los umbrales, se marca como punto de inicio del artefacto la primera muestra del segmento, y se pasa a analizar el segmento siguiente. Este segundo segmento empieza p muestras después del anterior, y si no es catalogado como ruidoso, el final del artefacto detectado será el punto de inicio de este nuevo segmento. Por lo tanto el parámetro p determina la longitud mínima de los artefactos detectados, y su valor debe ser elegido cuidadosamente.

Por otra parte, el número de muestras de la ventana también se debe elegir tal que no afecte al compromiso entre la Sensibilidad y el +P. Cuanto menor es N , más precisión obtenemos para detectar artefactos cortos (aumenta S), pero también influyen más las variaciones en el nivel de la señal debidas a procesos fisiológicos. Estas variaciones pueden ser confundidas con artefactos, ya que en el segmento puede que no haya suficientes ciclos de señal PPG como para que en el espectro aparezcan las características frecuenciales de referencia.

Como la longitud de la ventana no puede ser menor que un ciclo de la señal PPG, y este valor varía en cada paciente, se toma como medida de referencia el número de muestras que hay en un ciclo de señal PPG (T) y se calcula el número de muestras de la ventana como $N = T \times v$, donde v es un número determinado de ciclos.

Los valores de v y p que se han utilizado en el presente proyecto corresponden a $v=fm*seg$ y $p=paso*fm$, con $fm=250$ Hz, $seg=5$ segundos y $paso=1$ segundo.

A.3.3. Márgenes para los descriptores Hjorth

Estos son los parámetros que más influyen en el funcionamiento del detector. Para definir los rangos de valores de H1 y H2, se le suman o restan estos márgenes a la mediana de las series, tal y como se indica en la expresión A.11. La Figura A.2 representa las series H1 y H2 correspondientes a una señal de 820 segundos de duración, y los umbrales que se han obtenido al sumar a las medianas los siguientes márgenes: $m_{1inf} = 1$ Hz; $m_{1sup} = 1.4$ Hz; y $m_2 = 3$ Hz.

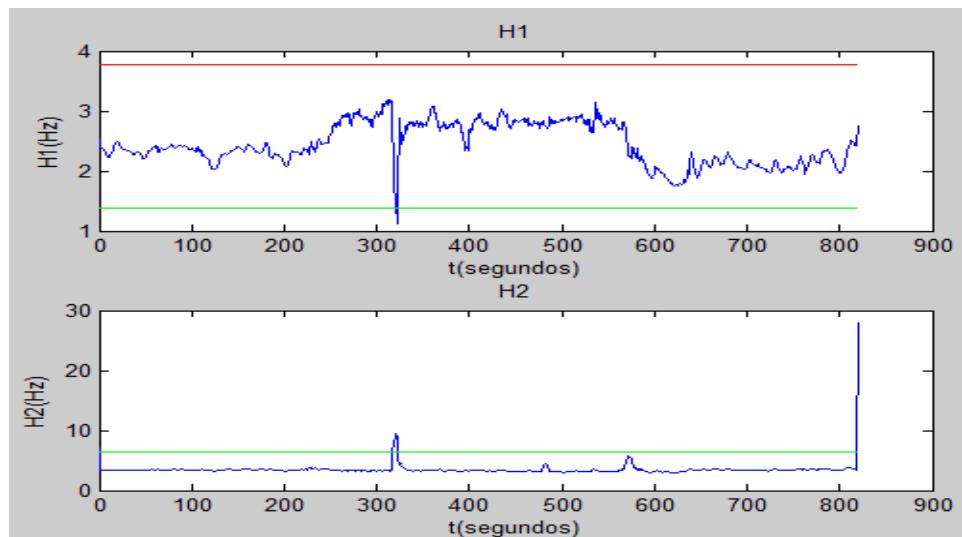


Figura A.2: Series H1 y H2 correspondientes a una señal PPG del registro 17 de nuestra base de datos de duración 820 segundos con sus umbrales

Los umbrales se calculan a partir de la mediana porque los valores típicos de H1 y H2 pueden variar en cada paciente, y no es posible determinar unos valores fijos y válidos para todos. Al hacerlo así estamos suponiendo que los registros reales contienen una señal lo suficientemente limpia como para que la mediana corresponda a un fragmento de señal PPG sin artefacto.

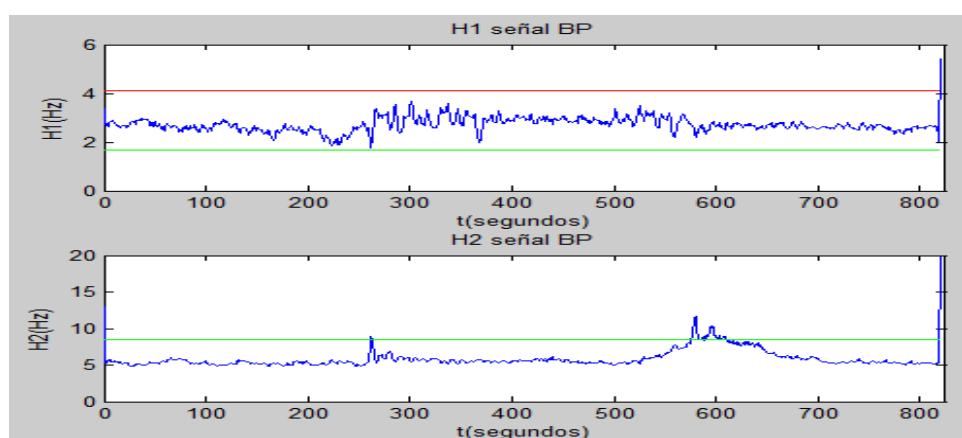


Figura A.3: Series H1 y H2 correspondientes a una señal BP del registro 17 de nuestra base de datos de duración 820 segundos con sus umbrales.

ANEXO B: La distribución de Wigner-Ville y la clase de Cohen

B.1. La distribución de Wigner-Ville

La distribución tiempo-frecuencia de Wigner-Ville $W_x(t, f)$ de la señal determinista de energía finita $x(t)$ se define como

$$W_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{u}{2}\right) x^*\left(t - \frac{u}{2}\right) e^{-j2\pi f u} du \quad (B.1)$$

y para cada instante de tiempo t puede verse como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación instantánea de la señal $x(t)$, $r_x(t, u)$ definida como

$$r_x(t, u) = x\left(t + \frac{u}{2}\right) x^*\left(t - \frac{u}{2}\right) \quad (B.2)$$

La distribución de Wigner-Ville posee ciertas propiedades deseables en cualquier análisis tiempo-frecuencia como son la conservación de la energía, las propiedades marginales, la covarianza ante retardos temporales y modulaciones (es decir, la WD de $x(t-t_0)$ es $W_x(t-t_0, f)$ y la WD de $x(t)e^{j2\pi f_0 t}$ es $W_x(t, f-f_0)$), su valor es siempre real y presenta una resolución tiempo-frecuencia excelente.

Por ser la WD una función cuadrática de la señal $x(t)$ satisface el principio de superposición cuadrática, según el cual si $x(t)$ es una señal formada por \mathcal{P} componentes, aparecen $\mathcal{P}(\mathcal{P}-1)/2$ términos cruzados o interferentes, uno por cada par de componentes, que pueden solaparse y/o enmascarar los términos de señal. El espectro de las señales reales tiene simetría hermética, lo que significa que la mitad de sus componentes frecuenciales son redundantes y puede prescindirse de ellas, por ejemplo, las asociadas a frecuencias negativas.

Una forma de reducir el número de términos interferentes en la WD, es el uso de la señal analítica, que únicamente contiene componentes frecuenciales positivas. En el caso de una señal formada por dos componentes $x(t) = x_1(t) + x_2(t)$, la WD puede escribirse como

$$W_x(t, f) = W_{x_1}(t, f) + W_{x_2}(t, f) + 2\Re\{W_{x_1, x_2}(t, f)\} \quad (B.3)$$

donde $W_{x_1, x_2}(t, f)$ es la WD cruzada de $x_1(t)$ y $x_2(t)$ y constituye el término interferente,

$$W_{x_1, x_2}(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x_1\left(t + \frac{u}{2}\right) x_2^*\left(t - \frac{u}{2}\right) e^{-j2\pi f u} du \quad (B.4)$$

En general, dos puntos en el plano tiempo-frecuencia crean una interferencia en su punto medio geométrico, que oscila perpendicularmente a la línea que une los puntos interferentes con una frecuencia proporcional a la distancia entre dichos puntos.

