

Estimación de la Frecuencia Respiratoria Mediante Análisis Tiempo-Frecuencia de la Señal de Variabilidad del Ritmo Cardíaco

E. Cirugeda Roldan^{1,2}, M. Orini^{1,2}, R. Bailón Luesma^{1,2}, P. Laguna Lasasosa^{1,2}

¹GTC, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España, evaci075@gmail.com, {morini,rbailon,laguna}@unizar.es

²CIBER BBN de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

Resumen

En este trabajo se analiza la posibilidad de estimar la frecuencia respiratoria a partir de la componente de alta frecuencia (HF) de la señal de variabilidad del ritmo cardíaco (HRV), mediante la aplicación de técnicas tiempo-frecuencia (TF) basadas en la pseudo distribución de Wigner-Ville suavizada (SPWVD). Ésta se obtiene a través de un filtrado en tiempo y frecuencia de la distribución de Wigner-Ville (WVD) que permite la eliminación de los términos cruzados. El método se aplica a una base de datos de 57 sujetos, registrada durante la escucha de distintos fragmentos musicales. Los resultados se comparan con los obtenidos a través de métodos de estimación de señales respiratorias derivadas del ECG (EDR). Los resultados muestran que durante la escucha de fragmentos musicales, la estimación a partir de la HRV presenta un error de estimación mediano inferior a 2 mHz (0.7%).

1. Introducción

La necesidad de estimar la frecuencia respiratoria nace de su importancia en el estudio tanto de alteraciones en la respiración como de alteraciones en otros sistemas con los cuales interacciona.

Ante la dificultad de registro, en determinadas situaciones, de la señal respiratoria, nace la idea de estimar la frecuencia respiratoria de forma indirecta a partir de señales que se ven influenciadas por la respiración.

La influencia de la respiración se manifiesta tanto en variaciones morfológicas del ECG (efecto mecánico), como en una modulación del ritmo cardíaco (efecto autonómico). Ésta última tiene su origen en un fenómeno conocido como arritmia sinusal respiratoria (RSA), modulación del ritmo cardíaco caracterizada por un incremento de éste durante la inspiración y un decremento durante la expiración, siendo mediada por el sistema parasimpático [1, 2].

La HRV se considera una medida no invasiva del sistema nervioso autónomo (ANS) así como de la interacción entre sus dos ramas principales, simpática y parasimpática, a través de las componentes de baja frecuencia (LF) y alta

frecuencia (HF), respectivamente [3]. La componente HF está asociada principalmente a la RSA y se localiza, en condiciones normales, en una banda frecuencial localizada entre [0.15, 0.4] Hz, aunque en ciertas aplicaciones, se extiende hasta alcanzar un valor igual a la mitad de la frecuencia cardíaca media [4].

El objetivo de este trabajo es estudiar la viabilidad de estimación de la frecuencia respiratoria a través de la señal HRV, en particular, como la frecuencia de la componente HF de la HRV.

El método propuesto se comparará con métodos basados en la estimación de la frecuencia respiratoria a través de las variaciones morfológicas inducidas en el ECG por la respiración, métodos denominados como EDR (ECG-Derived Respiration) [1].

2. Materiales

El estudio se evalúa sobre una base de datos generada en el MaxPlanck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, Leipzig, Alemania. Esta base de datos consta de 57 señales respiratorias y ECG de 12 derivaciones, registradas a una frecuencia de muestreo de 1 KHz [5].

Durante el registro los sujetos se han visto sometidos a la escucha de cuatro tipos de fragmentos musicales distintos (música agradable, música desagradable, silencio y tono “shepard”) de 90s de duración secuenciados cada 15s. El primer fragmento se escucha tras 5s del inicio del registro. El inicio de un nuevo fragmento musical se indica a través de una señal de control. El orden de los fragmentos es aleatorio. Una vez finalizada la escucha de un fragmento, el sujeto tiene que evaluar el nivel de agrado o desagrado experimentado.

Durante la escucha de los fragmentos musicales, las variaciones de la frecuencia son suaves, mientras que en las transiciones, éstas son más abruptas enfatizando así la condición no estacionaria de la frecuencia respiratoria. La HRV se obtiene a partir de las localizaciones del complejo QRS mediante algoritmos basados en el modelo IPFM [6]. Estos métodos incluyen algoritmos para la detección y corrección de latidos ectópicos, falsas detecciones y latidos

perdidos. La señal es remuestreada a 4 Hz.

