

Anexos

Anexo I. Estudio del modelo IPFM

La señal de entrada al modelo IPFM, $1 + m(t)$, donde $m(t)$ representa la señal moduladora con información del sistema nervioso autónomo, la cual se está interesado en estimar, se integra hasta alcanzar un umbral T en el instante de tiempo t_k , generando un evento que representa la ocurrencia de un latido y se resetea el integrador [44]. El diagrama de bloques del modelo IPFM quedó representado en la figura 5.

La señal moduladora $m(t)$ es causal, $m(t) = 0$ si $t < 0$, de banda limitada, media nula y amplitud mucho menor que la unidad, $m(t) \ll 1$. Fijamos el umbral T como el valor medio de los intervalos RR (distancia entre ondas R de latidos cardiacos consecutivos) en el periodo de tiempo analizado, cuya inversa define el ritmo cardiaco medio, $HRM(t)$, expresado en Hz.

La salida del comparador es un tren de deltas de amplitud unitaria situadas en los instantes de ocurrencia de cada latido, t_k , y representa la denominada serie de eventos, $d_c(t)$,

$$d_c(t) = \sum_{k=0}^{K_c-1} \delta(t - t_k) \quad (I.1)$$

con K_c el número de latidos.

Asumiendo que el primer latido ocurre en el instante $t = 0$, la serie de los instantes de ocurrencia de los latidos puede generarse mediante el modelo IPFM como,

$$k = \int_0^{t_k} \frac{1+m(\tau)}{T} d\tau, \quad (I.2)$$

donde k y t_k representan el orden y el instante de ocurrencia, respectivamente, del latido k -ésimo [9]. El término $HR(t) = (1 + m(t))/T$ representa el ritmo cardiaco instantáneo, (HR, heart rate) expresado en Hz, $1/T$ el ritmo cardiaco medio, (HRM, heart rate mean) en Hz y $HRV(t) = m(t)/T$ la variabilidad del ritmo cardiaco, HRV, en Hz.

El modelo IPFM puede generalizarse a tiempo continuo, reescribiendo I.2 como [45]

$$\kappa = \int_0^t \frac{1+m(\tau)}{T} d\tau \quad (I.3)$$

donde $\kappa(t)$ es la función índice continua tal que $\kappa(t_k) = k$.

La figura I.1 muestra una señal moduladora $m(t)$ simulada, la función índice $\kappa(t)$ y la serie de eventos $d_c(t)$.

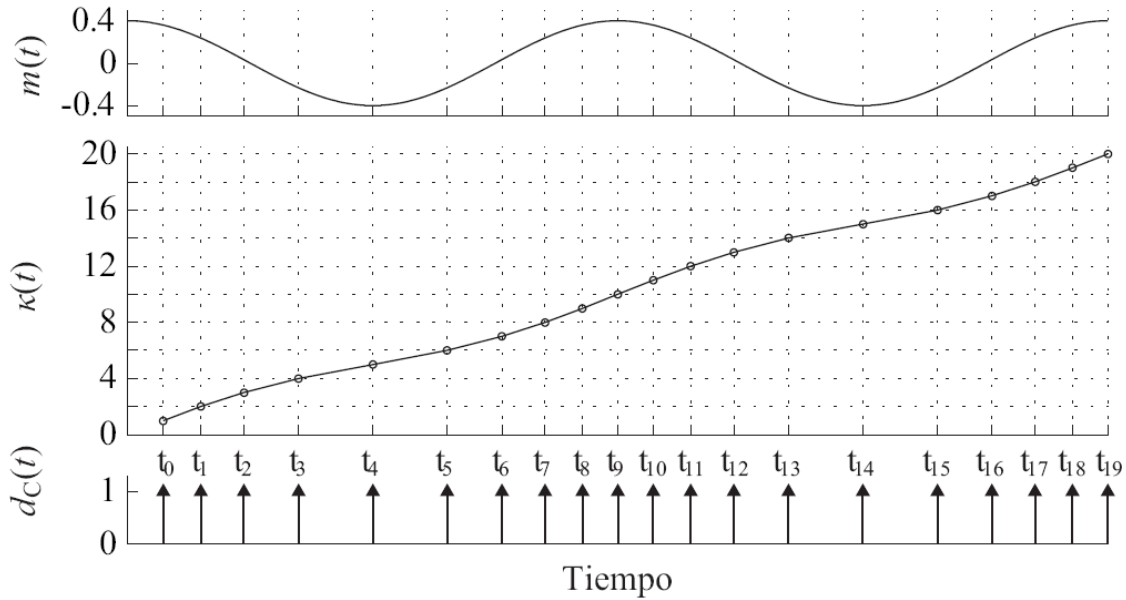


Figura I.1 (Arriba) Señal moduladora $m(t)$. (Medio) Función índice $\kappa(t)$. (Abajo) Serie de eventos $d_c(t)$.

En la práctica, debido a que en realidad el ritmo cardíaco medio $1/T$ varía significativamente durante la prueba, definimos una señal de ritmo cardíaco variante en el tiempo, $HRM(t)$, como el ritmo cardíaco instantáneo $HR(t)$ filtrado paso bajo con una frecuencia de corte de $F_c=0.03$ Hz, que es menor que el límite inferior de la banda de LF (0.04 Hz). Finalmente, calculamos la señal de variabilidad del ritmo cardíaco como,

$$HRV(t) = HR(t) - HRM(t) \quad (I.4)$$

Por otra parte, la presencia de latidos ectópicos corrompe la señal de HRV, particularmente su densidad espectral de potencia. Para su corrección basada en el modelo IPFM, en primer lugar se presenta un método de detección de anomalías. El criterio establecido para detectar los latidos anómalos se basa en que la variación del ritmo cardíaco instantáneo, HR , debida a latidos provenientes del nodo SA está acotada por estar la señal moduladora $m(t)$ limitada en banda. Se impone un umbral a la variación del HR de forma que si supera el umbral se detecta una anomalía. Posteriormente, se evalúa qué latido de los que intervienen es con mayor probabilidad el causante de la anomalía. Por último, las anomalías debidas a latidos ectópicos o complejos QRS no detectados pueden corregirse mediante el modelo IPFM, permitiendo que la función índice discreta $\kappa(t_k)$ o continua $\kappa(t)$ sea un número real no entero para $t = t_k$. Para una descripción más profunda sobre el método de detección y corrección de anomalías ver [46].

Anexo II. Estudio simulación determinista completo

Anexo II.1 Simulaciones de una exponencial sin ruido

En la primera simulación como todos los parámetros de nuestra señal son constantes no sería necesaria la aplicación de ningún tipo de ventana, ya que la señal ya es de por sí estacionaria. Sin embargo sí que va a ser muy importante la resolución frecuencial que utilicemos, ya que dependiendo del error cometido en la estimación frecuencial, cometeremos un error grande en la estimación de amplitud:

Simulación LF-AC		
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)		
N	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)
1024	1,5625 $\pm$ 0,0000	78,3373 $\pm$ 0,0000
2048	0,3906 $\pm$ 0,0000	19,1361 $\pm$ 0,0000
4026	0,3906 $\pm$ 0,0000	19,1361 $\pm$ 0,0000
8192	0,0977 $\pm$ 0,0000	1,2665 $\pm$ 0,0000
16284	0,0977 $\pm$ 0,0000	1,2665 $\pm$ 0,0000
32768	0,0244 $\pm$ 0,0000	0,0794 $\pm$ 0,0000
65536	0,0244 $\pm$ 0,0000	0,0794 $\pm$ 0,0000
131072	0,0061 $\pm$ 0,0000	0,0050 $\pm$ 0,0000
262144	0,0061 $\pm$ 0,0000	0,0050 $\pm$ 0,0000
524288	0,0015 $\pm$ 0,0000	0,0003 $\pm$ 0,0000
1048576	0,0015 $\pm$ 0,0000	0,0003 $\pm$ 0,0000
2097152	0,0004 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
4194304	0,0004 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000

Tabla II.1 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación LF-AC sin ruido y sin inventanar

Como podemos observar en los primeros valores se obtiene un error de estimación de la amplitud elevado, debido a que en la estimación de la amplitud intervienen exponenciales complejas utilizando la frecuencia estimada, lo que produce un error que en este caso inicial es muy grande ya que tenemos muchas muestras de señal. Se puede observar que si aumentamos el valor de N (número de puntos con el que realizamos la FFT), cada vez se obtiene mejor estimación de frecuencia y por tanto de amplitud.

Otra posible solución sería inventanar la señal, de manera que al tener un menor número de muestras en la estimación se acumula menor error. En la tabla II.2 se puede ver que para un valor de N=1024 y N=2048 se obtiene una gran mejora para diferentes ventanas.

Simulación LF-AC					
Sin ruido en la señal HRV ($SNR = \infty$)					
K_f	K_A	N = 1024 puntos		N = 2048 puntos	
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)
24	24	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,2360 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0148 $\pm$ 0,0000
10	10	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0422 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0026 $\pm$ 0,0000
8	8	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0273 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0017 $\pm$ 0,0000
5	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
1	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0006 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
8	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
10	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
16	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
24	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
32	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
40	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
48	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0001 $\pm$ 0,0000
56	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0110 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0007 $\pm$ 0,0000
16	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0006 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
24	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0006 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
32	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0006 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
40	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0006 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000
48	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,0001 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,0000 $\pm$ 0,0000

Tabla II.2 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación LF-AC sin ruido y enventanando

Como puede observarse la estimación en frecuencia no depende de la ventana frecuencial, sino únicamente de la resolución que tengamos (número de puntos de la FFT). Sin embargo para la estimación en amplitud cuanto menor es la ventana de amplitud mejor estimación se obtiene.

Vamos a introducir variabilidad en alguno de los parámetros para comprobar qué efecto produce. El primer caso que tratamos es la variación lineal de amplitud manteniendo constante la frecuencia con una señal de una única exponencial.

Como muestra la tabla II.3, cuanto mayor es el tamaño de la ventana con la que estimamos la amplitud, peores resultados obtenemos ya que estamos cogiendo una ventana en la que nuestra suposición de amplitud constante no se cumple. Por otro lado para la estimación de la frecuencia no influye la ventana sino el número de puntos que usamos para la FFT (como ya vimos antes), además cuanto mayor es el tamaño de ventana para la estimación de frecuencia (manteniendo constante la ventana de amplitud) mejoramos ligeramente la estimación de amplitud en media, aunque la desviación estándar se incrementa en valores muy pequeños.

Cabe destacar que al aumentar N hasta un valor de 8192 los resultados en amplitud son muy similares a los de 1024 (mejora algo en media y empeora en desviación), obteniendo mejora únicamente en la estimación de la frecuencia (coincidiendo el error frecuencial con los resultados obtenidos para la estimación frecuencial de la primera tabla en la que variábamos N).

Simulación LF-AV					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
K_f	K_A	N = 1024 puntos		N = 2048 puntos	
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)
24	24	1,5625 $\pm$ 0,0000	2,9394 $\pm$ 2,2348	0,3906 $\pm$ 0,0000	2,8384 $\pm$ 2,3692
10	10	1,5625 $\pm$ 0,0000	1,1925 $\pm$ 0,9581	0,3906 $\pm$ 0,0000	1,1735 $\pm$ 0,9819
8	8	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,9501 $\pm$ 0,7696	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,9377 $\pm$ 0,7849
5	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5901 $\pm$ 0,4839	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5850 $\pm$ 0,4901
1	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1170 $\pm$ 0,0976	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1167 $\pm$ 0,0979
8	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5900 $\pm$ 0,4850	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5848 $\pm$ 0,4912
10	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5898 $\pm$ 0,4857	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5847 $\pm$ 0,4919
16	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5894 $\pm$ 0,4880	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5842 $\pm$ 0,4941
24	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5887 $\pm$ 0,4909	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5833 $\pm$ 0,4971
32	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5877 $\pm$ 0,4939	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5822 $\pm$ 0,5001
40	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5865 $\pm$ 0,4969	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5809 $\pm$ 0,5030
48	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5851 $\pm$ 0,4998	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5793 $\pm$ 0,5060
56	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5833 $\pm$ 0,5028	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5775 $\pm$ 0,5088
16	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1168 $\pm$ 0,0987	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1165 $\pm$ 0,0990
24	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1166 $\pm$ 0,0993	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1163 $\pm$ 0,0996
32	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1164 $\pm$ 0,0999	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1161 $\pm$ 0,1002
40	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1161 $\pm$ 0,1005	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1158 $\pm$ 0,1008
48	1	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,1158 $\pm$ 0,1010	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,1155 $\pm$ 0,1014

Tabla II.3 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación LF-AV sin ruido

A continuación se muestran los cambios que produce una frecuencia linealmente variante, primero con amplitud constante y luego variable:

Simulación HF-AC					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
K_f	K_A	N = 1024 puntos		N = 2048 puntos	
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	0,2808 $\pm$ 0,3097	16,0014 $\pm$ 17,2351	0,1769 $\pm$ 0,3018	15,9347 $\pm$ 17,1718
10	10	0,2874 $\pm$ 0,3399	0,6232 $\pm$ 0,7314	0,1816 $\pm$ 0,3294	0,6061 $\pm$ 0,7068
8	8	0,2882 $\pm$ 0,3427	0,2654 $\pm$ 0,3135	0,1825 $\pm$ 0,3341	0,2546 $\pm$ 0,2971
5	5	0,2894 $\pm$ 0,3447	0,0459 $\pm$ 0,0552	0,1829 $\pm$ 0,3375	0,0415 $\pm$ 0,0487
1	1	0,2900 $\pm$ 0,3441	0,0004 $\pm$ 0,0004	0,1832 $\pm$ 0,3371	0,0002 $\pm$ 0,0002
8	5	0,2882 $\pm$ 0,3427	0,0455 $\pm$ 0,0549	0,1825 $\pm$ 0,3341	0,0412 $\pm$ 0,0485
10	5	0,2874 $\pm$ 0,3399	0,0453 $\pm$ 0,0547	0,1816 $\pm$ 0,3294	0,0410 $\pm$ 0,0484
16	5	0,2838 $\pm$ 0,3192	0,0447 $\pm$ 0,0541	0,1802 $\pm$ 0,3217	0,0403 $\pm$ 0,0478
24	5	0,2808 $\pm$ 0,3097	0,0438 $\pm$ 0,0534	0,1769 $\pm$ 0,3018	0,0396 $\pm$ 0,0472
32	5	0,2746 $\pm$ 0,2856	0,0435 $\pm$ 0,0534	0,1716 $\pm$ 0,2737	0,0392 $\pm$ 0,0469
40	5	0,2671 $\pm$ 0,2534	0,0437 $\pm$ 0,0541	0,1647 $\pm$ 0,2412	0,0395 $\pm$ 0,0485
48	5	0,2630 $\pm$ 0,2392	0,0443 $\pm$ 0,0579	0,1609 $\pm$ 0,2221	0,0404 $\pm$ 0,0533
56	5	1,5625 $\pm$ 0,0000	0,5833 $\pm$ 0,5028	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5775 $\pm$ 0,5088
16	1	0,2838 $\pm$ 0,3192	0,0004 $\pm$ 0,0005	0,1802 $\pm$ 0,3217	0,0002 $\pm$ 0,0002
24	1	0,2808 $\pm$ 0,3097	0,0004 $\pm$ 0,0005	0,1769 $\pm$ 0,3018	0,0002 $\pm$ 0,0004
32	1	0,2746 $\pm$ 0,2856	0,0005 $\pm$ 0,0011	0,1716 $\pm$ 0,2737	0,0002 $\pm$ 0,0008
40	1	0,2671 $\pm$ 0,2534	0,0006 $\pm$ 0,0014	0,1647 $\pm$ 0,2412	0,0003 $\pm$ 0,0015
48	1	0,2630 $\pm$ 0,2392	0,0001 $\pm$ 0,0024	0,1609 $\pm$ 0,2221	0,0001 $\pm$ 0,0022

Tabla II.4 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación HF-AC sin ruido

En este caso de frecuencia variable no podemos escoger ventanas muy grandes ni muy pequeñas para la estimación frecuencial, ya que si la ventana frecuencial es demasiado grande tendremos mucha variación frecuencial (la frecuencia HF es variable) y si es muy pequeña perdemos resolución. En este caso los mejores resultados se dan para ventana frecuencial entre 16 y 48 segundos.

En cuanto al error en amplitud, además de depender de la estimación frecuencial, cuanto menor sea la ventana obtenemos mejores resultados ya que, aunque la amplitud sea constante, se realizan menor número de productos.

Para amplitud y frecuencia linealmente variante obtenemos:

Simulación HF-AV					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
K_f	K_A	N = 1024 puntos		N = 2048 puntos	
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	0,2804 $\pm$ 0,3094	16,3224 $\pm$ 16,3635	0,1765 $\pm$ 0,3008	16,2550 $\pm$ 16,2829
10	10	0,2871 $\pm$ 0,3388	1,0084 $\pm$ 0,5682	0,1816 $\pm$ 0,3291	0,9954 $\pm$ 0,5422
8	8	0,2882 $\pm$ 0,3427	0,7621 $\pm$ 0,4222	0,1824 $\pm$ 0,3339	0,7560 $\pm$ 0,4160
5	5	0,2894 $\pm$ 0,3447	0,5536 $\pm$ 0,1868	0,1829 $\pm$ 0,3375	0,5542 $\pm$ 0,1826
1	1	0,2900 $\pm$ 0,3441	0,1165 $\pm$ 0,0368	0,1832 $\pm$ 0,3371	0,1165 $\pm$ 0,0367
8	5	0,2882 $\pm$ 0,3427	0,5546 $\pm$ 0,1870	0,1824 $\pm$ 0,3339	0,5553 $\pm$ 0,1829
10	5	0,2871 $\pm$ 0,3388	0,5556 $\pm$ 0,1873	0,1816 $\pm$ 0,3291	0,5559 $\pm$ 0,1831
16	5	0,2836 $\pm$ 0,3192	0,5575 $\pm$ 0,1878	0,1802 $\pm$ 0,3221	0,5582 $\pm$ 0,1837
24	5	0,2804 $\pm$ 0,3094	0,5607 $\pm$ 0,1886	0,1765 $\pm$ 0,3008	0,5611 $\pm$ 0,1847
32	5	0,2738 $\pm$ 0,2834	0,5637 $\pm$ 0,1899	0,1714 $\pm$ 0,2712	0,5641 $\pm$ 0,1863
40	5	0,2666 $\pm$ 0,2498	0,5668 $\pm$ 0,1925	0,1661 $\pm$ 0,2377	0,5671 $\pm$ 0,1889
48	5	0, 7679 $\pm$ 1,2506	0,5370 $\pm$ 0,2102	0,7348 $\pm$ 1,3599	0,5376 $\pm$ 0,2016
56	5	0,9010 $\pm$ 1,3641	0,4866 $\pm$ 0,2578	0,8214 $\pm$ 1,3957	0,4797 $\pm$ 0,2607
16	1	0,2836 $\pm$ 0,3192	0,1171 $\pm$ 0,0371	0,1802 $\pm$ 0,3221	0,1171 $\pm$ 0,0370
24	1	0,2804 $\pm$ 0,3094	0,1174 $\pm$ 0,0372	0,1765 $\pm$ 0,3008	0,1174 $\pm$ 0,0372
32	1	0,2738 $\pm$ 0,2834	0,1176 $\pm$ 0,0374	0,1714 $\pm$ 0,2712	0,1176 $\pm$ 0,0373
40	1	0,2666 $\pm$ 0,2498	0,1178 $\pm$ 0,0376	0,1661 $\pm$ 0,2377	0,1178 $\pm$ 0,0375
48	1	0, 7679 $\pm$ 1,2506	0,1050 $\pm$ 0,0428	0,7348 $\pm$ 1,3599	0,1037 $\pm$ 0,0436

Tabla II.4 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación HF-AV sin ruido

En frecuencia y respecto al número de puntos de la FFT obtenemos las mismas conclusiones que con HF-AC.

En cuanto a la amplitud, crece la importancia de una ventana pequeña. Ya que como la amplitud es variable, cuanto menor sea la ventana mayor estacionariedad tendremos. Sin embargo, cuando la ventana de amplitud es muy pequeña, al aumentar la ventana frecuencial aunque se mejora la estimación de la frecuencia, empeora muy ligeramente la estimación de amplitud. Esto puede ser debido a que la estimación de frecuencia que se produce en la ventana frecuencial, que es más grande que la de amplitud, difiere de las frecuencias que realmente tenemos en la ventana que utilizamos para estimar la amplitud. Sin embargo para una ventana de amplitud algo mayor (5 segundos) las frecuencias que tenemos en la ventana son mucho más parecidas a las estimadas, por lo que se obtienen mejoras en la estimación de amplitud al aumentar la ventana de estimación frecuencial.

Anexo II.2 Simulaciones de suma de dos exponenciales sin ruido

Ahora vamos a ver las simulaciones referentes a la suma de dos exponenciales de acuerdo a la forma en que modelamos la señal HRV (2.1), que es nuestro objetivo final:

Simulación FL-AC					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
N = 1024 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	1,7917 $\pm$ 0,3557	1,3101 $\pm$ 1,1585	0,3394 $\pm$ 0,3579	15,9765 $\pm$ 17,2252
10	10	4,1066 $\pm$ 3,1962	1,1688 $\pm$ 1,7544	1,0487 $\pm$ 1,1458	1,4159 $\pm$ 1,9596
8	8	5,7735 $\pm$ 6,0174	1,4195 $\pm$ 3,8898	1,4454 $\pm$ 1,9312	1,4350 $\pm$ 3,4529
5	5	19,5768 $\pm$ 25,2375	3,7112 $\pm$ 7,5270	5,3621 $\pm$ 8,8421	6,0905 $\pm$ 16,6312
1	1	99,1603 $\pm$ 7,7917	34,9559 $\pm$ 26,1296	43,4258 $\pm$ 20,4848	39,4473 $\pm$ 28,5429
8	5	5,7735 $\pm$ 6,0174	1,2073 $\pm$ 3,5827	1,4454 $\pm$ 1,9312	1,1935 $\pm$ 4,0483
10	5	4,1066 $\pm$ 3,1962	0,8917 $\pm$ 1,5284	1,0487 $\pm$ 1,1458	0,8221 $\pm$ 1,4940
16	5	2,0841 $\pm$ 0,9597	0,4795 $\pm$ 0,6795	0,4829 $\pm$ 0,4937	0,3500 $\pm$ 0,5439
24	5	1,7917 $\pm$ 0,3557	0,3812 $\pm$ 0,4434	0,3394 $\pm$ 0,3579	0,2513 $\pm$ 0,2367
32	5	1,7089 $\pm$ 0,3049	0,3560 $\pm$ 0,3810	0,2918 $\pm$ 0,2993	0,2366 $\pm$ 0,2234
40	5	1,6299 $\pm$ 0,2194	0,3463 $\pm$ 0,3533	0,2725 $\pm$ 0,2581	0,2256 $\pm$ 0,2101
48	5	1,5873 $\pm$ 0,1369	0,3995 $\pm$ 0,6131	0,4547 $\pm$ 0,8910	0,2806 $\pm$ 0,4104
56	5	1,5690 $\pm$ 0,0708	0,5923 $\pm$ 0,9450	0,9223 $\pm$ 1,3942	0,5018 $\pm$ 0,7416
16	1	2,0841 $\pm$ 0,9597	0,6069 $\pm$ 0,8049	0,4829 $\pm$ 0,4937	0,6219 $\pm$ 0,8045
24	1	1,7917 $\pm$ 0,3557	0,4684 $\pm$ 0,4561	0,3394 $\pm$ 0,3579	0,4602 $\pm$ 0,4700
32	1	1,7089 $\pm$ 0,3049	0,4331 $\pm$ 0,3837	0,2918 $\pm$ 0,2993	0,4217 $\pm$ 0,3800
40	1	1,6299 $\pm$ 0,2194	0,4082 $\pm$ 0,3511	0,2725 $\pm$ 0,2581	0,3905 $\pm$ 0,3437
48	1	1,5873 $\pm$ 0,1369	0,5261 $\pm$ 0,7915	0,4547 $\pm$ 0,8910	0,5549 $\pm$ 0,9314
N = 2048 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	0,7698 $\pm$ 0,6422	1,2820 $\pm$ 1,1499	0,2628 $\pm$ 0,3392	15,9715 $\pm$ 17,1970
10	10	3,8623 $\pm$ 3,3403	1,1555 $\pm$ 1,7425	1,0340 $\pm$ 1,1300	1,3913 $\pm$ 1,9268
8	8	5,5762 $\pm$ 6,1249	1,4115 $\pm$ 3,9081	1,4263 $\pm$ 1,9337	1,4198 $\pm$ 3,4542
5	5	19,5058 $\pm$ 25,3159	3,6987 $\pm$ 7,4755	5,3646 $\pm$ 8,8475	6,0633 $\pm$ 16,6023
1	1	99,1727 $\pm$ 7,7730	34,9777 $\pm$ 26,1404	43,4384 $\pm$ 20,4924	39,4745 $\pm$ 28,6317
8	5	5,5762 $\pm$ 6,1249	1,1907 $\pm$ 3,5727	1,4263 $\pm$ 1,9337	1,1671 $\pm$ 4,0347
10	5	3,8623 $\pm$ 3,3403	0,8781 $\pm$ 1,5077	1,0340 $\pm$ 1,1300	0,7997 $\pm$ 1,4936
16	5	1,4990 $\pm$ 1,2789	0,4695 $\pm$ 0,6639	0,4458 $\pm$ 0,4836	0,2916 $\pm$ 0,5265
24	5	0,7698 $\pm$ 0,6422	0,3650 $\pm$ 0,4048	0,2628 $\pm$ 0,3392	0,1457 $\pm$ 0,2107
32	5	0,5066 $\pm$ 0,3551	0,3451 $\pm$ 0,3408	0,1995 $\pm$ 0,2844	0,1018 $\pm$ 0,1272
40	5	0,4231 $\pm$ 0,1922	0,3296 $\pm$ 0,3168	0,1797 $\pm$ 0,2484	0,0886 $\pm$ 0,1017
48	5	0,3963 $\pm$ 0,0813	0,3797 $\pm$ 0,5381	0,3565 $\pm$ 0,8826	0,1287 $\pm$ 0,2832
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,5853 $\pm$ 0,9544	0,8340 $\pm$ 1,4093	0,3799 $\pm$ 0,7564
16	1	1,4990 $\pm$ 1,2789	0,4957 $\pm$ 0,7925	0,4458 $\pm$ 0,4836	0,4979 $\pm$ 0,7993
24	1	0,7698 $\pm$ 0,6422	0,2872 $\pm$ 0,4302	0,2628 $\pm$ 0,3392	0,2888 $\pm$ 0,4387
32	1	0,5066 $\pm$ 0,3551	0,2031 $\pm$ 0,2440	0,1995 $\pm$ 0,2844	0,2075 $\pm$ 0,2472
40	1	0,4231 $\pm$ 0,1922	0,1810 $\pm$ 0,2030	0,1797 $\pm$ 0,2484	0,1782 $\pm$ 0,1910
48	1	0,3963 $\pm$ 0,0813	0,3017 $\pm$ 0,7414	0,3565 $\pm$ 0,8826	0,3428 $\pm$ 0,9032

Tabla II.5 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FL-AC sin ruido

Según los resultados vemos que si escogemos un tamaño de ventana frecuencial pequeño se obtienen errores muy grandes en frecuencia lo que repercute en la estimación de

amplitud. Esto es debido a que al no cumplir la condición de la separación frecuencial (2.11, 2.12) no se tiene suficiente resolución frecuencial como para separar los dos picos en el periodograma, eso provoca que una de las dos frecuencias no se pueda estimar en alguna de las ventanas. Por otro lado cuanto más grande sea la ventana se obtienen mejores resultados para la frecuencia LF ya que es constante, sin embargo para la frecuencia HF que es variable, llega un valor para el cual la estimación empieza a empeorar. Por tanto el valor óptimo se escoge en el valor a partir del cual la frecuencia HF empieza a empeorar, en este caso 40 segundos.