B.2. La clase de Cohen

La distribución de Wigner-Ville es un caso particular de una clase general de distribuciones tiempo-frecuencia denominadas distribuciones de la clase de Cohen $C_x(t, f)$ y que se definen como

$$C_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-j2\pi\nu(s-t)} k(\nu, u) x(s + \frac{u}{2}) x^* \left(s - \frac{u}{2} \right) e^{-j2\pi f u} dv ds du \quad (\text{B.5})$$

donde $k(\nu, u)$ es una función bidimensional denominada función de parametrización o kernel, o alternativamente como

$$C_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} K(s - t, \nu - f) W_x(s, \nu) ds d\nu, \quad (\text{B.6})$$

donde $K(t, f)$ se define como

$$K(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} k(\nu, u) e^{j2\pi(\nu t + f u)} dv du, \quad (\text{B.7})$$

La expresión (B.7) permite interpretar cualquier distribución de la clase de Cohen como una versión de la WD filtrada mediante la distribución $K(t, f)$, que puede elegirse de manera que se reduzcan en lo posible los términos interferentes, que como ya se ha dicho tienen carácter oscilatorio, a costa de una disminución de la resolución tiempo-frecuencia.

La distribución WD se obtiene seleccionando la función $K(t, f)$ como una doble delta de Dirac:

$$K(t, f) = \delta(t)\delta(f), \Rightarrow k(\nu, u) = 1 \quad (\text{B.8})$$

Además, la función de parametrización o kernel $k(\nu, u)$ debe cumplir una serie de requisitos de manera que la distribución de la clase de Cohen resultante satisfaga las propiedades deseables que ya se dijo que mostraba la WD (conservación de la energía, propiedades marginales, covarianza ante los retardos temporales y modulaciones, valor siempre real).

B.3. La distribución Pseudo Wigner-Ville suavizada

Una distribución de la clase de Cohen particularmente interesante es la denominada distribución Pseudo Wigner-Ville suavizada (SPWD, Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution), en la que $K(t, f)$ es una función separable

$$K(t, f) = g(t)H(-f), \quad (\text{B.9})$$

donde $g(t)$ es la función de suavizado (filtro) temporal y $H(f)$ es la transformada de Fourier de la función de suavizado frecuencial $h(u)$. El filtrado temporal mediante $g(t)$ reduce las interferencias que oscilan en el eje temporal, originadas por componentes

frecuenciales distintas en un mismo instante de tiempo. El filtrado frecuencial mediante $h(u)$ reduce las interferencias que oscilan en el eje frecuencial, originadas por componentes frecuenciales separadas en el tiempo. La SPWD $\mathcal{P}_x(t, f)$ se define entonces como

$$\mathcal{P}_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} h(u) \left[\int_{-\infty}^{\infty} g(s-t) x\left(s + \frac{u}{2}\right) x^*\left(s - \frac{u}{2}\right) ds \right] e^{-j2\pi f u} du. \quad (\text{B.10})$$

y puede interpretarse como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación instantánea $r_x(t, u)$ filtrada mediante la función de suavizado temporal $g(t)$, dada su simetría, y multiplicada por la función de suavizado frecuencial $h(u)$,

$$p_x(t, u) = h(u) \int_{-\infty}^{\infty} g(s-t) r_x(s, u) ds. \quad (\text{B.11})$$

La principal ventaja de la SPWD es que permite un control independiente del filtrado en tiempo y en frecuencia, siendo especialmente útil cuando las especificaciones requeridas son diferentes en tiempo y en frecuencia.

ANEXO C: Mapas Tiempo-Frecuencia

A continuación se muestran los Mapas Tiempo-Frecuencia relativos a las señales RES de los registros 8, 10, 12, 15 y 16, puesto que son los registros que más van a influir para la evaluación de los métodos según TP, FP, FN, Se y +P.

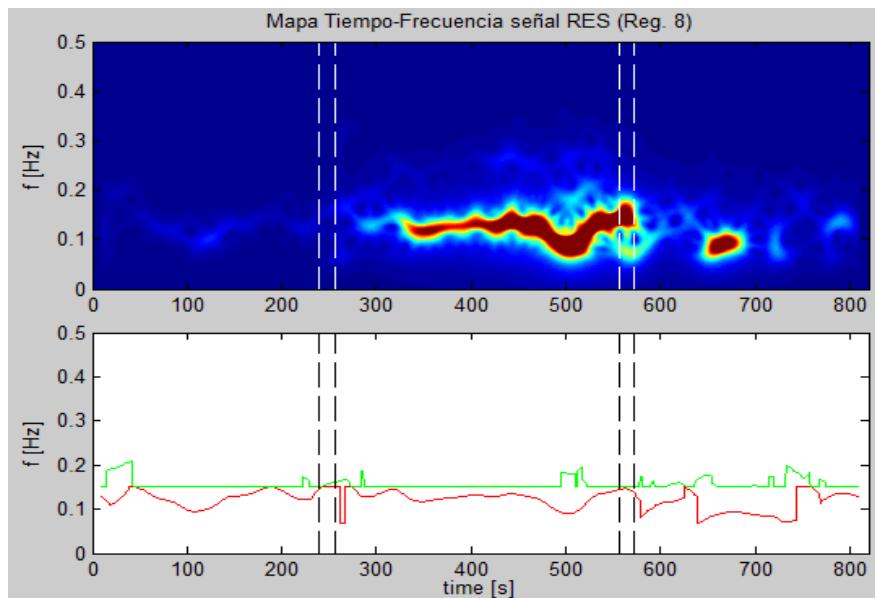


Figura C.1: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 8. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.143 Hz.

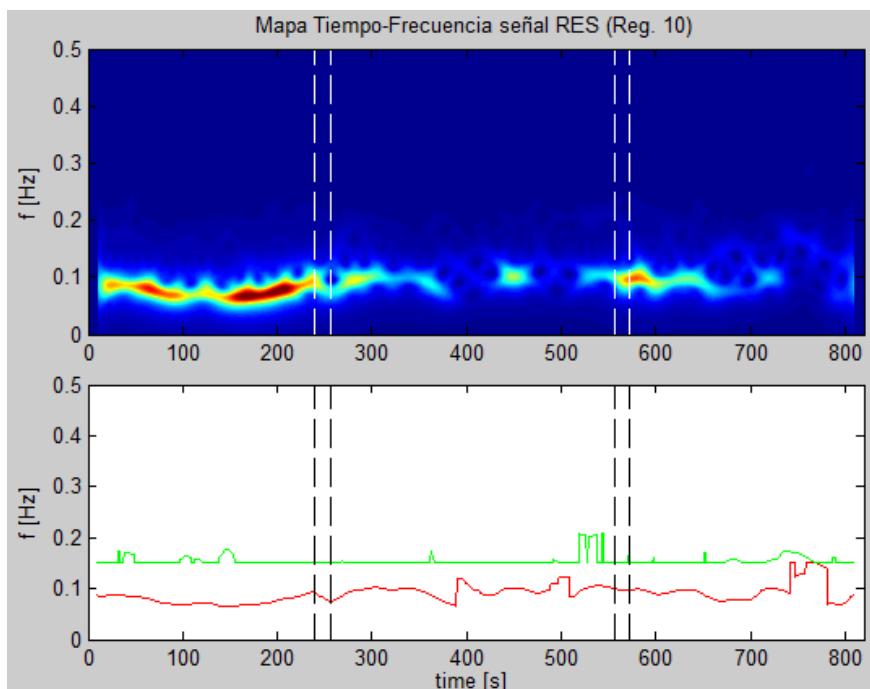


Figura C.2: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 10. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.129 Hz.