Las señales EDR se estiman a partir del ángulo del eje eléctrico del corazón sobre las tres derivaciones ortogonales de un vectorcardiograma (VCG), sintetizado mediante la transformación inversa de Dower. El primer método estima las variaciones del ángulo de rotación del eje eléctrico del corazón respecto a un latido de referencia, se basa en la alineación espacio-temporal de los QRS [1]. El segundo obtiene el ángulo de eje eléctrico medio del corazón a través de la relación entre las áreas de los complejos QRS [7]. Las áreas se calculan mediante la integración de los complejos QRS en el interior de una ventana centrada en la localización del complejo QRS, simétrica y constante durante todo el registro. La longitud se define a partir de la duración mínima de los segmentos QR y RS. Estos métodos definen tres señales respiratorias por cada ECG analizado. Estas señales son remuestreadas a 4 Hz, sus tendencias son estimadas mediante un filtrado paso bajo con frecuencia de corte 0.1 Hz, y eliminadas.

3. Métodos

3.1. Estimación de la frecuencia respiratoria

La estimación de la evolución temporal de la frecuencia respiratoria se obtiene mediante el uso de la SPWVD [8, 9]. Esta presenta una versión filtrada de la WVD donde los términos cruzados se reducen mediante un filtrado paso bajo en tiempo y frecuencia, se define como:

$$\tilde{W}_x(n,m) = 2 \sum_{k=-K+1}^{K-1} |\omega_f(k)|^2 \sum_{p=-N+1}^{N-1} [\omega_t(p) r_x(n+p,k)] e^{-j2\pi \frac{m}{M} k} \quad m = -M + 1, \dots, M \quad (1)$$

donde $r_x(n,k) = x^*(n-k)x(n+k)$ representa la función de autocorrelación instantánea, n, m , los índices discretos de tiempo y frecuencia, k el índice de retardo temporal de la función de autocorrelación instantánea; $|\omega_f(k)|^2$ y $\omega_t(p)$ son, respectivamente, las ventanas de filtrado frecuencial y temporal.

En este trabajo se utiliza un kernel compuesto por una ventana frecuencial exponencial y una ventana temporal hiperbólica:

$$|\omega_f(k; \beta)|^2 = \begin{cases} e^{\frac{k}{\beta}} & k = -K + 1, \dots, K - 1 \\ 0 & \text{resto} \end{cases} \quad (2)$$

$$\omega_t(n; \alpha) = \begin{cases} \frac{K_\alpha}{\cosh^{2\alpha}(n)} & n = -N + 1, \dots, N - 1 \\ 0 & \text{resto} \end{cases} \quad (3)$$

donde $K_\alpha = \Gamma(2\alpha)/2^{2\alpha-1}\Gamma^2(\alpha)$. Se han analizado los siguientes valores para los parámetros de $|\omega_f(k; \beta)|^2$, $2K-1=1023$ muestras y $\beta = \{32, 64, 128\}$. Y para $\omega_t(n; \alpha)$, $\alpha = \{0.1, 0.05, 0.03\}$, lo que implica una longitud efectiva, $L_{eff} = 2N-1 = \{71, 139, 231\}$ muestras, calculada según:

$$L_{eff} = 2N - 1 = \sum_{p=-N+1}^{N-1} \omega(p; \alpha) \geq 0,999 \quad (4)$$

La estimación de la frecuencia respiratoria, se lleva a cabo de acuerdo a:

$$\hat{F}(n) = \arg\left\{ \max_{F(m) \in \Omega_F} \tilde{W}_x(n,m) \right\} \quad (5)$$

donde Ω_F representa la banda frecuencial asociada a la respiración, y que en este trabajo consideramos [0.15, 0.5] Hz, ya que se ha visto que en algunos casos la frecuencia respiratoria supera los 0.4 Hz [4].

Los métodos de estimación de señales EDR obtienen una señal por cada ángulo estimado, a partir de la cual para cada instante se realiza una estimación de la frecuencia respiratoria. La estimación final de la frecuencia respiratoria se obtiene como la media aritmética de las frecuencias instantáneas individuales que presenten una diferencia entre sí inferior a 0.02 Hz. En los instantes en los que lo anterior no se cumple, la estimación se obtiene como interpolación lineal entre las muestras anteriores y posteriores.