En cuanto a la amplitud, cuando ambas son constantes, su estimación depende de lo bien que estimemos las frecuencias y del número de multiplicaciones que realicemos. Como vemos para la amplitud de la componente LF se obtienen los mejores resultados para el tamaño menor de ventana de amplitud, sin embargo para la de HF el valor óptimo se obtiene para un tamaño algo mayor.

En este caso se ve clara la ventaja del uso de 2 tamaños distintos de ventana, ya que para amplitud es preferible un tamaño de ventana pequeño, mientras que para frecuencia no podemos utilizar un tamaño de ventana pequeño debido a las restricciones de resolución frecuencial.

Si introducimos variabilidad lineal en la amplitud se obtienen los resultados de la tabla II.6. Como se puede observar en los resultados la estimación de frecuencia prácticamente no varía al introducir variabilidad en la amplitud, mientras que para la estimación de amplitud ya no hay dudas de la ventaja de usar una ventana pequeña, ya que cuanto mayor sea la ventana de amplitud peor se cumplirá la suposición de estacionariedad para el parámetro a estimar.

La combinación óptima de ventanas para todos los parámetros es [40,1].

Simulación FL-AV					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
N = 1024 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	1,8106 $\pm$ 0,3638	3,2585 $\pm$ 2,6264	0,3376 $\pm$ 0,3571	16,3176 $\pm$ 16,3534
10	10	4,3958 $\pm$ 3,2316	1,8657 $\pm$ 1,9616	1,0165 $\pm$ 1,1452	1,6967 $\pm$ 1,9486
8	8	6,2555 $\pm$ 6,0938	1,8972 $\pm$ 3,8823	1,3894 $\pm$ 1,9341	1,6365 $\pm$ 3,4182
5	5	21,0119 $\pm$ 25,2186	3,9685 $\pm$ 7,5909	5,0866 $\pm$ 8,4798	6,2032 $\pm$ 16,3903
1	1	98,4692 $\pm$ 10,6934	32,4225 $\pm$ 24,6622	38,2088 $\pm$ 22,1397	35,6045 $\pm$ 27,7729
8	5	6,2555 $\pm$ 6,0938	1,4457 $\pm$ 3,5394	1,3894 $\pm$ 1,9341	1,3683 $\pm$ 3,9836
10	5	4,3958 $\pm$ 3,2316	1,2354 $\pm$ 1,5782	1,0165 $\pm$ 1,1452	1,0949 $\pm$ 1,5168
16	5	2,1024 $\pm$ 0,9769	0,8290 $\pm$ 0,8033	0,4700 $\pm$ 0,4885	0,6960 $\pm$ 0,4941
24	5	1,8106 $\pm$ 0,3638	0,7326 $\pm$ 0,6812	0,3376 $\pm$ 0,3571	0,5905 $\pm$ 0,3323
32	5	1,7344 $\pm$ 0,3237	0,7141 $\pm$ 0,6436	0,2914 $\pm$ 0,2991	0,5869 $\pm$ 0,3116
40	5	1,6487 $\pm$ 0,2449	0,7141 $\pm$ 0,6216	0,2716 $\pm$ 0,2554	0,5861 $\pm$ 0,3064
48	5	1,5891 $\pm$ 0,1418	0,7798 $\pm$ 0,8500	0,6802 $\pm$ 1,2087	0,5645 $\pm$ 0,3144
56	5	1,5699 $\pm$ 0,0758	0,8415 $\pm$ 0,9731	0,9016 $\pm$ 1,3613	0,5170 $\pm$ 0,3220
16	1	2,1024 $\pm$ 0,9769	0,6444 $\pm$ 0,8123	0,4700 $\pm$ 0,4885	0,6087 $\pm$ 0,8074
24	1	1,8106 $\pm$ 0,3638	0,4995 $\pm$ 0,4682	0,3376 $\pm$ 0,3571	0,4518 $\pm$ 0,4673
32	1	1,7344 $\pm$ 0,3237	0,4614 $\pm$ 0,4076	0,2914 $\pm$ 0,2991	0,4145 $\pm$ 0,3823
40	1	1,6487 $\pm$ 0,2449	0,4333 $\pm$ 0,3808	0,2716 $\pm$ 0,2554	0,3807 $\pm$ 0,3426
48	1	1,5891 $\pm$ 0,1418	0,8349 $\pm$ 1,4640	0,6802 $\pm$ 1,2087	0,7421 $\pm$ 1,2267

N = 2048 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n (\%)$	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n (\%)$	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n (\%)$	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n (\%)$
24	24	0,8066 $\pm$ 0,6596	3,2226 $\pm$ 2,6779	0,2574 $\pm$ 0,3392	16,2817 $\pm$ 16,2977
10	10	4,2113 $\pm$ 3,4012	1,8599 $\pm$ 1,9590	0,9975 $\pm$ 1,1300	1,6848 $\pm$ 1,9309
8	8	6,0879 $\pm$ 6,2128	1,8900 $\pm$ 3,9144	1,3683 $\pm$ 1,9337	1,6322 $\pm$ 3,4497
5	5	20,9942 $\pm$ 25,3283	3,9707 $\pm$ 7,6295	5,0869 $\pm$ 8,8475	6,1943 $\pm$ 16,3892
1	1	98,5001 $\pm$ 10,6029	32,4234 $\pm$ 24,6719	38,2096 $\pm$ 20,4924	35,5808 $\pm$ 27,7419
8	5	6,0879 $\pm$ 6,2128	1,4322 $\pm$ 3,6259	1,3683 $\pm$ 1,9337	1,3616 $\pm$ 4,0505
10	5	4,2113 $\pm$ 3,4012	1,2277 $\pm$ 1,5624	0,9975 $\pm$ 1,1300	1,0956 $\pm$ 1,5140
16	5	1,6247 $\pm$ 1,3101	0,8210 $\pm$ 0,7925	0,4344 $\pm$ 0,4836	0,6943 $\pm$ 0,4629
24	5	0,8066 $\pm$ 0,6596	0,7202 $\pm$ 0,6677	0,2574 $\pm$ 0,3392	0,5828 $\pm$ 0,2811
32	5	0,5472 $\pm$ 0,4032	0,6955 $\pm$ 0,6378	0,1980 $\pm$ 0,2844	0,5671 $\pm$ 0,2352
40	5	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,6905 $\pm$ 0,6134	0,1798 $\pm$ 0,2484	0,5649 $\pm$ 0,2204
48	5	0,3963 $\pm$ 0,0813	0,7750 $\pm$ 0,8665	0,6142 $\pm$ 1,2675	0,5419 $\pm$ 0,2409
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,8158 $\pm$ 0,9512	0,8264 $\pm$ 1,4093	0,4945 $\pm$ 0,2554
16	1	1,6247 $\pm$ 1,3101	0,5545 $\pm$ 0,7992	0,4344 $\pm$ 0,4836	0,5025 $\pm$ 0,8061
24	1	0,8066 $\pm$ 0,6596	0,3434 $\pm$ 0,4282	0,2574 $\pm$ 0,3392	0,2907 $\pm$ 0,4207
32	1	0,5472 $\pm$ 0,4032	0,2720 $\pm$ 0,2713	0,1980 $\pm$ 0,2844	0,2203 $\pm$ 0,2276
40	1	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,2532 $\pm$ 0,2542	0,1798 $\pm$ 0,2484	0,1993 $\pm$ 0,1857
48	1	0,3963 $\pm$ 0,0813	0,7158 $\pm$ 1,5127	0,6142 $\pm$ 1,2675	0,5951 $\pm$ 1,2678

Tabla II.6 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FL-AV sin ruido

Ahora vamos a tratar un caso más real haciendo coincidir la componente frecuencial de HF con la frecuencia respiratoria, de manera que la variación será distinta a la que hasta ahora hemos contemplado.

En primer lugar realizaremos la estimación directa de todos los parámetros para poder comparar con los resultados al incluir la frecuencia de la componente HF como conocida.

No voy a introducir los resultados de FR-AC ya que las conclusiones que se extraen son similares a las de FR-AV, por tanto únicamente mostramos los valores obtenidos en FR-AV.

Como puede verse en la tabla II.7, los errores de estimación obtenidos son similares a los obtenidos cuando la frecuencia HF era lineal, manteniéndose las mismas conclusiones que obtuvimos en ese caso.

En cuanto a la ventana de amplitud sigue siendo preferible una ventana de amplitud más pequeña debido a la variabilidad de la amplitud.

Simulación FR-AV (sin conocimiento de la frecuencia respiratoria)					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
N = 1024 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	1,8372 $\pm$ 0,3731	3,4672 $\pm$ 1,9945	0,3098 $\pm$ 0,2417	5,6380 $\pm$ 5,2881
10	10	4,2194 $\pm$ 2,9475	1,4365 $\pm$ 0,8946	0,8755 $\pm$ 0,6783	1,2542 $\pm$ 0,7119
8	8	8,1864 $\pm$ 5,6472	2,7583 $\pm$ 2,8043	1,8984 $\pm$ 1,5833	2,8956 $\pm$ 2,7657
5	5	18,7015 $\pm$ 22,9282	4,1072 $\pm$ 8,2827	4,3723 $\pm$ 7,5322	4,4542 $\pm$ 12,6818
1	1	98,2925 $\pm$ 11,0923	35,2606 $\pm$ 27,2530	42,1964 $\pm$ 23,3419	45,2879 $\pm$ 26,8829
8	5	8,1864 $\pm$ 5,6472	1,6619 $\pm$ 1,9175	1,8984 $\pm$ 1,5833	1,6927 $\pm$ 1,9506
10	5	4,2194 $\pm$ 2,9475	0,8085 $\pm$ 0,5509	0,8755 $\pm$ 0,6783	0,6578 $\pm$ 0,4300
16	5	2,4441 $\pm$ 1,3057	0,8095 $\pm$ 0,4728	0,5522 $\pm$ 0,4163	0,7031 $\pm$ 0,3645
24	5	1,8372 $\pm$ 0,3731	0,7593 $\pm$ 0,4663	0,3098 $\pm$ 0,2417	0,7253 $\pm$ 0,3347
32	5	1,7510 $\pm$ 0,3343	0,7250 $\pm$ 0,4282	0,2763 $\pm$ 0,2007	0,6627 $\pm$ 0,2944
40	5	1,6852 $\pm$ 0,2843	0,7323 $\pm$ 0,4531	0,2849 $\pm$ 0,2117	0,6872 $\pm$ 0,3194
48	5	1,6183 $\pm$ 0,2012	0,7366 $\pm$ 0,4650	0,3304 $\pm$ 0,2605	0,6758 $\pm$ 0,3059
56	5	1,5630 $\pm$ 0,0206	0,7567 $\pm$ 0,5127	0,3923 $\pm$ 0,3247	0,6691 $\pm$ 0,3128
16	1	2,4441 $\pm$ 1,3057	0,8876 $\pm$ 0,8059	0,5522 $\pm$ 0,4163	0,8355 $\pm$ 0,7851
24	1	1,8372 $\pm$ 0,3731	0,5692 $\pm$ 0,3856	0,3098 $\pm$ 0,2417	0,5148 $\pm$ 0,3830
32	1	1,7510 $\pm$ 0,3343	0,5605 $\pm$ 0,3668	0,2763 $\pm$ 0,2007	0,5063 $\pm$ 0,3565
40	1	1,6852 $\pm$ 0,2843	0,5413 $\pm$ 0,3791	0,2849 $\pm$ 0,2117	0,4959 $\pm$ 0,3590
48	1	1,6183 $\pm$ 0,2012	0,5636 $\pm$ 0,4256	0,3304 $\pm$ 0,2605	0,5353 $\pm$ 0,3956
N = 2048 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	0,9697 $\pm$ 0,7226	3,4246 $\pm$ 2,0842	0,2486 $\pm$ 0,1866	5,5626 $\pm$ 5,0913
10	10	4,0220 $\pm$ 3,0931	1,4217 $\pm$ 0,8928	0,8526 $\pm$ 0,6623	1,2410 $\pm$ 0,7115
8	8	8,0556 $\pm$ 5,7226	2,7320 $\pm$ 2,7882	1,8836 $\pm$ 1,5701	2,8838 $\pm$ 2,7421
5	5	18,6144 $\pm$ 22,9577	4,0934 $\pm$ 8,2800	4,3621 $\pm$ 7,5371	4,4505 $\pm$ 12,7090
1	1	98,2858 $\pm$ 11,0700	35,2672 $\pm$ 27,2439	42,1757 $\pm$ 23,3503	45,2385 $\pm$ 26,8524
8	5	8,0556 $\pm$ 5,7226	1,6509 $\pm$ 1,8905	1,8836 $\pm$ 1,5701	1,6851 $\pm$ 1,9330
10	5	4,0220 $\pm$ 3,0931	0,7947 $\pm$ 0,5456	0,8526 $\pm$ 0,6623	0,6501 $\pm$ 0,4129
16	5	2,2011 $\pm$ 1,4152	0,7960 $\pm$ 0,4551	0,5140 $\pm$ 0,3768	0,6980 $\pm$ 0,3309
24	5	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7444 $\pm$ 0,4517	0,2486 $\pm$ 0,1866	0,7025 $\pm$ 0,2866
32	5	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,7231 $\pm$ 0,4482	0,2025 $\pm$ 0,1490	0,6572 $\pm$ 0,2490
40	5	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7168 $\pm$ 0,4572	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,6658 $\pm$ 0,2562
48	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7188 $\pm$ 0,4674	0,2886 $\pm$ 0,2042	0,6603 $\pm$ 0,2545
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7297 $\pm$ 0,5013	0,3464 $\pm$ 0,2612	0,6631 $\pm$ 0,2541
16	1	2,2011 $\pm$ 1,4152	0,7823 $\pm$ 0,7665	0,5140 $\pm$ 0,3768	0,7196 $\pm$ 0,7544
24	1	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3775 $\pm$ 0,3209	0,2486 $\pm$ 0,1866	0,3570 $\pm$ 0,3077
32	1	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3451 $\pm$ 0,2769	0,2025 $\pm$ 0,1490	0,3150 $\pm$ 0,2497
40	1	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3283 $\pm$ 0,2572	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,3195 $\pm$ 0,2343
48	1	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3643 $\pm$ 0,2966	0,2886 $\pm$ 0,2042	0,3663 $\pm$ 0,2673