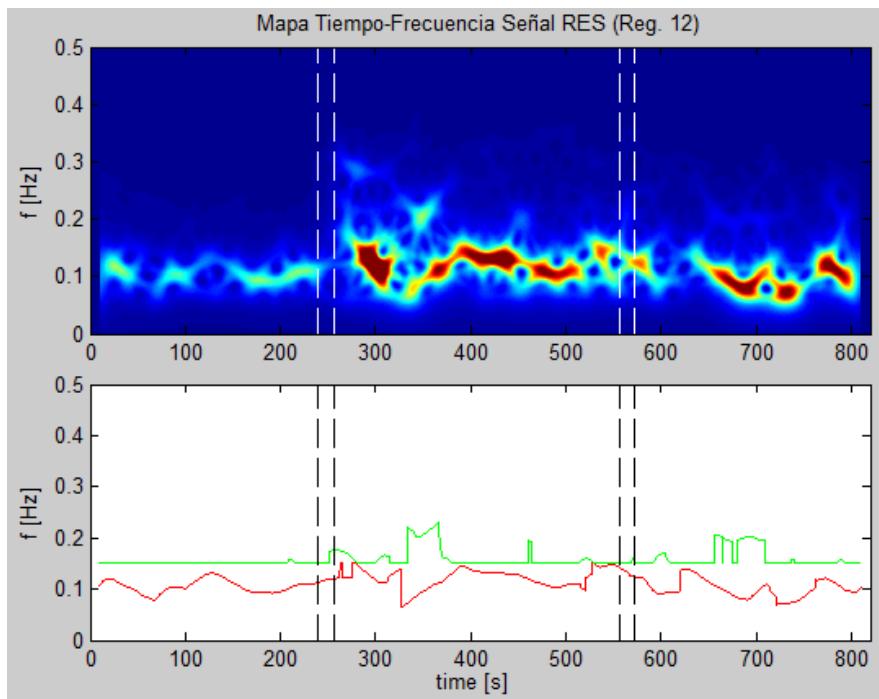


Figura C.3: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 12. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.144 Hz.

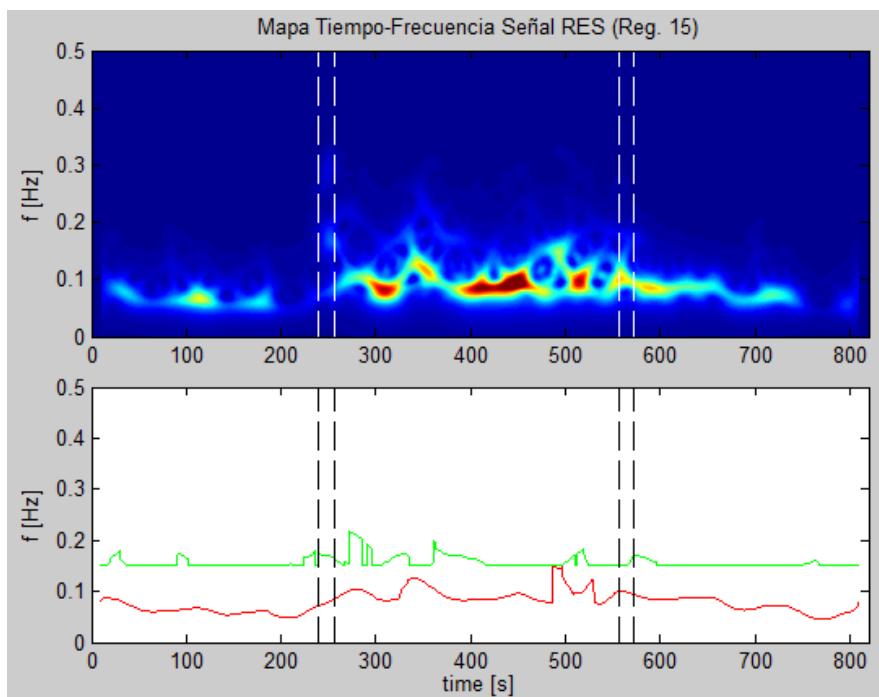


Figura C.4: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 15. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.130 Hz.

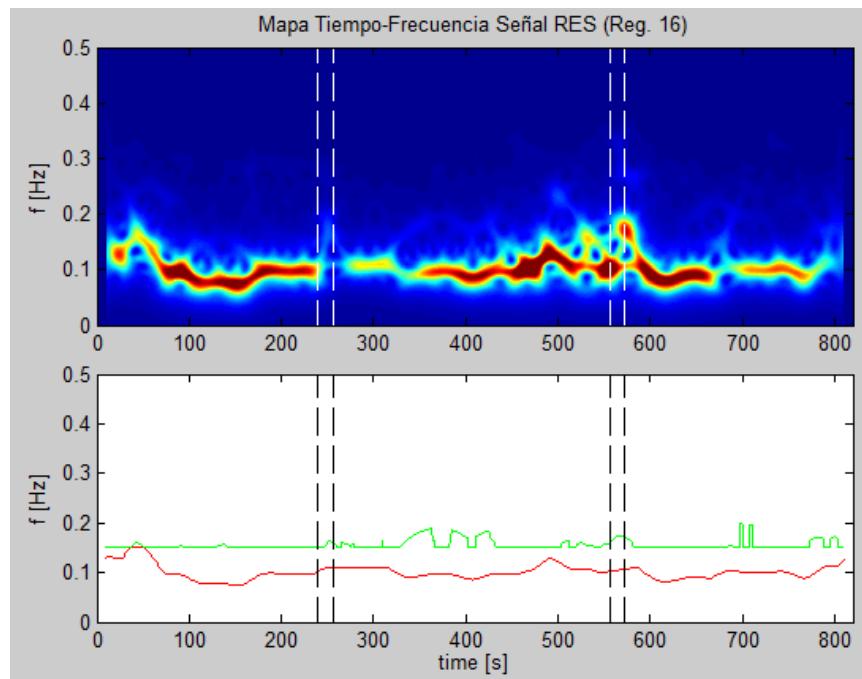


Figura C.5: En la imagen superior la evolución frecuencial en cada instante temporal de la señal RES de duración 820 segundos correspondiente al registro 16. En la imagen inferior podemos ver trazada la frecuencia de la banda HF (verde) y LF (rojo). La frecuencia respiratoria media es de 0.136 Hz

ANEXO D: TABLAS RESULTADOS REGISTROS

REGISTRO_01M.mat

Umbral= 2 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV- iif-DR
Time Window (segs)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	343	236	236	233
TP	117	176	176	199
FP	281	60	60	34
FN	111	63	63	40
Se (x100)	0.5132	0.7364	0.7364	0.8326
+P (x100)	0.2940	0.7458	0.7458	0.8541
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.305±0.037	0.270±0.039	0.273±0.036	0.269±0.043
Error rel. medio (x100)	0.1385	0.0659	0.0670	0.0746
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.3956±0.082	0.303±0.071	0.304±0.074	0.300±0.071

Umbral= 2 segs	PPG-filt-DR	PPGV-DR	PPG(AM)-DR	PTT(PPG)-DR
Time Window (segs)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	244	228	229	229
TP	125	188	158	195
FP	119	40	71	34
FN	103	51	81	44
Se (x100)	0.5482	0.7866	0.6611	0.8159
+P (x100)	0.5123	0.8246	0.6900	0.8515
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.287±0.042	0.266±0.043	0.247±0.049	0.271±0.034
Error rel. medio (x100)	0.0886	0.0661	0.1258	0.0522
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.311±0.073	0.291±0.065	0.303±0.08	0.289±0.061

Umbral= 2 segs	BP-filt-DR	BPV-DR	BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (segs)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	234	235	230	239
TP	143	196	191	-
FP	91	39	39	-
FN	93	32	48	-
Se (x100)	0.5983	0.8596	0.7992	-
+P (x100)	0.6111	0.8340	0.8304	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.248±0.053	0.272±0.043	0.253±0.049	0.268±0.037
Error rel. medio (x100)	0.1394	0.0557	0.0833	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.330±0.10	0.299±0.07	0.299±0.076	0.303±0.061

Tabla D.1: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2 segundos.

REGISTRO_02V.mat

Umbral= 3 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV- iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	205	169	169	169
TP	52	150	153	140
FP	153	19	16	29
FN	119	21	18	31
Se (x100)	0.3041	0.8772	0.8947	0.8187
+P (x100)	0.2537	0.8876	0.9053	0.8284
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.336±0.039	0.207±0.013	0.208±0.012	0.207±0.013
Error rel. medio (x100)	0.6231	0.0138	0.0091	0.0160
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.292±0.08	0.209±0.026	0.209±0.022	0.210±0.029

Umbral= 3 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	168	169	163	171
TP	112	147	132	155
FP	56	22	31	16
FN	59	24	39	16
Se (x100)	0.6550	0.8596	0.7719	0.9064
+P (x100)	0.6667	0.8698	0.8098	0.9064
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.209±0.011	0.207±0.012	0.206±0.013	0.207±0.012
Error rel. medio (x100)	0.0118	0.0153	0.0173	0.0095
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.239±0.05	0.211±0.027	0.208±0.031	0.210±0.024

Umbral= 3 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	171	169	163	171
TP	129	143	116	-
FP	42	26	47	-
FN	42	28	55	-
Se (x100)	0.7544	0.8363	0.6784	-
+P (x100)	0.7544	0.8462	0.7117	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.208±0.015	0.207±0.012	0.206±0.015	0.208±0.011
Error rel. medio (x100)	0.025	0.0152	0.0326	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.213±0.039	0.210±0.029	0.207±0.03	0.212±0.029

Tabla D.2: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3 segundos.