3.2. Evaluación de la estimación frecuencial

La evaluación se realiza mediante el estudio del error de estimación mediano:

$$e(i) = \text{mediana}\{|\hat{F}_i(n) - F_{ref,i}(n)|\} \quad (6)$$

donde $F_{ref,i}(n)$ representa la frecuencia de referencia para el registro i -ésimo. Se seleccionan valores medianos por presentar una mayor robustez frente a estimaciones anómalas.

La evaluación se realiza en función del tipo de segmento analizado, distinguiendo entre fragmentos musicales, y transiciones entre los fragmentos musicales. En la Figura 1 se observa la estimación de la frecuencia respiratoria en estos segmentos denotados por S_1 y S_2 , respectivamente.

Para la evaluación de los fragmentos musicales (S_1), se seleccionan los instantes correspondientes a las muestras centrales (80s). Los 5s iniciales y finales se incluyen en la evaluación de las transiciones. Ésta se realiza para distintas combinaciones de parámetros $\{\alpha, \beta\}$ del kernel propuesto.

La frecuencia respiratoria de referencia se obtiene sobre las señales respiratorias, diezmadas a 4 Hz, con la misma combinación de parámetros a evaluar.

4. Resultados

La Figura 1 presenta la comparativa entre la frecuencia de referencia y la obtenida con los tres métodos de estimación evaluados, estimación a partir de la componente de HF de la HRV (F_{HRV}), a partir del método de alineación de QRS (F_{EDR1}) y de la integración de los QRS (F_{EDR2}), durante un periodo de tres fragmentos musicales.

La distribución del error mediano de estimación de la frecuencia respiratoria como la componente de HF de la HRV para cada conjunto de parámetros $\{\alpha, \beta\}$ del kernel se presenta en la Figura 2. Durante la escucha de fragmentos musicales (Figura 2a), se observa que el error de estimación mediano, permanece constante

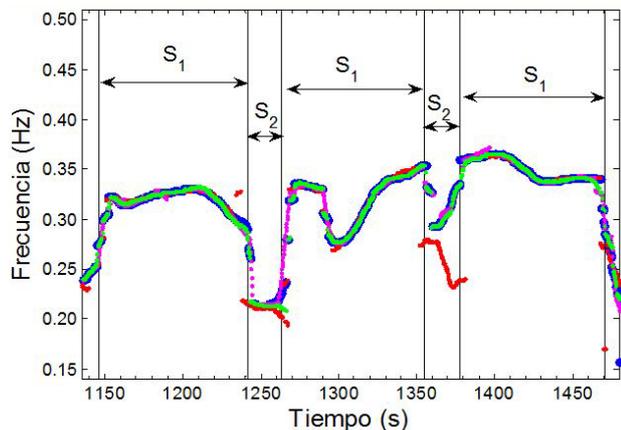


Figura 1. Estimación frecuencial durante tres segmentos musicales. En azul la frecuencia respiratoria de referencia (F_{ref}), en rojo F_{HRV} , en magenta F_{EDR1} , y en verde F_{EDR2}

para cada combinación de parámetros, con un valor en torno a los 2 mHz (0.7 % respecto a la estimación instantánea de la frecuencia respiratoria de referencia con los mismos parámetros del kernel propuesto), mientras que la variabilidad (valores mínimo y máximo) se ven aumentados al disminuir el filtrado frecuencial (mayor β). No se presenta la evaluación para $\alpha=0.1$ por no reducir los términos cruzados de la WVD de forma suficiente.