Tabla II.7 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido

Anexo II.3 Simulaciones de suma de dos exponenciales sin ruido y con conocimiento de frecuencia respiratoria

Si ahora suponemos que tenemos un conocimiento exacto de la frecuencia respiratoria antes de la estimación, podremos incluirla en la estimación para intentar mejorar los resultados:

Simulación FR-AV (con conocimiento exacto de la frecuencia respiratoria)					
Sin ruido en la señal HRV (SNR = ∞)					
N = 1024 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	1,8372 $\pm$ 0,3731	3,4175 $\pm$ 2,0117	0,0000 $\pm$ 0,0000	5,5876 $\pm$ 5,1728
10	10	4,2194 $\pm$ 2,9475	1,4709 $\pm$ 0,8562	0,0000 $\pm$ 0,0000	1,2221 $\pm$ 0,7342
8	8	8,1864 $\pm$ 5,6472	1,6989 $\pm$ 1,0834	0,0000 $\pm$ 0,0000	2,4969 $\pm$ 2,0625
5	5	18,7015 $\pm$ 22,9282	3,9029 $\pm$ 9,3103	0,0000 $\pm$ 0,0000	2,0000 $\pm$ 2,6065
1	1	98,2925 $\pm$ 11,0923	21,0583 $\pm$ 4,3037	0,0000 $\pm$ 0,0000	16,7072 $\pm$ 8,9808
8	5	8,1864 $\pm$ 5,6472	0,9869 $\pm$ 0,6374	0,0000 $\pm$ 0,0000	1,3131 $\pm$ 1,2035
10	5	4,2194 $\pm$ 2,9475	0,7277 $\pm$ 0,4416	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6018 $\pm$ 0,3881
16	5	2,4441 $\pm$ 1,3057	0,7177 $\pm$ 0,4463	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6811 $\pm$ 0,3305
24	5	1,8372 $\pm$ 0,3731	0,7111 $\pm$ 0,4471	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,7229 $\pm$ 0,3326
32	5	1,7510 $\pm$ 0,3343	0,7087 $\pm$ 0,4451	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6607 $\pm$ 0,2942
40	5	1,6852 $\pm$ 0,2843	0,7175 $\pm$ 0,4487	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6865 $\pm$ 0,3213
48	5	1,6183 $\pm$ 0,2012	0,7182 $\pm$ 0,4502	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6748 $\pm$ 0,3072
56	5	1,5630 $\pm$ 0,0206	0,7252 $\pm$ 0,4520	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6686 $\pm$ 0,3146
16	1	2,4441 $\pm$ 1,3057	0,7489 $\pm$ 0,4994	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,5674 $\pm$ 0,4474
24	1	1,8372 $\pm$ 0,3731	0,5171 $\pm$ 0,2617	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,4144 $\pm$ 0,2492
32	1	1,7510 $\pm$ 0,3343	0,5046 $\pm$ 0,2391	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,4127 $\pm$ 0,2334
40	1	1,6852 $\pm$ 0,2843	0,4797 $\pm$ 0,2371	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,4007 $\pm$ 0,2371
48	1	1,6183 $\pm$ 0,2012	0,4604 $\pm$ 0,2256	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,3784 $\pm$ 0,2235
N = 2048 puntos					
K_f	K_A	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
24	24	0,9697 $\pm$ 0,7226	3,3771 $\pm$ 2,1030	0,0000 $\pm$ 0,0000	5,5715 $\pm$ 5,1818
10	10	4,0220 $\pm$ 3,0931	1,4617 $\pm$ 0,8452	0,0000 $\pm$ 0,0000	1,2162 $\pm$ 0,7331
8	8	8,0556 $\pm$ 5,7226	1,6913 $\pm$ 1,0573	0,0000 $\pm$ 0,0000	2,4902 $\pm$ 2,0428
5	5	18,6144 $\pm$ 22,9577	3,8962 $\pm$ 9,3110	0,0000 $\pm$ 0,0000	1,9961 $\pm$ 2,0428
1	1	98,2858 $\pm$ 11,0700	21,0586 $\pm$ 4,3017	0,0000 $\pm$ 0,0000	16,7076 $\pm$ 8,9804
8	5	8,0556 $\pm$ 5,7226	0,9819 $\pm$ 0,6224	0,0000 $\pm$ 0,0000	1,3115 $\pm$ 1,2005
10	5	4,0220 $\pm$ 3,0931	0,7235 $\pm$ 0,4391	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,5954 $\pm$ 0,3761
16	5	2,2011 $\pm$ 1,4152	0,7124 $\pm$ 0,4458	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6783 $\pm$ 0,3032
24	5	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7043 $\pm$ 0,4466	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,7018 $\pm$ 0,2837
32	5	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,7066 $\pm$ 0,4509	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6583 $\pm$ 0,2465
40	5	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7056 $\pm$ 0,4531	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6671 $\pm$ 0,2554
48	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7046 $\pm$ 0,4560	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6628 $\pm$ 0,2542
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7060 $\pm$ 0,4584	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6668 $\pm$ 0,2541
16	1	2,2011 $\pm$ 1,4152	0,7031 $\pm$ 0,4654	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,5084 $\pm$ 0,4323
24	1	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3235 $\pm$ 0,2442	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,2499 $\pm$ 0,2157
32	1	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2636 $\pm$ 0,1872	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,1940 $\pm$ 0,1525
40	1	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2271 $\pm$ 0,1414	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,1729 $\pm$ 0,1210
48	1	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,2181 $\pm$ 0,1267	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,1677 $\pm$ 0,1060

Tabla II.8 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento exacto de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido

Como vemos mejoran los resultados obtenidos ya que la estimación en frecuencia ahora es exacta. Más adelante veremos con qué precisión necesitamos conocer la frecuencia respiratoria para mantener esta mejora.

Anexo II.4 Simulaciones de suma de dos exponenciales con ruido en la HRV y sin conocimiento de frecuencia respiratoria

Para comprobar se observará cómo varían los errores de estimación con distintos valores de SNR y ventana. Solo mostraremos los resultados para las simulaciones de suma de dos exponenciales, ya que son las que modelan realmente la señal HRV.

Simulación FL-AC					
N = 2048 puntos					
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,4230 $\pm$ 0,1922	0,4234 $\pm$ 0,1932	0,4234 $\pm$ 0,1932	0,4206 $\pm$ 0,1851
32	5	0,5065 $\pm$ 0,3550	0,5062 $\pm$ 0,3546	0,5079 $\pm$ 0,3569	0,5093 $\pm$ 0,3605
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
40	1	0,4230 $\pm$ 0,1922	0,4233 $\pm$ 0,1932	0,4234 $\pm$ 0,1932	0,4206 $\pm$ 0,1851
32	1	0,5065 $\pm$ 0,3550	0,5062 $\pm$ 0,3546	0,5079 $\pm$ 0,3569	0,5093 $\pm$ 0,3605
40	10	0,4230 $\pm$ 0,1922	0,4233 $\pm$ 0,1932	0,4234 $\pm$ 0,1932	0,4206 $\pm$ 0,1851
56	10	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
		$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,3296 $\pm$ 0,3168	0,3469 $\pm$ 0,3207	0,4479 $\pm$ 0,3717	1,0310 $\pm$ 0,7702
32	5	0,3451 $\pm$ 0,3408	0,3609 $\pm$ 0,3432	0,4594 $\pm$ 0,3868	1,0381 $\pm$ 0,7827
56	5	0,5853 $\pm$ 0,9544	0,6056 $\pm$ 0,9727	0,6586 $\pm$ 0,8334	1,2191 $\pm$ 1,0857
40	1	0,1810 $\pm$ 0,2030	0,3539 $\pm$ 0,3120	0,9420 $\pm$ 0,7656	3,0010 $\pm$ 2,5221
32	1	0,2031 $\pm$ 0,2440	0,3661 $\pm$ 0,3364	0,9577 $\pm$ 0,7804	3,0286 $\pm$ 2,5424
40	10	0,6301 $\pm$ 0,5863	0,6361 $\pm$ 0,5871	0,6699 $\pm$ 0,6034	0,9521 $\pm$ 0,7436
56	10	0,7732 $\pm$ 0,5863	0,7813 $\pm$ 1,0597	0,8227 $\pm$ 1,0964	1,0827 $\pm$ 1,1637
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,1797 $\pm$ 0,2484	0,1799 $\pm$ 0,2486	0,1798 $\pm$ 0,2485	0,1797 $\pm$ 0,2484
32	5	0,1995 $\pm$ 0,2844	0,1997 $\pm$ 0,2486	0,2006 $\pm$ 0,2850	0,2014 $\pm$ 0,2862
56	5	0,8340 $\pm$ 1,4093	0,8320 $\pm$ 1,4052	0,8303 $\pm$ 1,4030	0,8259 $\pm$ 1,3939
40	1	0,1797 $\pm$ 0,2484	0,1799 $\pm$ 0,2486	0,1798 $\pm$ 0,2485	0,1797 $\pm$ 0,2484
32	1	0,1995 $\pm$ 0,2844	0,1997 $\pm$ 0,2486	0,2006 $\pm$ 0,2850	0,2014 $\pm$ 0,2862
40	10	0,1797 $\pm$ 0,2484	0,1799 $\pm$ 0,2486	0,1798 $\pm$ 0,2485	0,1797 $\pm$ 0,2484
56	10	0,8340 $\pm$ 1,4093	0,8320 $\pm$ 1,4052	0,8303 $\pm$ 1,4030	0,8259 $\pm$ 1,3939
		$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,0886 $\pm$ 0,1017	0,1421 $\pm$ 0,1260	0,3054 $\pm$ 0,2424	0,9910 $\pm$ 0,7443
32	5	0,1018 $\pm$ 0,1272	0,1495 $\pm$ 0,1369	0,3146 $\pm$ 0,2570	0,9935 $\pm$ 0,7431
56	5	0,3799 $\pm$ 0,7564	0,4246 $\pm$ 0,7368	0,5149 $\pm$ 0,6596	1,1539 $\pm$ 0,9338
40	1	0,1782 $\pm$ 0,1910	0,3515 $\pm$ 0,3201	0,9309 $\pm$ 0,7869	2,9549 $\pm$ 2,5030
32	1	0,2075 $\pm$ 0,2472	0,3735 $\pm$ 0,3508	0,9341 $\pm$ 0,7955	2,9930 $\pm$ 2,5466
40	10	0,5607 $\pm$ 0,6878	0,5701 $\pm$ 0,6940	0,6173 $\pm$ 0,6574	1,0060 $\pm$ 0,7902
56	10	1,7122 $\pm$ 3,9273	1,6656 $\pm$ 3,8506	1,5741 $\pm$ 3,6154	2,0153 $\pm$ 3,6838