REGISTRO_03V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	197	118	117	116
TP	36	88	84	61
FP	161	30	33	55
FN	78	26	30	53
Se (x100)	0.3158	0.7719	0.7368	0.5351
+P (x100)	0.1827	0.7458	0.7179	0.5259
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.146±0.020	0.143±0.015	0.146±0.013	0.140±0.017
Error rel. medio (x100)	0.8924	0.0698	0.0675	0.1068
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.272±0.108	0.154±0.041	0.152±0.052	0.149±0.059

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	142	116	110	115
TP	28	63	42	94
FP	114	53	68	21
FN	86	51	72	20
Se (x100)	0.2456	0.5526	0.3684	0.8246
+P (x100)	0.1972	0.5431	0.3818	0.8174
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.140±0.017	0.140±0.017	0.144±0.017	0.146±0.011
Error rel. medio (x100)	0.2638	0.1129	0.1937	0.0714
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.182±0.149	0.150±0.051	0.157±0.080	0.150±0.022

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	106	118	112	114
TP	21	59	56	-
FP	85	59	56	-
FN	83	55	58	-
Se (x100)	0.1842	0.5175	0.4912	-
+P (x100)	0.1981	0.5000	0.5000	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.133±0.027	0.140±0.016	0.141±0.018	0.145±0.013
Error rel. medio (x100)	0.1926	0.1188	0.1454	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.152±0.098	0.152±0.036	0.151±0.044	0.149±0.053

Tabla D.3a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO 03V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	112	115	119	113
TP	27	69	69	47
FP	85	46	50	66
FN	93	51	51	63
Se (x100)	0.2250	0.5750	0.5750	0.3917
+P (x100)	0.2411	0.6000	0.5798	0.4159
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.317±0.035	0.149±0.029	0.143±0.022	0.150±0.026
Error rel. medio (x100)	1.1372	0.0757	0.0850	0.1426
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.181±0.111	0.153±0.046	0.157±0.057	0.153±0.068

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	132	113	119	123
TP	27	42	45	68
FP	105	71	74	55
FN	93	78	75	52
Se (x100)	0.2456	0.3500	0.3750	0.5667
+P (x100)	0.1972	0.3717	0.3782	0.5528
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.238±0.069	0.148±0.022	0.147±0.032	0.145±0.023
Error rel. medio (x100)	0.6111	0.1317	0.1695	0.0818
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.230±0.151	0.153±0.050	0.172±0.082	0.150±0.043

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	108	109	113	120
TP	26	48	55	-
FP	82	61	58	-
FN	94	72	65	-
Se (x100)	0.1842	0.4000	0.4583	-
+P (x100)	0.1981	0.4404	0.4867	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.151±0.024	0.154±0.028	0.144±0.025	0.153±0.032
Error rel. medio (x100)	0.1436	0.1543	0.1461	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.184±0.097	0.143±0.035	0.154±0.047	0.158±0.054

Tabla D.3b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO_04V.mat

Umbral= 2.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	218	228	225	216
TP	84	139	186	204
FP	134	89	39	12
FN	141	92	45	27
Se (x100)	0.3733	0.6017	0.8052	0.8831
+P (x100)	0.3853	0.6096	0.8267	0.9444
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.305±0.036	0.275±0.046	0.274±0.039	0.238±0.060
Error rel. medio (x100)	0.1271	0.0967	0.0458	0.1539
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.288±0.095	0.284±0.07	0.287±0.06	0.276±0.058

Umbral= 2.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	223	225	227	228
TP	112	213	209	221
FP	108	12	18	7
FN	121	18	16	10
Se (x100)	0.4807	0.9221	0.9289	0.9567
+P (x100)	0.5091	0.9467	0.9207	0.9693
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.258±0.054	0.261±0.050	0.272±0.050	0.280±0.029
Error rel. medio (x100)	0.1132	0.0807	0.0474	0.0165
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.261±0.083	0.285±0.054	0.286±0.051	0.284±0.043

Umbral= 2.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	203	219	220	231
TP	89	204	203	-
FP	114	15	17	-
FN	144	27	28	-
Se (x100)	0.3820	0.8831	0.9111	-
+P (x100)	0.4384	0.9315	0.9234	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.208±0.061	0.256±0.054	0.255±0.056	0.284±0.029
Error rel. medio (x100)	0.266	0.1007	0.1057	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.247±0.085	0.281±0.059	0.283±0.052	0.287±0.040

Tabla D.4: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2,5 segundos.

REGISTRO 05M.mat

Umbral= 2 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	247	256	254	235
TP	183	218	213	173
FP	64	38	41	62
FN	75	40	45	85
Se (x100)	0.7093	0.8450	0.8256	0.6705
+P (x100)	0.7409	0.8516	0.8386	0.7362
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.322±0.031	0.321±0.038	0.297±0.057	0.221±0.091
Error rel. medio (x100)	0.0696	0.0238	0.0864	0.3188
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.322±0.070	0.327±0.066	0.311±0.061	0.311±0.081

Umbral= 2 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	245	245	241	249
TP	186	201	194	233
FP	59	44	47	16
FN	72	57	64	25
Se (x100)	0.7209	0.7791	0.7519	0.9031
+P (x100)	0.7592	0.8204	0.8050	0.9357
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.254±0.073	0.267±0.096	0.258±0.083	0.308±0.063
Error rel. medio (x100)	0.2051	0.1857	0.1997	0.0556
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.310±0.040	0.320±0.074	0.319±0.080	0.324±0.071

Umbral= 2 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	227	244	250	258
TP	191	206	209	-
FP	36	38	41	-
FN	67	52	49	-
Se (x100)	0.7403	0.7984	0.8101	-
+P (x100)	0.8414	0.8443	0.8360	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.209±0.096	0.270±0.093	0.271±0.087	0.322±0.039
Error rel. medio (x100)	0.3392	0.1759	0.1594	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.305±0.134	0.318±0.072	0.325±0.067	0.330±0.062

Tabla D.5: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2 segundos.

REGISTRO_06M.mat

Umbral= 2 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	240	257	250	253
TP	132	182	134	210
FP	108	75	116	43
FN	129	79	127	51
Se (x100)	0.5057	0.6973	0.5134	0.8046
+P (x100)	0.5500	0.7082	0.5360	0.8300
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.330±0.036	0.303±0.070	0.263±0.074	0.246±0.087
Error rel. medio (x100)	0.2450	0.1188	0.2223	0.1777
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.366±0.077	0.328±0.071	0.327±0.078	0.326±0.071

Umbral= 2 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	236	250	222	237
TP	126	213	161	196
FP	110	37	54	41
FN	135	48	100	65
Se (x100)	0.4828	0.8161	0.6169	0.7510
+P (x100)	0.5339	0.8520	0.7488	0.8270
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.241±0.074	0.243±0.089	0.194±0.079	0.237±0.070
Error rel. medio (x100)	0.2593	0.1858	0.3416	0.1952
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.3175±0.089	0.322±0.070	0.297±0.092	0.308±0.082

Umbral= 2 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	218	251	238	261
TP	113	216	191	-
FP	105	35	47	-
FN	148	45	70	-
Se (x100)	0.4330	0.8276	0.7318	-
+P (x100)	0.5183	0.8606	0.8025	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.195±0.070	0.255±0.084	0.214±0.083	0.287±0.066
Error rel. medio (x100)	0.3304	0.1699	0.2585	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.302±0.078	0.323±0.069	0.320±0.085	0.329±0.056

Tabla D.6: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2 segundos.