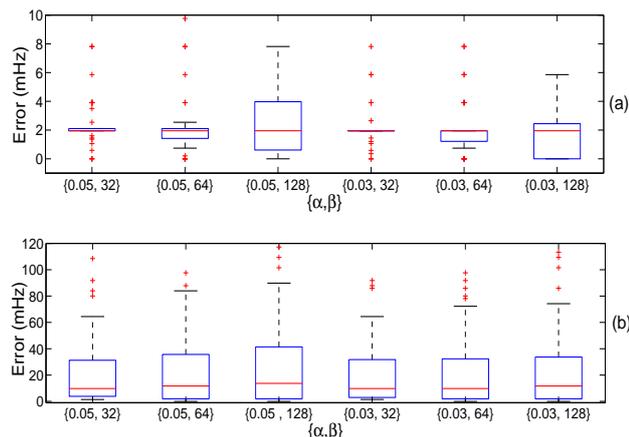


Figura 2. Distribución del error mediano de estimación de la frecuencia respiratoria como la componente de HF de la HRV, la línea roja presenta el valor mediano de la distribución. (a) Fragmentos musicales. (b) Transiciones.

La Figura 2b muestra la distribución para el error en las transiciones, el error de estimación mediano es superior al que se obtiene en los fragmentos musicales hasta un valor mediano mínimo de 10 mHz, también la variabilidad aumenta.

La Figura 3 muestra la distribución del error de estimación mediano cuando la estimación se realiza mediante el método EDR basado en la alineación espacio-temporal del complejos QRS. La Figura 3a muestra los resultados para los fragmentos musicales mientras que la Figura 3b muestra la evaluación sobre las transiciones.

El error de estimación mediano disminuye respecto al que se obtiene cuando la estimación se realiza sobre la HRV. En éste caso se sitúa por debajo de 1.3 mHz (0.43 %) durante la escucha de fragmentos musicales y por debajo de 2.4 mHz durante las transiciones entre fragmentos. Con

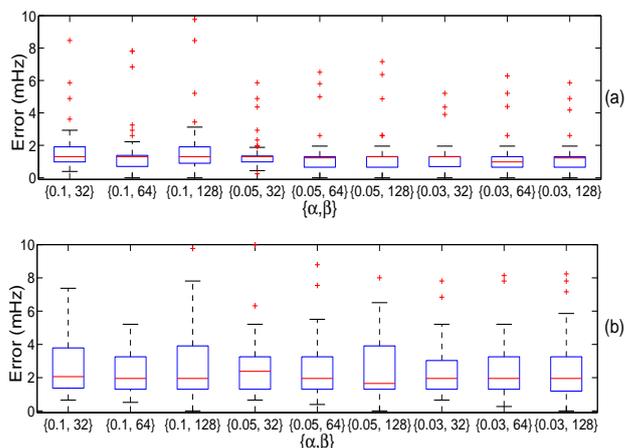


Figura 3. Distribución del error mediano de estimación de la frecuencia respiratoria estimada a partir del método EDR de alineación de QRS. (a) Fragmentos musicales. (b) Transiciones.

un menor filtrado temporal el error de estimación mediano y la variabilidad de éste aumentan. En la evaluación del error durante las transiciones se observa como al disminuir el filtrado frecuencial la variabilidad de la estimación aumenta.

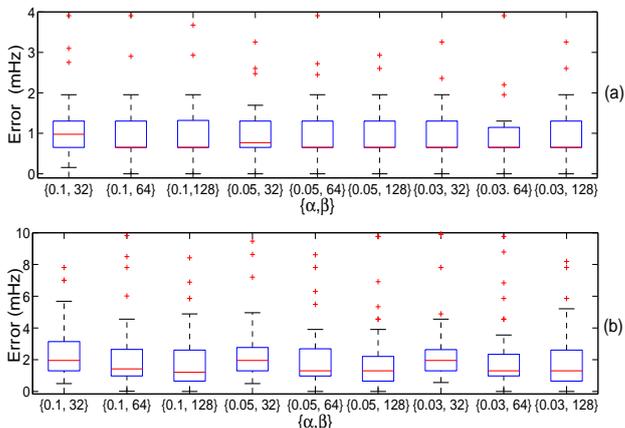


Figura 4. Distribución del error mediano de estimación de la frecuencia respiratoria estimada sobre la EDR obtenida a partir de la integración de QRS. (a) Fragmentos musicales. (b) Transiciones.

La Figura 4 presenta la misma evaluación sobre las señales EDR obtenidas a partir de la integración de los complejos QRS. Se muestra como independientemente de los parámetros del kernel utilizados, el error de estimación mediano y la variabilidad presentan valores similares durante los fragmentos musicales (Figura 4a). El error de estimación es inferior al obtenido con cualquiera de los dos métodos anteriores, manteniéndose por debajo de 1 mHz (0.32 %). En las transiciones (Figura 4b) no se experimenta ninguna mejora, puesto que los valores del error de estimación mediano son similares a los obtenidos con el método EDR de alineamiento de complejos QRS.