Tabla II.9 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FL-AC con ruido

Simulación FL-AV					
N = 2048 puntos					
$\mu_{[F_{LF}]}^n \pm \sigma_{[F_{LF}]}^n$ (%)					
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4261 $\pm$ 0,2011	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4321 $\pm$ 0,2166
32	5	0,5472 $\pm$ 0,4032	0,5449 $\pm$ 0,4002	0,5493 $\pm$ 0,4049	0,5468 $\pm$ 0,4028
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
40	1	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4261 $\pm$ 0,2011	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4321 $\pm$ 0,2166
32	1	0,5472 $\pm$ 0,4032	0,5449 $\pm$ 0,4002	0,5493 $\pm$ 0,4049	0,5468 $\pm$ 0,4028
40	10	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4261 $\pm$ 0,2011	0,4258 $\pm$ 0,2001	0,4321 $\pm$ 0,2166
56	10	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
$\mu_{[A_{LF}]}^n \pm \sigma_{[A_{LF}]}^n$ (%)					
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,6905 $\pm$ 0,6134	0,7229 $\pm$ 0,6134	0,9469 $\pm$ 0,7059	2,2618 $\pm$ 1,9318
32	5	0,6955 $\pm$ 0,6378	0,7273 $\pm$ 0,6363	0,9550 $\pm$ 0,7239	2,2705 $\pm$ 1,9266
56	5	0,8158 $\pm$ 0,9512	0,8505 $\pm$ 0,9435	1,0888 $\pm$ 0,9779	2,3954 $\pm$ 2,0117
40	1	0,2532 $\pm$ 0,2542	0,4741 $\pm$ 0,4062	1,8141 $\pm$ 1,4071	5,6624 $\pm$ 4,3805
32	1	0,2720 $\pm$ 0,2713	0,4846 $\pm$ 0,4089	1,8138 $\pm$ 1,3968	5,6457 $\pm$ 4,3664
40	10	1,3496 $\pm$ 1,2113	1,3595 $\pm$ 1,2143	1,4369 $\pm$ 1,1744	2,2554 $\pm$ 1,7617
56	10	1,3390 $\pm$ 1,2182	1,3481 $\pm$ 1,2220	1,4284 $\pm$ 1,1676	2,2633 $\pm$ 1,7629
$\mu_{[F_{HF}]}^n \pm \sigma_{[F_{HF}]}^n$ (%)					
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,1798 $\pm$ 0,2432	0,1796 $\pm$ 0,2428	0,1797 $\pm$ 0,2437	0,1810 $\pm$ 0,2438
32	5	0,1980 $\pm$ 0,2810	0,1976 $\pm$ 0,2807	0,1980 $\pm$ 0,2813	0,2006 $\pm$ 0,2825
56	5	0,8264 $\pm$ 1,3957	0,8266 $\pm$ 1,3961	0,8261 $\pm$ 1,3959	0,8266 $\pm$ 1,3957
40	1	0,1798 $\pm$ 0,2432	0,1796 $\pm$ 0,2428	0,1797 $\pm$ 0,2437	0,1810 $\pm$ 0,2438
32	1	0,1980 $\pm$ 0,2810	0,1976 $\pm$ 0,2807	0,1980 $\pm$ 0,2813	0,2006 $\pm$ 0,2825
40	10	0,1798 $\pm$ 0,2432	0,1796 $\pm$ 0,2428	0,1797 $\pm$ 0,2437	0,1810 $\pm$ 0,2438
56	10	0,8264 $\pm$ 1,3957	0,8266 $\pm$ 1,3961	0,8261 $\pm$ 1,3959	0,8266 $\pm$ 1,3957
$\mu_{[A_{HF}]}^n \pm \sigma_{[A_{HF}]}^n$ (%)					
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,5649 $\pm$ 0,2204	0,5967 $\pm$ 0,2880	0,8124 $\pm$ 0,6008	1,8635 $\pm$ 1,5247
32	5	0,5671 $\pm$ 0,2352	0,5986 $\pm$ 0,2973	0,8102 $\pm$ 0,5976	1,8444 $\pm$ 1,5214
56	5	0,4945 $\pm$ 0,2554	0,5341 $\pm$ 0,3196	0,7756 $\pm$ 0,6020	1,8640 $\pm$ 1,5303
40	1	0,1993 $\pm$ 0,1857	0,4106 $\pm$ 0,3204	1,6347 $\pm$ 1,2799	5,1341 $\pm$ 4,0110
32	1	0,2203 $\pm$ 0,2276	0,4239 $\pm$ 0,3467	1,6377 $\pm$ 1,2813	5,1221 $\pm$ 3,9960
40	10	0,9889 $\pm$ 0,5877	1,0224 $\pm$ 0,6285	1,1014 $\pm$ 0,7737	1,7202 $\pm$ 1,3119
56	10	1,0463 $\pm$ 0,8983	1,0829 $\pm$ 0,9232	1,1734 $\pm$ 1,0092	1,7627 $\pm$ 1,3679

Tabla II.10 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FL-AV con ruido

Para las simulaciones con frecuencia real, vamos a analizar primero el caso en el que no se incluye el conocimiento de la frecuencia respiratoria en la estimación, ya que para el caso de inclusión de frecuencia respiratoria deberemos tener en cuenta el ruido no solo en la señal HRV sino también en la frecuencia respiratoria estimada.

Simulación FR-AC					
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria					
N = 2048 puntos					
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,4338 $\pm$ 0,2207	0,4346 $\pm$ 0,2226	0,4326 $\pm$ 0,2178	0,4405 $\pm$ 0,2366
32	5	0,5651 $\pm$ 0,4172	0,5651 $\pm$ 0,4172	0,5624 $\pm$ 0,4145	0,5721 $\pm$ 0,4240
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
40	1	0,4338 $\pm$ 0,2207	0,4346 $\pm$ 0,2226	0,4326 $\pm$ 0,2178	0,4405 $\pm$ 0,2366
32	1	0,5651 $\pm$ 0,4172	0,5651 $\pm$ 0,4172	0,5624 $\pm$ 0,4145	0,5721 $\pm$ 0,4240
40	10	0,4338 $\pm$ 0,2207	0,4346 $\pm$ 0,2226	0,4326 $\pm$ 0,2178	0,4405 $\pm$ 0,2366
56	10	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
		$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,1880 $\pm$ 0,1979	0,2063 $\pm$ 0,2040	0,3714 $\pm$ 0,2894	1,0669 $\pm$ 0,8262
32	5	0,1876 $\pm$ 0,1933	0,2055 $\pm$ 0,1959	0,3703 $\pm$ 0,2866	1,0609 $\pm$ 0,8179
56	5	0,2228 $\pm$ 0,2317	0,2372 $\pm$ 0,2358	0,3909 $\pm$ 0,3095	1,0815 $\pm$ 0,8332
40	1	0,2524 $\pm$ 0,2231	0,3532 $\pm$ 0,2898	1,0888 $\pm$ 0,8326	3,4110 $\pm$ 2,5861
32	1	0,2651 $\pm$ 0,2505	0,3656 $\pm$ 0,3093	1,0898 $\pm$ 0,8350	3,4053 $\pm$ 2,5953
40	10	0,3290 $\pm$ 0,3480	0,3341 $\pm$ 0,3497	0,4118 $\pm$ 0,3666	0,8207 $\pm$ 0,6461
56	10	0,3491 $\pm$ 0,3567	0,3529 $\pm$ 0,3571	0,4285 $\pm$ 0,3745	0,8312 $\pm$ 0,6508
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,2307 $\pm$ 0,1659	0,2311 $\pm$ 0,1662	0,2321 $\pm$ 0,1668	0,2318 $\pm$ 0,1669
32	5	0,2052 $\pm$ 0,1503	0,2056 $\pm$ 0,1506	0,2044 $\pm$ 0,1503	0,2064 $\pm$ 0,1514
56	5	0,3448 $\pm$ 0,2454	0,3452 $\pm$ 0,2456	0,3452 $\pm$ 0,2453	0,3442 $\pm$ 0,2444
40	1	0,2307 $\pm$ 0,1659	0,2311 $\pm$ 0,1662	0,2321 $\pm$ 0,1668	0,2318 $\pm$ 0,1669
32	1	0,2052 $\pm$ 0,1503	0,2056 $\pm$ 0,1506	0,2044 $\pm$ 0,1503	0,2064 $\pm$ 0,1514
40	10	0,2307 $\pm$ 0,1659	0,2311 $\pm$ 0,1662	0,2321 $\pm$ 0,1668	0,2318 $\pm$ 0,1669
56	10	0,3448 $\pm$ 0,2454	0,3452 $\pm$ 0,2456	0,3452 $\pm$ 0,2453	0,3442 $\pm$ 0,2444
		$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,0625 $\pm$ 0,0623	0,1041 $\pm$ 0,0812	0,3398 $\pm$ 0,2502	1,0279 $\pm$ 0,7743
32	5	0,0754 $\pm$ 0,0818	0,1168 $\pm$ 0,0974	0,3403 $\pm$ 0,2516	1,0398 $\pm$ 0,7803
56	5	0,0612 $\pm$ 0,0590	0,1016 $\pm$ 0,0781	0,3465 $\pm$ 0,2516	1,0298 $\pm$ 0,7726
40	1	0,2905 $\pm$ 0,2280	0,3744 $\pm$ 0,2991	1,0889 $\pm$ 0,8592	3,3152 $\pm$ 2,6054
32	1	0,2864 $\pm$ 0,2519	0,3783 $\pm$ 0,3133	1,0891 $\pm$ 0,8610	3,3189 $\pm$ 2,6121
40	10	0,1760 $\pm$ 0,2471	0,2009 $\pm$ 0,2594	0,3200 $\pm$ 0,2809	0,7518 $\pm$ 0,5863
56	10	0,1939 $\pm$ 0,2687	0,2197 $\pm$ 0,2812	0,3376 $\pm$ 0,2969	0,7674 $\pm$ 0,5931

Tabla II.11 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AC con ruido

Simulación FR-AV					
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria					
N = 2048 puntos					
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4539 $\pm$ 0,2650	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4678 $\pm$ 0,2907
32	5	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5908 $\pm$ 0,4411	0,5904 $\pm$ 0,5346	0,5924 $\pm$ 0,4425
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
40	1	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4539 $\pm$ 0,2650	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4678 $\pm$ 0,2907
32	1	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5908 $\pm$ 0,4411	0,5904 $\pm$ 0,5346	0,5924 $\pm$ 0,4425
40	10	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4539 $\pm$ 0,2650	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4678 $\pm$ 0,2907
56	10	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
		$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,7168 $\pm$ 0,4572	0,7398 $\pm$ 0,4905	0,8455 $\pm$ 0,6618	1,6565 $\pm$ 1,0393
32	5	0,7231 $\pm$ 0,4482	0,7447 $\pm$ 0,4833	0,8452 $\pm$ 0,6480	1,6543 $\pm$ 1,0272
56	5	0,7341 $\pm$ 0,5251	0,7596 $\pm$ 0,5481	0,8720 $\pm$ 0,7167	1,6904 $\pm$ 1,0465
40	1	0,3283 $\pm$ 0,2572	0,6956 $\pm$ 0,5462	1,8871 $\pm$ 1,5160	5,8856 $\pm$ 4,7999
32	1	0,3451 $\pm$ 0,2769	0,7084 $\pm$ 0,5499	1,8859 $\pm$ 1,5151	5,8712 $\pm$ 4,7834
40	10	1,3983 $\pm$ 0,8995	1,4098 $\pm$ 0,9072	1,3440 $\pm$ 0,9429	1,5600 $\pm$ 1,2809
56	10	1,4002 $\pm$ 0,8983	1,4109 $\pm$ 0,9054	1,3567 $\pm$ 0,9367	1,5819 $\pm$ 1,2811
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,2315 $\pm$ 0,1656	0,2326 $\pm$ 0,1659	0,2341 $\pm$ 0,1638
32	5	0,2025 $\pm$ 0,1490	0,2023 $\pm$ 0,1491	0,2028 $\pm$ 0,1491	0,2051 $\pm$ 0,1506
56	5	0,3641 $\pm$ 0,3072	0,3637 $\pm$ 0,3048	0,3667 $\pm$ 0,3128	0,3660 $\pm$ 0,2942
40	1	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,2315 $\pm$ 0,1656	0,2326 $\pm$ 0,1659	0,2341 $\pm$ 0,1638
32	1	0,2025 $\pm$ 0,1490	0,2023 $\pm$ 0,1491	0,2028 $\pm$ 0,1491	0,2051 $\pm$ 0,1506
40	10	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,2315 $\pm$ 0,1656	0,2326 $\pm$ 0,1659	0,2341 $\pm$ 0,1638
56	10	0,3641 $\pm$ 0,3072	0,3637 $\pm$ 0,3048	0,3667 $\pm$ 0,3128	0,3660 $\pm$ 0,2942
		$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,6658 $\pm$ 0,2562	0,6654 $\pm$ 0,3274	0,8108 $\pm$ 0,6025	1,7780 $\pm$ 1,5033
32	5	0,6572 $\pm$ 0,2490	0,6572 $\pm$ 0,3204	0,8042 $\pm$ 0,5970	1,7627 $\pm$ 1,4926
56	5	0,6615 $\pm$ 0,2554	0,6572 $\pm$ 0,3287	0,8054 $\pm$ 0,6086	1,8065 $\pm$ 1,5137
40	1	0,3195 $\pm$ 0,2343	0,6457 $\pm$ 0,5079	1,7359 $\pm$ 1,3113	5,4520 $\pm$ 4,4247
32	1	0,3150 $\pm$ 0,2497	0,6511 $\pm$ 0,5121	1,7391 $\pm$ 1,3134	5,4281 $\pm$ 4,4019
40	10	1,2668 $\pm$ 0,5239	1,2680 $\pm$ 0,5375	1,3499 $\pm$ 0,6851	1,6105 $\pm$ 1,2284
56	10	1,2905 $\pm$ 0,5283	1,2851 $\pm$ 0,5421	1,3684 $\pm$ 0,6855	1,6520 $\pm$ 1,2302

Tabla II.11 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados sin conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV con ruido

Como puede observarse en las simulaciones, el aumento de ruido provoca un claro empeoramiento en la estimación de las amplitudes, sin embargo la estimación de frecuencia

se mantiene estable, lo cual es lógico ya que el ruido aditivo que hemos añadido afectará mucho más en amplitud que en frecuencia. Por otro lado, un tamaño de ventana de amplitud mayor, provoca que el aumento del error de estimación con el ruido sea mucho menor, es decir, un tamaño mayor de ventana, aunque empeora la estimación sin ruido, sobre todo cuando la amplitud es variable, tiene mayor robustez frente al ruido.