REGISTRO 07M.mat

Umbral= 2.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	149	154	150	153
TP	97	111	126	132
FP	52	43	24	18
FN	56	42	27	21
Se (x100)	0.6340	0.7255	0.8235	0.8627
+P (x100)	0.6510	0.7208	0.8400	0.8800
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.320±0.050	0.179±0.039	0.178±0.036	0.176±0.034
Error rel. medio (x100)	0.8873	0.0488	0.0322	0.0463
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.249±0.097	0.210±0.075	0.200±0.061	0.199±0.061

Umbral= 2.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	186	152	162	152
TP	62	136	120	139
FP	124	16	42	13
FN	91	17	33	14
Se (x100)	0.4052	0.8889	0.7843	0.9085
+P (x100)	0.3333	0.8947	0.7407	0.9145
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.209±0.046	0.176±0.034	0.178±0.031	0.182±0.026
Error rel. medio (x100)	0.2045	0.0405	0.0465	0.0256
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.287±0.074	0.201±0.062	0.224±0.079	0.215±0.063

Umbral= 2.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	158	157	153	153
TP	99	131	89	-
FP	59	19	64	-
FN	54	22	64	-
Se (x100)	0.6471	0.8562	0.5817	-
+P (x100)	0.6266	0.8733	0.5817	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.180±0.025	0.176±0.033	0.170±0.035	0.178±0.035
Error rel. medio (x100)	0.0404	0.0520	0.0768	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.216±0.063	0.199±0.062	0.218±0.094	0.201±0.055

Tabla D.7: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2,5 segundos.

REGISTRO_08V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 3 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	224	153	130	135
TP	44	63	71	81
FP	180	90	59	54
FN	92	73	65	55
Se (x100)	0.3235	0.4632	0.5221	0.5956
+P (x100)	0.1964	0.4118	0.5462	0.6000
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.3225±0.039	0.165±0.053	0.160±0.035	0.150±0.023
Error rel. medio (x100)	1.0660	0.2461	0.1907	0.1177
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.299±0.112	0.216±0.065	0.178±0.070	0.183±0.066

Umbral= 3 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	177	135	131	144
TP	71	90	69	75
FP	106	45	62	69
FN	65	46	67	61
Se (x100)	0.5221	0.6618	0.5074	0.5515
+P (x100)	0.4011	0.6667	0.5267	0.5208
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.205±0.058	0.151±0.024	0.146±0.022	0.150±0.022
Error rel. medio (x100)	0.4998	0.1269	0.1146	0.1086
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.245±0.089	0.183±0.0665	0.181±0.100	0.205±0.081

Umbral= 3 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	138	136	136	136
TP	69	88	57	-
FP	69	48	79	-
FN	67	48	79	-
Se (x100)	0.5074	0.6471	0.4191	-
+P (x100)	0.5000	0.6471	0.4191	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.153±0.032	0.151±0.016	0.147±0.025	0.143±0.023
Error rel. medio (x100)	0.1544	0.0582	0.1072	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.188±0.072	0.185±0.055	0.192±0.081	0.184±0.058

Tabla D.8a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3 segundos.

REGISTRO_08V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 3 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	224	153	130	135
TP	44	63	71	81
FP	180	90	59	54
FN	89	70	62	52
Se (x100)	0.3308	0,4737	0,5338	0,6090
+P (x100)	0.1964	0,4118	0,5462	0,6000
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.323±0.039	0.165±0.053	0.160±0.035	0.1500±0.023
Error rel. medio (x100)	1.3141	0.2461	0.1907	0.1177
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.220±0.106	0.164±0.064	0.174±0.069	0.174±0.065

Umbral= 3 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	177	135	131	144
TP	71	90	69	75
FP	106	45	62	69
FN	62	43	64	58
Se (x100)	0,5338	0,6767	0,5188	0,5639
+P (x100)	0,4011	0,6667	0,5267	0,5208
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.205±0.059	0.151±0.024	0.146±0.022	0.150±0.022
Error rel. medio (x100)	0.4998	0.1269	0.1146	0.1086
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.238±0.082	0.174±0.065	0.186±0.099	0.192±0.080

Umbral= 3 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	138	136	136	133
TP	69	88	57	-
FP	69	48	79	-
FN	64	45	76	-
Se (x100)	0,5188	0,6617	0,4286	-
+P (x100)	0,5000	0,6471	0,4191	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.153±0.032	0.151±0.024	0.147±0.025	0.143±0.023
Error rel. medio (x100)	0.1544	0.1286	0.1072	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.180±0.071	0.162±0.053	0.190±0.083	0.177±0.059

Tabla D.8b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3 segundos.

REGISTRO_09V.mat

Umbral= 2 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	260	260	262	240
TP	174	185	201	193
FP	86	75	60	47
FN	89	78	62	70
Se (x100)	0.6616	0.7034	0.7643	0.7338
+P (x100)	0.6692	0.7115	0.7701	0.8042
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.315±0.028	0.308±0.046	0.316±0.044	0.258±0.080
Error rel. medio (x100)	0.0738	0.0629	0.0559	0.2112
Freq 2mean (Hz)±(σ)	0.327±0.057	0.327±0.058	0.332±0.063	0.310±0.073

Umbral= 2 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	248	256	237	248
TP	92	219	173	220
FP	156	37	64	28
FN	171	44	90	43
Se (x100)	0.3498	0.8327	0.6578	0.8365
+P (x100)	0.3710	0.8555	0.7300	0.8871
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.267±0.063	0.299±0.055	0.241±0.081	0.296±0.051
Error rel. medio (x100)	0.1936	0.0882	0.2390	0.0915
Freq 2mean (Hz)±(σ)	0.302±0.118	0.322±0.061	0.314±0.081	0.314±0.077

Umbral= 2 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	231	253	253	263
TP	99	214	183	-
FP	132	39	70	-
FN	164	49	80	-
Se (x100)	0.3764	0.8137	0.6958	-
+P (x100)	0.4286	0.8458	0.7233	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.219±0.072	0.289±0.062	0.271±0.073	0.315±0.030
Error rel. medio (x100)	0.3387	0.1098	0.1478	-
Freq 2mean (Hz)±(σ)	0.307±0.090	0.320±0.059	0.319±0.059	0.326±0.042

Tabla D.9: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2 segundos.

REGISTRO 10V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	137	112	108	111
TP	24	31	23	43
FP	113	81	85	68
FN	84	77	85	65
Se (x100)	0.2222	0.2870	0.2130	0.3981
+P (x100)	0.1752	0.2768	0.2130	0.3874
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.234±0.089	0.166±0.065	0.149±0.050	0.144±0.036
Error rel. medio (x100)	0.7739	0.3926	0.3397	0.3236
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.184±0.116	0.151±0.072	0.149±0.062	0.149±0.075

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	114	108	105	106
TP	41	41	43	34
FP	73	67	62	72
FN	67	67	65	74
Se (x100)	0.3796	0.3796	0.3981	0.3148
+P (x100)	0.3596	0.3796	0.4095	0.3208
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.189±0.057	0.148±0.036	0.139±0.041	0.140±0.044
Error rel. medio (x100)	0.6441	0.3420	0.3544	0.3338
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.152±0.083	0.146±0.077	0.146±0.091	0.144±0.082

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	102	107	106	108
TP	29	44	36	-
FP	73	63	70	-
FN	79	64	72	-
Se (x100)	0.2685	0.4074	0.3333	-
+P (x100)	0.2843	0.4112	0.3396	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.132±0.037	0.146±0.036	0.148±0.053	0.129±0.035
Error rel. medio (x100)	0.2719	0.3392	0.4303	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.135±0.065	0.144±0.078	0.150±0.098	0.143±0.074

Tabla D.10a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO 10V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	132	124	125	119
TP	24	32	29	45
FP	108	92	96	74
FN	102	94	97	81
Se (x100)	0,1905	0,2540	0,2302	0,3571
+P (x100)	0,1818	0,2581	0,2320	0,3782
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.320±0.033	0.181±0.065	0.170±0.049	0.163±0.030
Error rel. medio (x100)	1.2724	0.3443	0.3214	0.2348
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.143±0.106	0.174±0.075	0.170±0.060	0.165±0.072

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	127	123	125	130
TP	43	44	40	39
FP	84	78	85	92
FN	83	72	86	87
Se (x100)	0.3413	0.3492	0.3175	0.3095
+P (x100)	0.3386	0.3577	0.3200	0.2977
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.197±0.056	0.163±0.028	0.165±0.039	0.169±0.046
Error rel. medio (x100)	0.4400	0.2306	0.2739	0.3033
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.185±0.071	0.169±0.071	0.181±0.090	0.181±0.078

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	108	118	125	126
TP	40	42	34	-
FP	68	76	81	-
FN	86	84	92	-
Se (x100)	0.3175	0.3333	0.2698	-
+P (x100)	0.3704	0.3559	0.2957	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.148±0.038	0.164±0.030	0.174±0.043	0.148±0.031
Error rel. medio (x100)	0.2735	0.2390	0.3298	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.145±0.055	0.163±0.075	0.185±0.091	0.177±0.054