Anexo II.5 Simulaciones de suma de dos exponenciales con ruido en la frecuencia respiratoria

Vamos a realizar una comparativa entre la estimación directa de todos los parámetros y la estimación suponiendo conocimiento de la frecuencia respiratoria, como hemos hecho antes. Sin embargo ahora vamos a suponer que no tenemos un conocimiento exacto de tal frecuencia sino que se ha estimado con cierto error, que modelaremos como un ruido aditivo gaussiano, y veremos hasta que valor conviene suponerla conocida en lugar de proceder a la estimación completa. Como el efecto del ruido en la señal HRV ya lo hemos contemplado antes, realizaremos las simulaciones con $SNR = \infty$.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 24 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 5 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7444 $\pm$ 0,4517	0,2486 $\pm$ 0,1866	0,7025 $\pm$ 0,2866
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7043 $\pm$ 0,4466	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,7018 $\pm$ 0,2837
0,001	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7038 $\pm$ 0,4464	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,7019 $\pm$ 0,2838
0,002	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7047 $\pm$ 0,4481	0,0404 $\pm$ 0,0314	0,7016 $\pm$ 0,2839
0,003	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7054 $\pm$ 0,4502	0,0608 $\pm$ 0,0465	0,7018 $\pm$ 0,2841
0,004	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7055 $\pm$ 0,4491	0,0831 $\pm$ 0,0648	0,7021 $\pm$ 0,2840
0,005	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7046 $\pm$ 0,4503	0,1016 $\pm$ 0,0774	0,7018 $\pm$ 0,2846
0,006	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7101 $\pm$ 0,4545	0,1254 $\pm$ 0,0944	0,7023 $\pm$ 0,2837
0,007	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7112 $\pm$ 0,4594	0,1475 $\pm$ 0,1136	0,7021 $\pm$ 0,2837
0,008	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7119 $\pm$ 0,4600	0,1629 $\pm$ 0,1253	0,7022 $\pm$ 0,2843
0,009	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7160 $\pm$ 0,4629	0,1851 $\pm$ 0,1419	0,7017 $\pm$ 0,2853
0,010	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7152 $\pm$ 0,4600	0,2042 $\pm$ 0,1584	0,7017 $\pm$ 0,2854
0,011	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7109 $\pm$ 0,4599	0,2238 $\pm$ 0,1721	0,7024 $\pm$ 0,2847
0,012	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7180 $\pm$ 0,4685	0,2421 $\pm$ 0,1888	0,7025 $\pm$ 0,2856
0,013	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7188 $\pm$ 0,4639	0,2640 $\pm$ 0,2031	0,7040 $\pm$ 0,2850
0,014	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7217 $\pm$ 0,4765	0,2901 $\pm$ 0,2220	0,7029 $\pm$ 0,2868
0,015	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7159 $\pm$ 0,4744	0,3012 $\pm$ 0,2324	0,7057 $\pm$ 0,2858
0,020	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7459 $\pm$ 0,5140	0,4147 $\pm$ 0,3133	0,7054 $\pm$ 0,2895
0,025	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,7681 $\pm$ 0,5338	0,5076 $\pm$ 0,3847	0,7092 $\pm$ 0,2934

Tabla II.12 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

La inclusión de la frecuencia respiratoria en el estimador en esta combinación de ventanas es beneficiosa en todos los parámetros mientras el ruido presente en la frecuencia respiratoria introducida no supere, aproximadamente, los 0,013 Hz. A partir de ese valor se observa que la estimación de la componente HF tanto en la componente frecuencial como en amplitud empeoran, aunque el aumento de error en la amplitud es menor que en frecuencia. En cuanto a la componente LF, el error frecuencial no se ve modificado y el error en la amplitud se mantiene con mejora hasta un valor de ruido mayor, alrededor de 0,020 Hz.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 32 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 5 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,5924 ± 0,4425	0,7231 ± 0,4482	0,2025 ± 0,1490	0,6572 ± 0,2490
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,5924 ± 0,4425	0,7066 ± 0,4509	0,0000 ± 0,0000	0,6583 ± 0,2465
0,001	0,5924 ± 0,4425	0,7061 ± 0,4507	0,0203 ± 0,0160	0,6584 ± 0,2465
0,002	0,5924 ± 0,4425	0,7071 ± 0,4524	0,0404 ± 0,0313	0,6581 ± 0,2466
0,003	0,5924 ± 0,4425	0,7078 ± 0,4543	0,0606 ± 0,0462	0,6583 ± 0,2466
0,004	0,5924 ± 0,4425	0,7075 ± 0,4537	0,0828 ± 0,0646	0,6586 ± 0,2465
0,005	0,5924 ± 0,4425	0,7063 ± 0,4546	0,1015 ± 0,0772	0,6582 ± 0,2468
0,006	0,5924 ± 0,4425	0,7123 ± 0,4589	0,1254 ± 0,0944	0,6588 ± 0,2465
0,007	0,5924 ± 0,4425	0,7135 ± 0,4638	0,1472 ± 0,1132	0,6586 ± 0,2468
0,008	0,5924 ± 0,4425	0,7140 ± 0,4642	0,1627 ± 0,1250	0,6588 ± 0,2470
0,009	0,5924 ± 0,4425	0,7182 ± 0,4677	0,1852 ± 0,1419	0,6582 ± 0,2479
0,010	0,5924 ± 0,4425	0,7170 ± 0,4645	0,2034 ± 0,1577	0,6580 ± 0,2478
0,011	0,5924 ± 0,4425	0,7134 ± 0,4644	0,2237 ± 0,1721	0,6589 ± 0,2473
0,012	0,5924 ± 0,4425	0,7202 ± 0,4727	0,2417 ± 0,1888	0,6591 ± 0,2483
0,013	0,5924 ± 0,4425	0,7211 ± 0,4683	0,2634 ± 0,2029	0,6605 ± 0,2476
0,014	0,5924 ± 0,4425	0,7239 ± 0,4808	0,2899 ± 0,2219	0,6595 ± 0,2497
0,015	0,5924 ± 0,4425	0,7180 ± 0,4785	0,3011 ± 0,2326	0,6621 ± 0,2474
0,020	0,5924 ± 0,4425	0,7394 ± 0,5019	0,4079 ± 0,3175	0,6639 ± 0,2513
0,025	0,5924 ± 0,4425	0,7533 ± 0,5395	0,5007 ± 0,3871	0,6653 ± 0,2575

Tabla II.13 Media ± SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

Si elegimos un tamaño de ventana frecuencial de 32 segundos en lugar de 24, se obtienen mejores resultados en la estimación como ya vimos en anteriores apartados, la inclusión de la frecuencia respiratoria sigue proporcionando mejoras en los parámetros, salvo en la amplitud de la componente HF aunque no sufre un gran deterioro, empeora ligeramente frente a la estimación directa. Respecto al resto de parámetros se obtiene mejora en la estimación frecuencial hasta un valor de desviación típica de ruido en torno a 0,01 Hz, y en la amplitud de la componente LF hasta un valor de 0,02 Hz. La componente frecuencial de LF no se ve influida por el ruido en la frecuencia respiratoria.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 40 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 5 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7168 $\pm$ 0,4572	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,6658 $\pm$ 0,2562
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7056 $\pm$ 0,4531	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6671 $\pm$ 0,2554
0,001	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7051 $\pm$ 0,4528	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,6672 $\pm$ 0,2554
0,002	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7061 $\pm$ 0,4545	0,0403 $\pm$ 0,0314	0,6669 $\pm$ 0,2554
0,003	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7068 $\pm$ 0,4566	0,0604 $\pm$ 0,0461	0,6671 $\pm$ 0,2555
0,004	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7064 $\pm$ 0,4559	0,0824 $\pm$ 0,0646	0,6675 $\pm$ 0,2554
0,005	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7053 $\pm$ 0,4568	0,1015 $\pm$ 0,0773	0,6671 $\pm$ 0,2556
0,006	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7112 $\pm$ 0,4613	0,1254 $\pm$ 0,0942	0,6676 $\pm$ 0,2553
0,007	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7126 $\pm$ 0,4659	0,1470 $\pm$ 0,1128	0,6675 $\pm$ 0,2553
0,008	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7129 $\pm$ 0,4665	0,1626 $\pm$ 0,1244	0,6676 $\pm$ 0,2556
0,009	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7176 $\pm$ 0,4695	0,1845 $\pm$ 0,1417	0,6672 $\pm$ 0,2563
0,010	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7165 $\pm$ 0,4666	0,2028 $\pm$ 0,1571	0,6669 $\pm$ 0,2564
0,011	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7124 $\pm$ 0,4665	0,2225 $\pm$ 0,1715	0,6679 $\pm$ 0,2558
0,012	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7195 $\pm$ 0,4746	0,2418 $\pm$ 0,1888	0,6679 $\pm$ 0,2567
0,013	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7199 $\pm$ 0,4703	0,2632 $\pm$ 0,2023	0,6694 $\pm$ 0,2556
0,014	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7243 $\pm$ 0,4829	0,2895 $\pm$ 0,2213	0,6683 $\pm$ 0,2578
0,015	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7175 $\pm$ 0,4805	0,3017 $\pm$ 0,2332	0,6711 $\pm$ 0,2560
0,020	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7427 $\pm$ 0,5204	0,4064 $\pm$ 0,3069	0,6691 $\pm$ 0,2597
0,025	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,7563 $\pm$ 0,5268	0,5085 $\pm$ 0,4004	0,6750 $\pm$ 0,2639

Tabla II.14 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

Vemos que si seguimos trabajando con ventanas que están alrededor del óptimo, la inclusión de la frecuencia respiratoria sigue sin tener efectos positivos en la amplitud de la componente HF, aunque tampoco introduce errores grandes, mientras que sigue mejorando tanto la frecuencia de la componente de HF como la amplitud de la componente LF hasta cierto valor de desviación de ruido, en este caso 0,012 Hz. Como vemos el valor para el cual no se obtiene mejora en la amplitud LF es menor que para el caso de ventana frecuencial de 32 segundos y coincide que para una ventana frecuencial de 40 segundos el error en la estimación directa es menor, por tanto parece que cuanto mejor es la estimación directa menor es el valor de desviación de ruido en la frecuencia respiratoria a partir de la cual no se obtienen mejoras por la inclusión de la misma en la estimación.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 48 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 5 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7188 $\pm$ 0,4674	0,2886 $\pm$ 0,2042	0,6603 $\pm$ 0,2545
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7046 $\pm$ 0,4560	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,6628 $\pm$ 0,2542
0,001	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7042 $\pm$ 0,4558	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,6629 $\pm$ 0,2542
0,002	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7051 $\pm$ 0,4574	0,0403 $\pm$ 0,0314	0,6626 $\pm$ 0,2542
0,003	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7059 $\pm$ 0,4595	0,0604 $\pm$ 0,0460	0,6628 $\pm$ 0,2543
0,004	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7053 $\pm$ 0,4589	0,0823 $\pm$ 0,0645	0,6631 $\pm$ 0,2542
0,005	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7043 $\pm$ 0,4598	0,1011 $\pm$ 0,0768	0,6628 $\pm$ 0,2544
0,006	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7103 $\pm$ 0,4642	0,1248 $\pm$ 0,0939	0,6634 $\pm$ 0,2540
0,007	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7117 $\pm$ 0,4688	0,1465 $\pm$ 0,1127	0,6633 $\pm$ 0,2539
0,008	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7117 $\pm$ 0,4698	0,1620 $\pm$ 0,1238	0,6632 $\pm$ 0,2542
0,009	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7163 $\pm$ 0,4727	0,1839 $\pm$ 0,1415	0,6630 $\pm$ 0,2548
0,010	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7155 $\pm$ 0,4697	0,2020 $\pm$ 0,1565	0,6626 $\pm$ 0,2551
0,011	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7114 $\pm$ 0,4698	0,2222 $\pm$ 0,1718	0,6635 $\pm$ 0,2548
0,012	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7185 $\pm$ 0,4778	0,2413 $\pm$ 0,1879	0,6636 $\pm$ 0,2554
0,013	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7192 $\pm$ 0,4732	0,2624 $\pm$ 0,2021	0,6651 $\pm$ 0,2544
0,014	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7219 $\pm$ 0,4857	0,2878 $\pm$ 0,2204	0,6641 $\pm$ 0,2561
0,015	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7163 $\pm$ 0,4835	0,3015 $\pm$ 0,2330	0,6669 $\pm$ 0,2547
0,020	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7385 $\pm$ 0,4835	0,4024 $\pm$ 0,3068	0,6673 $\pm$ 0,2576
0,025	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,7564 $\pm$ 0,5456	0,5141 $\pm$ 0,4034	0,6710 $\pm$ 0,2605