Tabla D.10b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO 11M.mat

Umbral= 2.4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	248	234	223	206
TP	175	198	182	151
FP	73	36	41	55
FN	58	35	51	82
Se (x100)	0.7511	0.8498	0.7811	0.6481
+P (x100)	0.7056	0.8462	0.8161	0.7330
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.324±0.032	0.296±0.031	0.264±0.061	0.207±0.071
Error rel. medio (x100)	0.1917	0.1024	0.1261	0.2950
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.314±0.079	0.299±0.062	0.289±0.061	0.278±0.088

Umbral= 2.4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	233	221	211	225
TP	123	168	118	160
FP	110	53	93	65
FN	110	65	115	73
Se (x100)	0.5279	0.7210	0.5064	0.6867
+P (x100)	0.5279	0.7602	0.5592	0.7111
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.269±0.064	0.222±0.074	0.227±0.073	0.251±0.068
Error rel. medio (x100)	0.2116	0.2537	0.2757	0.1732
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.307±0.070	0.2908±0.082	0.287±0.082	0.285±0.064

Umbral= 2.4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	186	217	223	233
TP	115	168	181	-
FP	71	49	42	-
FN	118	65	52	-
Se (x100)	0.4936	0.7210	0.7768	-
+P (x100)	0.6183	0.7742	0.8117	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.165±0.070	0.222±0.075	0.246±0.069	0.284±0.040
Error rel. medio (x100)	0.4429	0.2625	0.1888	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.264±0.092	0.285±0.070	0.288±0.056	0.296±0.048

Tabla D.11: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2,4 segundos.

REGISTRO 12V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	141	130	132	119
TP	35	64	69	65
FP	106	66	63	54
FN	87	58	53	57
Se (x100)	0.2869	0.5246	0.5656	0.5328
+P (x100)	0.2482	0.4923	0.5227	0.5462
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.277±0.038	0.173±0.035	0.171±0.033	0.142±0.016
Error rel. medio (x100)	1.3073	0.3412	0.2791	0.2024
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.186±0.083	0.179±0.078	0.185±0.066	0.158±0.054

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	129	118	129	111
TP	52	69	37	59
FP	77	49	92	52
FN	70	53	85	63
Se (x100)	0.4262	0.5656	0.3033	0.4836
+P (x100)	0.4031	0.5847	0.2868	0.5315
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.176±0.034	0.141±0.018	0.158±0.034	0.154±0.020
Error rel. medio (x100)	0.5916	0.2223	0.3556	0.2559
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.175±0.074	0.162±0.075	0.181±0.056	0.151±0.032

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	116	116	117	122
TP	61	61	48	-
FP	55	55	69	-
FN	61	61	74	-
Se (x100)	0.5000	0.5000	0.3934	-
+P (x100)	0.5259	0.5259	0.4103	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.152±0.020	0.142±0.019	0.150±0.018	0.141±0.017
Error rel. medio (x100)	0.2379	0.2294	0.2380	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.096±0.063	0.153±0.039	0.169±0.088	0.170±0.065

Tabla D.12a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO 12V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 4 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	114	123	123	133
TP	35	63	64	65
FP	79	60	59	68
FN	91	63	62	61
Se (x100)	0.2778	0.5000	0.5079	0.5159
+P (x100)	0.3070	0.5122	0.5203	0.4887
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.318±0.037	0.182±0.044	0.174±0.044	0.149±0.030
Error rel. medio (x100)	1.3073	0.3412	0.2791	0.2024
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.144±0.095	0.177±0.093	0.174±0.079	0.160±0.066

Umbral= 4 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	135	115	116	139
TP	50	70	30	66
FP	85	45	86	73
FN	75	56	96	60
Se (x100)	0.4000	0.5556	0.2381	0.5238
+P (x100)	0.3704	0.6087	0.2586	0.4748
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.210±0.055	0.153±0.031	0.174±0.055	0.163±0.036
Error rel. medio (x100)	0.5916	0.2223	0.3556	0.2559
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.188±0.083	0.160±0.083	0.164±0.066	0.164±0.073

Umbral= 4 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	124	112	122	126
TP	61	61	41	-
FP	63	51	81	-
FN	65	65	85	-
Se (x100)	0.4841	0.4841	0.3254	-
+P (x100)	0.4919	0.5446	0.3361	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.154±0.034	0.155±0.031	0.158±0.044	0.144±0.032
Error rel. medio (x100)	0.2379	0.2294	0.2380	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.173±0.074	0.145±0.046	0.179±0.093	0.173±0.072

Tabla D.12b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 4 segundos.

REGISTRO 13V.mat

Umbral= 2.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	253	185	190	179
TP	65	141	141	131
FP	188	44	49	48
FN	120	44	44	54
Se (x100)	0.3514	0.7622	0.7622	0.7081
+P (x100)	0.2569	0.7622	0.7421	0.7318
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.303±0.033	0.217±0.039	0.221±0.041	0.181±0.036
Error rel. medio (x100)	0.4303	0.0714	0.0720	0.1852
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.333±0.152	0.237±0.070	0.242±0.079	0.236±0.066

Umbral= 2.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	203	179	178	182
TP	75	150	132	160
FP	128	29	46	22
FN	110	35	53	25
Se (x100)	0.4054	0.8108	0.7135	0.8649
+P (x100)	0.3695	0.8380	0.7416	0.8791
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.238±0.046	0.189±0.038	0.191±0.042	0.212±0.033
Error rel. medio (x100)	0.1876	0.1607	0.1275	0.0423
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.291±0.086	0.236±0.063	0.236±0.067	0.231±0.057

Umbral= 2.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	172	181	172	185
TP	63	148	126	-
FP	109	33	46	-
FN	122	37	59	-
Se (x100)	0.3405	0.8000	0.6811	-
+P (x100)	0.3663	0.8177	0.7326	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.201±0.031	0.189±0.037	0.195±0.036	0.218±0.034
Error rel. medio (x100)	0.1337	0.1551	0.116	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.229±0.069	0.236±0.060	0.228±0.060	0.236±0.047

Tabla D.13: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2,5 segundos.

REGISTRO 14V.mat

Umbral= 2 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	252	245	245	189
TP	234	211	219	133
FP	18	34	26	56
FN	12	35	27	113
Se (x100)	0.9512	0.8577	0.8902	0.5407
+P (x100)	0.9286	0.8612	0.8939	0.7037
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.309±0.030	0.289±0.044	0.283±0.046	0.155±0.045
Error rel. medio (x100)	0.0745	0.0645	0.0534	0.4596
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.316±0.048	0.308±0.052	0.306±0.048	0.269±0.105

Umbral= 2 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	241	210	222	241
TP	147	160	163	224
FP	94	50	59	17
FN	99	86	83	22
Se (x100)	0.5976	0.6504	0.6626	0.9106
+P (x100)	0.6100	0.7619	0.7342	0.9295
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.284±0.051	0.180±0.069	0.207±0.069	0.289±0.041
Error rel. medio (x100)	0.1148	0.3801	0.2929	0.0576
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.310±0.092	0.284±0.083	0.293±0.076	0.302±0.049

Umbral= 2 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	219	209	233	246
TP	149	153	202	-
FP	70	56	31	-
FN	97	93	44	-
Se (x100)	0.6057	0.6220	0.8211	-
+P (x100)	0.6804	0.7321	0.8670	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.207±0.069	0.184±0.072	0.249±0.066	0.293±0.035
Error rel. medio (x100)	0.2950	0.3665	0.1518	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.294±0.101	0.286±0.085	0.300±0.061	0.307±0.046

Tabla D.14: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2 segundos.

REGISTRO 15V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 3.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	141	99	101	97
TP	20	33	37	16
FP	121	66	64	82
FN	75	63	59	80
Se (x100)	0.2105	0.3438	0.3854	0.1667
+P (x100)	0.1418	0.3333	0.3663	0.1649
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.150±0.001	0.118±0.033	0.124±0.030	0.121±0.033
Error rel. medio (x100)	1.8070	0.5575	0.6324	0.6109
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.254±0.092	0.137±0.038	0.141±0.083	0.146±0.081

Umbral= 3.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	118	93	90	92
TP	42	16	35	33
FP	76	77	55	59
FN	54	80	61	63
Se (x100)	0.4375	0.1667	0.3646	0.3438
+P (x100)	0.3559	0.1720	0.3889	0.3587
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.124±0.030	0.120±0.034	0.134±0.031	0.1292±0.033
Error rel. medio (x100)	0.6285	0.6377	0.4353	0.3775
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.170±0.068	0.135±0.091	0.123±0.082	0.134±0.071

Umbral= 3.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	82	97	93	96
TP	17	17	22	-
FP	65	80	71	-
FN	79	79	74	-
Se (x100)	0.1771	0.1771	0.2292	-
+P (x100)	0.2073	0.1753	0.2366	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.137±0.028	0.123±0.033	0.156±0.033	0.130±0.032
Error rel. medio (x100)	0.4639	0.6131	0.5068	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.082±0.074	0.144±0.082	0.143±0.076	0.134±0.064

Tabla D.15a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3,5 segundos.

REGISTRO 15V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 3.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	109	123	135	124
TP	20	47	53	28
FP	89	76	82	97
FN	121	94	88	113
Se (x100)	0.1418	0.3333	0.3759	0.1986
+P (x100)	0.1835	0.3821	0.3926	0.2240
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.327±0.032	0.157±0.029	0.155±0.022	0.196±0.078
Error rel. medio (x100)	1.1995	0.1687	0.1734	0.4165
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.178±0.096	0.167±0.049	0.157±0.095	0.187±0.099

Umbral= 3.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	140	120	127	145
TP	51	30	42	57
FP	89	90	85	88
FN	90	111	99	84
Se (x100)	0.3617	0.2128	0.2979	0.4043
+P (x100)	0.3643	0.2500	0.3307	0.3931
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.207±0.068	0.195±0.074	0.157±0.046	0.166±0.043
Error rel. medio (x100)	0.4876	0.4157	0.3006	0.2514
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.203±0.084	0.187±0.1042	0.185±0.090	0.190±0.079

Umbral= 3.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	116	112	138	141
TP	31	29	39	-
FP	85	83	99	-
FN	110	112	102	-
Se (x100)	0.2199	0.2057	0.2766	-
+P (x100)	0.2672	0.2589	0.2826	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.152±0.049	0.201±0.079	0.177±0.065	0.152±0.031
Error rel. medio (x100)	0.2775	0.4538	0.3575	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.167±0.080	0.174±0.093	0.205±0.088	0.192±0.070

Tabla D.15b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3,5 segundos.

REGISTRO 16V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.07 a 0.25 Hz)

Umbral= 3.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	142	115	118	97
TP	17	48	40	59
FP	125	77	78	38
FN	87	54	64	45
Se (x100)	0.1635	0.4706	0.3846	0.5673
+P (x100)	0.1197	0.3840	0.3390	0.6082
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.150±0.001	0.122±0.027	0.124±0.027	0.120±0.028
Error rel. medio (x100)	1.2559	0.3006	0.3842	0.3988
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.185±0.69	0.158±0.079	0.161±0.084	0.134±0.072

Umbral= 3.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	127	99	99	106
TP	47	61	42	50
FP	80	38	57	56
FN	57	43	62	54
Se (x100)	0.4519	0.5865	0.4038	0.4808
+P (x100)	0.3701	0.6162	0.4242	0.4717
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.120±0.023	0.120±0.028	0.129±0.027	0.123±0.028
Error rel. medio (x100)	0.5490	0.4086	0.3453	0.3072
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.172±0.068	0.139±0.072	0.139±0.056	0.149±0.048

Umbral= 3.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	112	96	98	104
TP	38	60	49	-
FP	74	36	49	-
FN	66	44	55	-
Se (x100)	0.3654	0.5769	0.4712	-
+P (x100)	0.3393	0.6250	0.5000	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.130±0.024	0.120±0.028	0.128±0.027	0.136±0.023
Error rel. medio (x100)	0.3487	0.4134	0.3157	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.155±0.065	0.130±0.053	0.140±0.076	0.140±0.051

Tabla D.16a: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3,5 segundos.

REGISTRO 16V.mat (filtrado paso banda freq. paso 0.10 a 0.40 Hz)

Umbral= 3.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	100	141	131	138
TP	18	60	69	79
FP	82	81	62	59
FN	128	86	77	67
Se (x100)	0.1233	0.4110	0.4726	0.5411
+P (x100)	0.1800	0.4255	0.5267	0.5725
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.315±0.037	0.177±0.051	0.173±0.032	0.169±0.029
Error rel. medio (x100)	1.1565	0.2462	0.2100	0.2131
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.164±0.086	0.177±0.086	0.186±0.096	0.187±0.076

Umbral= 3.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	156	136	126	139
TP	49	82	58	91
FP	107	54	68	48
FN	97	64	88	55
Se (x100)	0.3356	0.5616	0.3973	0.6233
+P (x100)	0.3141	0.6029	0.4603	0.6547
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.201±0.043	0.168±0.029	0.159±0.029	0.166±0.027
Error rel. medio (x100)	0.3964	0.2114	0.1770	0.1784
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.214±0.075	0.185±0.081	0.177±0.063	0.170±0.053

Umbral= 3.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	145	129	130	146
TP	52	81	55	-
FP	93	48	75	-
FN	94	65	91	-
Se (x100)	0.3562	0.5548	0.3767	-
+P (x100)	0.3586	0.6279	0.4231	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.178±0.046	0.167±0.030	0.160±0.030	0.147±0.033
Error rel. medio (x100)	0.2979	0.2148	0.1953	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.201±0.072	0.174±0.058	0.190±0.085	0.194±0.054

Tabla D.16b: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en casa instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 3,5 segundos.

REGISTRO 17V.mat

Umbral= 2.5 segs	Señal ECG-filt-DR	Señal R-DR	Señal RS-DR	Señal HRV-iif-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	255	187	171	175
TP	73	116	123	130
FP	182	71	48	45
FN	101	58	51	44
Se (x100)	0.4195	0.6667	0.7069	0.7471
+P (x100)	0.2863	0.6203	0.7193	0.7429
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.299±0.050	0.212±0.029	0.209±0.024	0.193±0.027
Error rel. medio (x100)	0.4602	0.0481	0.0244	0.0861
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.3516±0.101	0.227±0.062	0.227±0.070	0.225±0.056

Umbral= 2.5 segs	Señal PPG-filt-DR	Señal PPGV-DR	Señal PPG(AM)-DR	Señal PTT(PPG)-DR
Time Window (seg)	1	1	1	1
Resp. Detectadas	189	174	171	169
TP	53	154	132	152
FP	136	20	39	17
FN	121	20	42	22
Se (x100)	0.3046	0.8851	0.7586	0.8736
+P (x100)	0.2804	0.8851	0.7719	0.8994
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.211±0.038	0.206±0.025	0.206±0.025	0.207±0.026
Error rel. medio (x100)	0.1560	0.0293	0.0242	0.0214
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.258±0.084	0.222±0.050	0.220±0.046	0.212±0.037

Umbral= 2.5 segs	Señal BP-filt-DR	Señal BPV-DR	Señal BP(AM)-DR	Señal RES
Time Window (seg)	1	1	1	-
Resp. Detectadas	168	173	171	174
TP	68	149	137	-
FP	100	24	34	-
FN	106	25	37	-
Se (x100)	0.3908	0.8563	0.7874	-
+P (x100)	0.4048	0.8613	0.8012	-
Freq 1 (Hz) ± (σ)	0.195±0.031	0.204±0.028	0.208±0.024	0.209±0.024
Error rel. medio (x100)	0.0819	0.0400	0.0261	-
Freq 2(Hz) ± (σ)	0.154±0.077	0.221±0.051	0.222±0.049	0.220±0.041