Tabla II.15 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

Vemos que los resultados cuadran con las conclusiones anteriores, como el error en la estimación de la amplitud HF sigue siendo similar, no se obtiene mejora con la inclusión de la frecuencia respiratoria, mientras que para la amplitud LF el valor de desviación de ruido a partir del cual deja de obtenerse mejora es similar al caso anterior. Para la componente frecuencial HF obtenemos mejora hasta mayor valor de desviación de ruido que soporta es mayor ya que la estimación directa es peor que en el caso anterior.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 24 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 1 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3775 $\pm$ 0,3209	0,2486 $\pm$ 0,1866	0,3570 $\pm$ 0,3077
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3235 $\pm$ 0,2442	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,2499 $\pm$ 0,2157
0,001	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3238 $\pm$ 0,2454	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,2517 $\pm$ 0,2159
0,002	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3261 $\pm$ 0,2481	0,0404 $\pm$ 0,0314	0,2544 $\pm$ 0,2185
0,003	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3304 $\pm$ 0,2509	0,0608 $\pm$ 0,0465	0,2609 $\pm$ 0,2211
0,004	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3344 $\pm$ 0,2550	0,0831 $\pm$ 0,0648	0,2694 $\pm$ 0,2251
0,005	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3422 $\pm$ 0,2627	0,1016 $\pm$ 0,0774	0,2804 $\pm$ 0,2324
0,006	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3476 $\pm$ 0,2711	0,1254 $\pm$ 0,0944	0,2914 $\pm$ 0,2371
0,007	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3549 $\pm$ 0,2732	0,1475 $\pm$ 0,1136	0,3039 $\pm$ 0,2451
0,008	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3679 $\pm$ 0,2820	0,1629 $\pm$ 0,1253	0,3138 $\pm$ 0,2537
0,009	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3793 $\pm$ 0,2946	0,1851 $\pm$ 0,1419	0,3325 $\pm$ 0,2682
0,010	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3859 $\pm$ 0,3026	0,2042 $\pm$ 0,1584	0,3419 $\pm$ 0,2825
0,011	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,3969 $\pm$ 0,3108	0,2238 $\pm$ 0,1721	0,3560 $\pm$ 0,2867
0,012	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,4064 $\pm$ 0,3144	0,2421 $\pm$ 0,1888	0,3746 $\pm$ 0,2970
0,013	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,4160 $\pm$ 0,3297	0,2640 $\pm$ 0,2031	0,3933 $\pm$ 0,3149
0,014	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,4411 $\pm$ 0,3485	0,2901 $\pm$ 0,2220	0,4238 $\pm$ 0,3360
0,015	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,4484 $\pm$ 0,3592	0,3012 $\pm$ 0,2324	0,4332 $\pm$ 0,3458
0,020	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,5375 $\pm$ 0,4516	0,4178 $\pm$ 0,3146	0,5365 $\pm$ 0,4287
0,025	0,9697 $\pm$ 0,7226	0,6175 $\pm$ 0,5273	0,5267 $\pm$ 0,4057	0,6452 $\pm$ 0,5225

Tabla II.16 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

Al disminuir el tamaño de ventana de amplitud vemos como las estimaciones de las amplitudes de ambas componentes sufren una gran mejora, y que para niveles bajos de desviación de ruido en la frecuencia respiratoria es muy ventajosa su inclusión. Sin embargo, una ventana de amplitud pequeña presenta menor robustez frente al ruido y el aumento del error en la estimación mayor que en el caso de una ventana de amplitud mayor, por lo que el valor de desviación de ruido para el cual no se obtiene mejora es menor.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 32 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 1 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3451 $\pm$ 0,2769	0,2025 $\pm$ 0,1490	0,3150 $\pm$ 0,2497
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2636 $\pm$ 0,1872	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,1940 $\pm$ 0,1525
0,001	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2648 $\pm$ 0,1881	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,1965 $\pm$ 0,1530
0,002	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2657 $\pm$ 0,1924	0,0404 $\pm$ 0,0313	0,1987 $\pm$ 0,1558
0,003	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2710 $\pm$ 0,1960	0,0606 $\pm$ 0,0462	0,2061 $\pm$ 0,1601
0,004	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2751 $\pm$ 0,2063	0,0828 $\pm$ 0,0646	0,2177 $\pm$ 0,1684
0,005	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2836 $\pm$ 0,2107	0,1015 $\pm$ 0,0772	0,2299 $\pm$ 0,1732
0,006	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,2933 $\pm$ 0,2180	0,1254 $\pm$ 0,0944	0,2438 $\pm$ 0,1819
0,007	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3032 $\pm$ 0,2300	0,1472 $\pm$ 0,1132	0,2606 $\pm$ 0,1984
0,008	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3130 $\pm$ 0,2385	0,1627 $\pm$ 0,1250	0,2686 $\pm$ 0,2053
0,009	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3270 $\pm$ 0,2513	0,1852 $\pm$ 0,1419	0,2899 $\pm$ 0,2206
0,010	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3374 $\pm$ 0,2536	0,2034 $\pm$ 0,1577	0,3007 $\pm$ 0,2356
0,011	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3487 $\pm$ 0,2736	0,2237 $\pm$ 0,1721	0,3213 $\pm$ 0,2442
0,012	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3593 $\pm$ 0,2799	0,2417 $\pm$ 0,1888	0,3400 $\pm$ 0,2600
0,013	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3737 $\pm$ 0,2911	0,2634 $\pm$ 0,2029	0,3597 $\pm$ 0,2787
0,014	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3991 $\pm$ 0,3104	0,2899 $\pm$ 0,2219	0,3919 $\pm$ 0,3000
0,015	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,3976 $\pm$ 0,3201	0,3011 $\pm$ 0,2326	0,3950 $\pm$ 0,3036
0,020	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5008 $\pm$ 0,4192	0,4116 $\pm$ 0,3154	0,5085 $\pm$ 0,3977
0,025	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5783 $\pm$ 0,4913	0,5085 $\pm$ 0,3942	0,6052 $\pm$ 0,4858

Tabla II.17 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

En este caso vemos que al utilizar una ventana de amplitud menor con una ventana frecuencial de 32 segundos, la amplitud HF sí que mejora con la inclusión de la frecuencia respiratoria, a diferencia del caso de ventana de amplitud de 5 segundos. Sin embargo se sigue manteniendo el más rápido aumento del error por lo que para la amplitud LF se llega antes al valor de desviación de ruido para el cual no es ventajosa la inclusión de la frecuencia respiratoria.

Simulación FR-AV				
Ventana para estimación de frecuencia = 40 segundos				
Ventana para estimación de amplitud = 1 segundos				
σ_{fr}	$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)	$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)	$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)
Estimación directa, sin conocimiento de frecuencia respiratoria				
-	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3283 $\pm$ 0,2572	0,2311 $\pm$ 0,1658	0,3195 $\pm$ 0,2343
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria				
0,000	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2271 $\pm$ 0,1414	0,0000 $\pm$ 0,0000	0,1729 $\pm$ 0,1210
0,001	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2281 $\pm$ 0,1431	0,0203 $\pm$ 0,0160	0,1755 $\pm$ 0,1219
0,002	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2295 $\pm$ 0,1489	0,0403 $\pm$ 0,0314	0,1781 $\pm$ 0,1261
0,003	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2353 $\pm$ 0,1543	0,0604 $\pm$ 0,0461	0,1852 $\pm$ 0,1328
0,004	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2398 $\pm$ 0,1661	0,0824 $\pm$ 0,0646	0,1964 $\pm$ 0,1426
0,005	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2480 $\pm$ 0,1718	0,1015 $\pm$ 0,0773	0,2088 $\pm$ 0,1486
0,006	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2605 $\pm$ 0,1835	0,1254 $\pm$ 0,0942	0,2250 $\pm$ 0,1622
0,007	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2692 $\pm$ 0,1958	0,1470 $\pm$ 0,1128	0,2406 $\pm$ 0,1779
0,008	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2814 $\pm$ 0,2067	0,1626 $\pm$ 0,1244	0,2501 $\pm$ 0,1876
0,009	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,2934 $\pm$ 0,2248	0,1845 $\pm$ 0,1417	0,2725 $\pm$ 0,2029
0,010	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3063 $\pm$ 0,2269	0,2028 $\pm$ 0,1571	0,2857 $\pm$ 0,2198
0,011	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3177 $\pm$ 0,2499	0,2225 $\pm$ 0,1715	0,3038 $\pm$ 0,2296
0,012	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3315 $\pm$ 0,2561	0,2418 $\pm$ 0,1888	0,3256 $\pm$ 0,2475
0,013	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3451 $\pm$ 0,2669	0,2632 $\pm$ 0,2023	0,3434 $\pm$ 0,2652
0,014	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3698 $\pm$ 0,2934	0,2895 $\pm$ 0,2213	0,3765 $\pm$ 0,2914
0,015	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,3737 $\pm$ 0,3048	0,3017 $\pm$ 0,2332	0,3849 $\pm$ 0,2965
0,020	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4602 $\pm$ 0,3903	0,4030 $\pm$ 0,3147	0,4883 $\pm$ 0,3841
0,025	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,5461 $\pm$ 0,4709	0,5062 $\pm$ 0,3891	0,5970 $\pm$ 0,4711

Tabla II.18 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV sin ruido en HRV

Siguiendo las conclusiones observadas hasta el momento, vemos como una disminución del tamaño de ventana de amplitud provoca que la inclusión de la frecuencia respiratoria sea ventajosa, aunque la variación del error con el ruido en la frecuencia respiratoria sigue siendo mayor que con una ventana de amplitud mayor. En cuanto al valor de ruido a partir del cual no es ventajosa su inclusión, vemos que sigue estando en torno a los 0,012 Hz, valor en torno al cual estaban todas las simulaciones (aproximadamente).

Por tanto podemos concluir que la inclusión de la frecuencia respiratoria es ventajosa hasta valores de desviación de ruido entre 0,010 y 0,015 Hz, siendo mayores las mejoras para los parámetros que por la elección de las ventanas no se encuentran en el óptimo. Además cuánto más pequeño es el tamaño de ventana se obtienen mejoras mayores en amplitud para valores de ruido bajos, aunque la variación del error de estimación con el aumento de ruido también es mayor por lo que el valor de ruido para el cual deja de ser ventajosa la inclusión es aproximadamente el mismo que con una ventana algo mayor, aumentando el error en la estimación con la inclusión de frecuencia respiratoria frente a la estimación directa para valores de ruido mayores (aunque siempre tendremos menor error por el hecho de usar una ventana de amplitud menor).

Anexo II.6 Simulaciones de suma de dos exponenciales con ruido en la frecuencia respiratoria y en la HRV

Por último, vamos a comprobar el efecto que produce la inclusión de conocimiento de la frecuencia respiratoria con cierta desviación, con distintos valores de ruido en la señal HRV.