Tabla D.17: Se puede ver el número de respiraciones detectadas, TP, FP, FN, Se, +P, el valor medio de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante (Freq 1) y de la frecuencia instantánea en cada ciclo respiratorio (Freq 2) en Hz con sus desviaciones típicas y el error relativo medio cometido en la detección de la frecuencia respiratoria instantánea en cada instante para cada una de las Señales Respiratorias Derivadas (DR) para un umbral de detección de ciclos respiratorios de 2,5 segundos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] L. Jin, J. Jie. Detection of respiratory rhythm from photoplethysmography signal using morphological operators. Xi'an Jiatong University. 2009.
- [2] Krieger B., Feinerman D., Zaron A., Bizousky F.; Continuous Noninvasive Monitoring of Respiratory Rate in Critically Ill Patients; *Chest* / 90 / 5 / November, 1986, pp632-634.
- [3] Browning I.B., D'Alonzo G.E., Tobin M.J.; Importance of Respiratory Rate as Indicator of Respiratory Dysfunction in Patients with Cystic Fibrosis; *Chest*, ppi 317-1321. 1990.
- [4] Gravelyn T.R., Weg J.G.; Respiratory Rate as an Indicator of Acute Respiratory Dysfunction; *JAMA*, Sept 5, 1980 - Vol 244, No.10, pp1123-1125.
- [5] J. Felblinger and C. Boesch. Amplitude demodulation of the electrocardiogram signal (ECG) for respiration monitoring and compensation during MR examinations. *Magn-Reson-Med*, 38(1):129-36, July 1997.
- [6] G. B. Moody, R. G. Mark, A. Zoccola, and S. Mantero. Derivation of Respiratory Signals from Multi-Lead ECGs. In *Computers in Cardiology Proceedings*, volume 12, pages 113-116, 1985.
- [7] A. Travaglini, C. Lamberti, J. DeBie and M. Ferri. Respiratory Signal Derived from Eight-lead ECG. In *Computers in Cardiology Proceedings*, volume 25, pages 65-68, 1998
- [8] L. Zhao, S. Reisman and T. Findly. Derivation of Respiration from Electrocardiogram during heart Rate Variability Studies. In *Computers in Cardiology Proceedings*, pages 53-56, 1994.
- [9] L. Mason, L. Tarassenko. Thesis: "Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring". *Department of Engineering Science, University of Oxford*. Trinity College, Michaelmas 2002.
- [10] D. Sánchez Morillo. Tesis Doctoral: "PROCESADO Y TRANSMISIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS PARA EL DIAGNÓSTICO DE TRASTORNOS Y ENFERMEDADES DEL SUEÑO". Wilhelm Stork. Febrero 2008, pág. 46.
- [11] B. Frey and W. Butt. Pulse Oximetry for assessment of pulsus paradoxus: a clinical study in children. *Intensive Care Med*, 24-242-246, 1998
- [12] T. V. hartert, A. P. Wheeler and J R Sheller. Use of Pulse Oximetry to Recognize Severity of Airflow Obstruction in Obstructive Airway Disease. *Chest*, 115:475-481, 1999.
- [13] L. Sörnmo, P. Laguna. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. *Elsevier*, Ch. 6 and following, 2005
- [14] W. Einthoven, G. Fahr, and A. de Waart. On the direction and manifest size of the variations of the potential in the human heart on the from of the electrocardiogram. *Pfluger's Arch. F. d. ges. Physiol.*, 50:275-315,1913.

- [15] M. J. Hayes, P. R. Smith and D. M. Barnett. Quantitative Investigation of Artefact in Photophlethysmography and Pulse Oximetry for Respiratory Exercise Testing. In *Proceedings of the 7th International Symposium on Computer-aided Noninvasive Vascular Diagnostics*, 1997.
- [16] T. V. Hartert, A. P Wheeler, and J R Sheller. Use of Pulse Oximetry to Recognize Severity of Airflow Obstruction in Obstructive Airway Disease. *Chest*, 115:475-481, 1999.
- [17] D. W. Steele, R. O. Wright, C. M. Lee, and G. D. Jay. Continuous Noninvasive Determination of Pulsus Paradoxus: A Pilot Study. *Academic Emergency Medicine*, 210):894-900, October 1995.
- [18] B. Frey and W. Butt. Pulse Oximetry for assessment of pulsus paradoxus: a clinical study in children. *Intensive Care Med*, 24:242-246, 1998.
- [19] A. Johansson. Photoplethysmography in Multiparameter Monitoring of Cardiorespiratory Function. *Institute of Technology. Linköpings Universitet*. 2000
- [20] I. Constant, D. Laude, I. Murat, and J. L. A. D. Elghozi. Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability. *Clinical Science*, 97(4):391-7, October 1999.
- [21] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ecg delineator: Evaluation on standard databases." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, 2004.
- [22] Ugnell H. Photoplethysmographic heart and respiratory rate monitoring using photoplethysmography. Thesis no. 386, Department of Biomedical Engineering, Linköping University, Sweden. 1995
- [23] T. Ma and Y. T. Zhang. A Correlation Study on the Variabilities in Pulse Transit Time, Blood Pressure, and heart Rate Recorded Simultaneously from Healthy Subjects. *Joint Research Centre for Biomedical Engineering*. The Chinese University of Hong Kong. 2005
- [24] C. C.Y. Poon, Y. T. Zhang, Fellow, IEEE, G. Wong, W. S. Poon, "The beat-to-beat relationship between pulse transit time and systolic blood pressure". *Joint Research Center for Biomedical Engineering (JCBME)*. Department of Electronic Engineering, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong SAR. 2008.
- [25] C. P. Chua, C. Heneghan. Pulse transit time-derived respiratory parameters and their variability across sleep stages. *IEEE*. 2005.
- [26] J. Y. A. Foo, C. L. Parsley, S. J. Wilson, G. R. Williams, M. Harris, D. M. Cooper. Relations between Physiologic Parameters and Pulse Transit Time during Loaded Breathing. *School of Information Technology and Electrical Engineering, The University of Queensland, Brisbane. Department of Respiratory and Sleep Medicine, Mater Misericordiae Children's Hospital, Brisbane*. 2005.
- [27] A. Porta, C. Gasperi, G. Nollo, D. Lucini, R. Antolini, M. Pagani. Sequence Analysis of Pulse Transit Time and Systolic Blood Pressure during Dynamic Exercise. *DiSP LITA di Vialba, Università degli Studi di Milano, Milan, Italy. Unità de Medicina Telematica, Università degli Studi di Milano, Milan*. 2005.

- [28] E. Gil Herrando, J. M. Vergara Ugarriza, P. Laguna Lasaosa. Comparación entre la variabilidad del tiempo de tránsito del pulso y la variabilidad del ritmo cardíaco durante descensos en la amplitud de las fluctuaciones de la señal fotopletismográfica. *Grupo de Tecnologías de la Comunicación, I3A, Universidad de Zaragoza, España. Unidad de Sueño, Hospital Infantil Miguel Servet, Zaragoza, España. 2008.*
- [29] L. G. Lindberg, H. Ugnell, and P. A. Oberg. Monitoring of respiratory and heart rates using a fibre-optic sensor. *Medical Biological Engineering Computing*, 30:533-537, 1992.
- [30] K. Nakajima, T. Tammura and H. Mike. Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique. *Departmen of Electrical and Electronic Engineering, Yamaguchi University. Vol. 18. No. 5., pp. 365-372, 1996.*
- [31] E. Gil, R. Bailón, J. M. Vergara and P. Laguna. PTT Variability for Discrimination of Sleep Apnea Related Decreases in the Amplitude Fluctuations of PPG Signal in Children. *IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 57, No. 5. 2010.*
- [32] R. W. DeBoer, J. M. Karemaker, and J. Strackee. Comparing Spectra of a series of point events particularly for heart rate variability data. *IEEE Trans. Biomed. Eng*, 31:384-387, 1984.
- [33] L. Sörnmo and P. Laguna, Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, ser. ISBN: 0-12-437552-9. Academic Press, Elsevier, 2005.
- [34] V. Monasterio Bazán. PFC: "Aplicación y evaluación de un detector automático de los periodos de atenuación de la señal Fotopletismográfica en registros reales". Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones. Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones. Noviembre 2005.
- [35] 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, doi:10.1016/j.bspc.2007.12.002.2008.*
- [36] J. Mateo and P. Laguna. Analysis of Heart Rate Variability in the Presence of Ectopic Beats Using the Heart Timing Signal. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 334.343, 2003.
- [37] Merri M, Farden D C, Mottley J G & Titlebaum E L (1990). Sampling frequency of the electrocardiogram for spectral analysis of the heart rate variability, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering* 37 : 99.105.
- [38] S. R. Dumpala, S. N. Reddy, and S. K. Sarna. An algorithm for the detection of peaks in biological signals. *Computer Programs in Biomedicine*, 14(3):249-256, Junio 1982.
- [39] M. D. Revow, S. J. England, and H. O'Beirne. Robust computer algorithm for detecting breaths in noisy ventilator waveforms from infants. *Medical Biological Engineering Computing*, 24(6):609-615, Noviembre 1986.
- [40] C. L. Mason and L. Tarassenko. Quantitative Assessment of Respiratory Derivation Algorithms. In *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, volumen 2, páginas 1993-2001*, Octubre 2001.