Simulación FR-AV					
Estimación con conocimiento de frecuencia respiratoria, $\sigma_{fr} = 0.012$					
N = 2048 puntos					
		$\mu_{ F_{LF} }^n \pm \sigma_{ F_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4583 $\pm$ 0,2734	0,4666 $\pm$ 0,2886
32	5	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5951 $\pm$ 0,4448	0,5928 $\pm$ 0,4428	0,5961 $\pm$ 0,4480
56	5	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
40	1	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4583 $\pm$ 0,2734	0,4666 $\pm$ 0,2886
32	1	0,5924 $\pm$ 0,4425	0,5951 $\pm$ 0,4448	0,5928 $\pm$ 0,4428	0,5961 $\pm$ 0,4480
40	10	0,4563 $\pm$ 0,2696	0,4587 $\pm$ 0,2742	0,4583 $\pm$ 0,2734	0,4666 $\pm$ 0,2886
56	10	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000	0,3906 $\pm$ 0,0000
		$\mu_{ A_{LF} }^n \pm \sigma_{ A_{LF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,7144 $\pm$ 0,4717	0,7502 $\pm$ 0,5053	0,8864 $\pm$ 0,7013	2,0812 $\pm$ 1,7243
32	5	0,7243 $\pm$ 0,4776	0,7461 $\pm$ 0,4977	0,8847 $\pm$ 0,7056	2,0680 $\pm$ 1,7245
56	5	0,7227 $\pm$ 0,4896	0,7587 $\pm$ 0,5065	0,8952 $\pm$ 0,7102	2,0958 $\pm$ 1,7419
40	1	0,3367 $\pm$ 0,2654	0,6908 $\pm$ 0,5406	1,9605 $\pm$ 1,5231	6,0198 $\pm$ 4,8133
32	1	0,3689 $\pm$ 0,2910	0,6994 $\pm$ 0,5412	1,9613 $\pm$ 1,5393	6,0031 $\pm$ 4,8016
40	10	1,3987 $\pm$ 0,9299	1,4148 $\pm$ 0,9316	1,4625 $\pm$ 1,0077	2,0180 $\pm$ 1,5346
56	10	1,4003 $\pm$ 0,9394	1,4253 $\pm$ 0,9514	1,4825 $\pm$ 1,0292	2,0203 $\pm$ 1,5486
		$\mu_{ F_{HF} }^n \pm \sigma_{ F_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,2437 $\pm$ 0,1856	0,2481 $\pm$ 0,1897	0,2496 $\pm$ 0,1867	0,2437 $\pm$ 0,1858
32	5	0,2509 $\pm$ 0,1889	0,2409 $\pm$ 0,1861	0,2490 $\pm$ 0,1881	0,2491 $\pm$ 0,1863
56	5	0,2498 $\pm$ 0,1912	0,2465 $\pm$ 0,1858	0,2505 $\pm$ 0,1872	0,2457 $\pm$ 0,1882
40	1	0,2439 $\pm$ 0,1866	0,2464 $\pm$ 0,1906	0,2493 $\pm$ 0,1868	0,2414 $\pm$ 0,1895
32	1	0,2470 $\pm$ 0,1892	0,2487 $\pm$ 0,1891	0,2427 $\pm$ 0,1873	0,2425 $\pm$ 0,1869
40	10	0,2434 $\pm$ 0,1885	0,2442 $\pm$ 0,1888	0,2453 $\pm$ 0,1915	0,2460 $\pm$ 0,1914
56	10	0,2417 $\pm$ 0,1868	0,2428 $\pm$ 0,1901	0,2441 $\pm$ 0,1869	0,2380 $\pm$ 0,1833
		$\mu_{ A_{HF} }^n \pm \sigma_{ A_{HF} }^n$ (%)			
K_f	K_A	SNR = ∞	SNR = 25 dB	SNR = 15 dB	SNR = 5 dB
40	5	0,6678 $\pm$ 0,2566	0,6610 $\pm$ 0,3502	0,7086 $\pm$ 0,5604	1,8884 $\pm$ 1,5672
32	5	0,6601 $\pm$ 0,2473	0,6533 $\pm$ 0,3440	0,7075 $\pm$ 0,5548	1,8674 $\pm$ 1,5806
56	5	0,6683 $\pm$ 0,2541	0,6648 $\pm$ 0,3480	0,7159 $\pm$ 0,5639	1,9080 $\pm$ 1,5826
40	1	0,3222 $\pm$ 0,2480	0,6390 $\pm$ 0,5012	1,8094 $\pm$ 1,4376	5,4987 $\pm$ 4,3223
32	1	0,3448 $\pm$ 0,2642	0,6416 $\pm$ 0,5036	1,8223 $\pm$ 1,4339	5,4764 $\pm$ 4,3155
40	10	1,2641 $\pm$ 0,5207	1,2612 $\pm$ 0,5513	1,1972 $\pm$ 0,6554	1,7208 $\pm$ 1,4588
56	10	1,2771 $\pm$ 0,5264	1,2663 $\pm$ 0,5537	1,2011 $\pm$ 0,6558	1,7314 $\pm$ 1,4879

Tabla II.19 Media $\pm$ SD para los parámetros estimados con conocimiento de frecuencia respiratoria en la simulación FR-AV con ruido

Como vemos en la tabla anterior, se siguen obteniendo mejoras cuando tenemos una desviación de 0.012 Hz en la estimación de la frecuencia respiratoria.

Tabla de acrónimos

ANS, *Autonomous Nervous System*, Sistema nervioso autónomo.

LF, *Low Frequency*, Baja frecuencia.

HF, *High Frequency*, Alta frecuencia.

IPFM, *Integral Pulse Frequency Modulation*, modulación en frecuencia de pulsos por integración

HR, *Heart Rate*, Ritmo Cardíaco.

HRM, *Heart Rate Mean*, Ritmo Cardíaco Medio.

HRV, *Heart Rate Variability*, Variabilidad del ritmo cardíaco.

RSA, *Respiratory Sinus Arrhythmia*, Arritmia Sinusal respiratoria.

SA, *Sinoatrial*

WVD, *Wigner-Ville Distribution*, distribución Wigner Ville

MLE, *Maximum Likelihood Estimator*, Estimador de máxima verosimilitud.

AWGN, *Additive White Gaussian Noise*, Ruido blanco aditivo gaussiano.

SNR, *Signal to Noise Ratio*, Ruido blanco aditivo gaussiano.

TV-ARMA, *Time-Varying Autoregressive Moving Average*, Modelo autorregresivo de media móvil.

Bibliografía

- [1] Steven M. Kay, "Fundamentals of Statistical Signal Processing: Estimation Theory", Prentice Hall Signal Processing Series, pp. 539-544.
- [2] Instituto Nacional de Estadística, "Defunciones según la Causa de Muerte 2008," Nota de prensa de 6 abril de 2009.
- [3] R. Gianrossi, R. Detrano, D. Mulvihill, K. Lehmann, P. Dubach, A. Colombo, D. McArthur, and V. Froelicher, "Exercise-induced ST depression in the diagnosis of coronary artery disease: a meta-analysis," *Circulation*, 80:1 87–98, 1989.
- [4] J. Mateo, P. Serrano, R. Bailón, J. García, A. Ferreira, A. del Río, I.J. Ferreira, and P. Laguna, "Heart rate variability measurements during exercise test may improve the diagnosis of ischemic heart disease," in *Proc. of the 23rd Int. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc., IEEE-EMBS Society, Istambul, 2001*.
- [5] R. Hainsworth, "The control and physiological importance of heart rate. In M. Malik and A.J. Camm, editors, *Heart Rate Variability*, pp. 3–19. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.
- [6] J.A. Hirsch and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate," *Am. J. Physiol.*, vol. 241, pp. H620–H629, 1981.
- [7] D.L. Eckberg, "Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow," *Journal of Applied Physiology*, vol. 54, pp. 961–966, 1983.
- [8] P. Grossman and K. Wientjes, "Respiratory sinus arrhythmia and parasympathetic cardiac control: some basic issues concerning quantification, applications and implications," in *Cardiorespiratory and cardiosomatic psychophysiology* (P. Grossman, K.H. Jansenn, and D. Waitl, eds.), pp. 117–138. Plenum Press, NY, 1986.
- [9] D. Laude, M. Goldman, P. Escourrou, and J.L. Elghozi, "Effect of breathing pattern on blood pressure and heart rate oscillations in humans," *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, vol. 20, pp. 619–626, 1993.
- [10] The Task Force of ESC and NASPE, "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354-381, 1996.
- [11] S. Akselrod, D. Gordon, J.B. Madwed, N.C. Snidman, D.C. Shannon, and R.J. Cohen, "Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 249, pp. H867–H875, 1985.
- [12] S. Akselrod, "Components of heart rate variability: basic studies," in M. Malik and A.J. Camm, editors, *Heart Rate Variability*, pp. 147–163. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.

Bibliografía

- [13] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, D.C. Shannon, A.C. Barger, and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to beat cardiovascular control," *Science*, vol. 213, pp. 220–222, 1981.
- [14] B. Pomeranz, R.J.B. Macaulay, M.A. Caudill, and et al, "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis," *Am. J. Physiol.*, vol. 248, pp. H151–H153, 1985.
- [15] A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, and S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," *Circulation*, vol. 84, pp. 482–492, 1991.
- [16] M. Kollai and G. Mizsei, "Respiratory sinus arrhythmia is a limited measure of cardiac parasympathetic control in man," *J. Physiol.*, vol. 424, pp. 329–342, 1990.
- [17] M. Pagani, D. Lucini, O. Rimoldi, R. Furlan, S. Piazza, and L. Biancardi, "Effects of physical and mental exercise on heart rate variability," in *Heart Rate Variability*, (M. Malik and A.J. Camm, eds.), pp. 245–266. New York, Futura Publishing Company, Inc., 1995.
- [18] F. Cottin and Y. Papelier, "Regulation of cardiovascular system during dynamic exercise: integrative approach," *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 14, no. 1, pp. 53–81, 2002.
- [19] G. Blain, O. Meste, and S. Bermon, "Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 288, pp. H887–H895, 2005.
- [20] Y. Arai, J.P. Saul, P. Albrecht, L.H. Hartley, L.S. Lilly, R.J. Cohen, and W.S. Colucci, "Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 256, pp. H132–H141, 1989.
- [21] B. Casadei, S. Cochrane, J. Johnston, J. Conway, and P. Sleight, "Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 153, no. 2, pp. 125–131, 1995.
- [22] L. Bernardi, F. Salvucci, R. Suardi, P. Solda, A. Calciati, S. Perlini, C. Falcone, and L. Ricciardi, "Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise," *Cardiovasc. Res.*, vol. 24, no. 12, pp. 969–981, 1990.
- [23] R. Bailón, P. Laguna, L. Mainardi, and L. Sörnmo, "Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency," in *Proc. 29th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 6674–6677, IEEE-EMBS Society, Lyon, 2007.
- [24] G.B. Moody and R.G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program," in *Computers in Cardiology*, vol. 9, pp. 39–44. IEEE Computer Society Press, 1982.

- [25] R. Bailón, , L. T. Mainardi, M. Orini, and P. Laguna, "Analysis of heart rate variability during stress testing using respiratory information," *Biomedical signal processing and control*, vol. accepted, 2010
- [26] L. Mainardi, N. Montano, and S. Cerutti, "Automatic decomposition of Wigner distribution and its application to heart rate variability," *Methods Inf. Med.*, vol. 43, pp. 17–21, 2004.
- [27] G. Blain, O. Meste, and S. Bermon, "Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 288, pp. H887–H895, 2005.
- [28] O. Anosov, A. Patzak, Y. Kononovich, and P. Persson, "High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 83, no. 4-5, pp. 388–394, 2000.
- [29] W. Martin and P. Flandrin, "Wigner-Ville spectral analysis of nonstationary processes," *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Proc.*, vol. 33, no. 6, pp. 1461–1470, 1985.
- [30] R. Perini, C. Orizio, G. Baselli, and et al, "The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 61, pp. 143–148, 1990.
- [31] Y. Yamamoto, R. Hughson, and J. Peterson, "Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis," *J. Appl. Physiol.*, vol. 71, no. 3, pp. 1136–1142, 1991.
- [32] R. Bailón, L. Sörnmo, and P. Laguna, "A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 7, pp. 1273–1285, 2006.
- [33] R. Bailón, P. Laguna, L. Mainardi, and L. Sörnmo, "Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency," in *Proc. 29th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 6674–6677, IEEEEMBS Society, Lyon, 2007.
- [34] O. Meste, G. Blain, and S. Bermon, "Influence of the pedalling frequency on the heart rate variability," in *Proc. 29th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 279–282, IEEE-EMBS Society, Lyon, 2007.
- [35] F. Villa, P. Castiglioni, G. Merati, P. Mazzoleni, and M. Di Rienzo, "Effects of pedalling on the high frequency components of HRV during exercise," in *Proc. Comput. Cardiol.*, vol. 35, <http://cinc.mit.edu>, 2008.
- [36] The Task Force of ESC and NASPE, "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354–381, 1996.
- [37] H. L. Chan, H. H. Huang, and J. L. Lin, "Time-frequency analysis of heart rate variability during transient segments." *Ann Biomed Eng*, vol. 29, no. 11, pp. 983–996, Nov 2001.

Bibliografía

- [38] L. Keselbrener and S. Akselrod, "Selective discrete fourier transform algorithm for time-frequency analysis: method and application on simulated and cardiovascular signals," *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. 43, no. 8, pp. 789–802, Aug. 1996.
- [39] M. Orini, R. Bailón Luesma, P. Laguna Lasaosa, L. Mainardi, "Modeling and Estimation of Time-Varying Heart Rate Variability during Stress Test by Parametric and Non Parametric Analysis", *computers in cardiology*, pp. 29-32. Septiembre. 2007.
- [40] A. Aubert, B. Seps, F. Beckers, "Heart rate variability in athletes", *Sports Med.* 33 (12) (2003) 889–919.
- [41] J. Warren, R. Jaffe, C. Wraa, C. Stebbins, "Effect of autonomic blockade on power spectrum of heart rate variability during exercise", *Am. J. Physiol.* 273 (1997) R495–R502.
- [42] R. Perini, N. Fisher, A. Veicsteinas, D.R. Pendergast, "Aerobic training and cardiovascular responses at rest and during exercise in older men and women", *Med. Sci. Sports Exerc* 34 (2002) 700–708.
- [43] F. Cottin, Y. Papelier, P. Escourrou, "Effects of exercise load and breathing frequency on heart rate and blood pressure variability during dynamic exercise", *Int. J. Sports Med.* 20 (1999) 232–238.
- [44] O. Rompelman, J.B.I.M. Snijders, and C.J. van Spronsen, "The measurement of heart rate variability spectra with the help of a personal computer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 29, no. 7, pp. 503–510, 1982.
- [45] J. Mateo and P. Laguna, "Improved heart rate variability time-domain signal construction from the beat occurrence times according to the IPFM model," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 985–996, 2000
- [46] 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, pp. 334–343, 2003.