Finalmente la Figura 5 muestra una comparativa en función del método de estimación de la señal sobre la que se estima la frecuencia respiratoria con aquellos parámetros del kernel que proporcionaban un menor error de estimación mediano en cada caso.

Se presenta únicamente la evaluación sobre los fragmentos musicales. El error de estimación mediano presenta

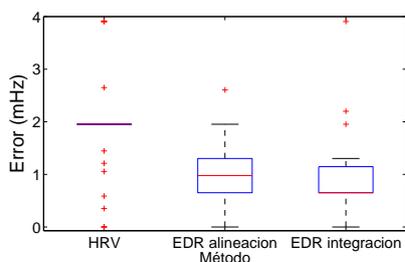


Figura 5. Distribución del error mediano durante los fragmentos musicales en función del método de estimación de las señales a analizar para el conjunto de parámetros óptimo en cada caso. ($HRV = \{0.03, 32\}$, $EDR \text{ alineación} = \{0.03, 64\}$, $EDR \text{ integración} = \{0.03, 64\}$)

una distribución con menor valor mediano cuando la frecuencia se estima mediante un método EDR que a partir de la HRV, presentando dispersiones similares. En cualquier caso el error de estimación mediano se mantiene por debajo de los 2 mHz (0.7 %).

5. Discusión y conclusión

De acuerdo a los resultados presentados en la Sección 4 se concluye que la estimación de la frecuencia respiratoria a partir de la componente de HF de la HRV es viable.

En la evaluación del error hay que tener en cuenta que la SPWVD se ha calculado con 1024 muestras, y la señal presenta una frecuencia de muestreo de 4 Hz, lo que se traduce en una resolución frecuencial de 2 mHz/muestra. Esta resolución frecuencial implica que toda estimación realizada, aun cuando ésta sea correcta, presentará inherentemente un error de estimación máximo de 1 mHz.

El error mediano de estimación obtenido durante la escucha de fragmentos musicales, donde se asumen variaciones de la frecuencia respiratoria suaves, es inferior a 2 mHz (0.7 %). Este error aumenta en las transiciones entre distintos fragmentos musicales, donde las variaciones de la frecuencia respiratoria son más bruscas, provocando un mayor número de términos cruzados que el kernel no es capaz de reducir. El mayor error en las transiciones se obtiene cuando la estimación se realiza a partir de la componente HF de la HRV.

El error mediano de estimación de la frecuencia respiratoria a través de métodos EDR es inferior al obtenido cuando la frecuencia se estima a partir de la componente HF de la HRV. Esto puede deberse a varias razones. Primero, la influencia mecánica de la respiración sobre el eje eléctrico del corazón puede reflejarse de manera más evidente que el efecto autonómico asociado a la RSA. En segundo lugar, puesto que la detección de la frecuencia se realiza a través del pico de la SPWVD en cada instante, cuando la amplitud de la componente HF se ve reducida, como sucedía en algunos sujetos y circunstancias, su estimación resulta más difícil e imprecisa. Finalmente tenemos que tener en cuenta las características propias de las señales, donde las señales monocomponente (EDR) al presentar una única

componente frecuencial, presentan un menor número de términos cruzados.

Los métodos de estimación de señales EDR utilizados en este trabajo necesitan del uso de dos o tres derivaciones ortogonales del VCG, mientras que la HRV puede ser estimada a partir del uso de una única derivación del ECG.

Se proponen entonces distintas líneas de trabajo futuros, primero un estudio con kernels cuyo grado de filtrado no dependa de parámetros ajustables, sino de la propia señal, de forma que se ajusten automáticamente a la ley frecuencial de ésta. Segundo se propone el estudio conjunto de señales EDR y HRV de forma que se estudie simultáneamente los efectos mecánico y autonómico de la respiración sobre el ECG. Finalmente en este trabajo se han analizado métodos de estimación EDR multiderivaciones, se propone entonces el estudio de la estimación de la frecuencia respiratoria sobre señales obtenidas a partir de métodos que utilicen ECG monoderivacionales.

Agradecimientos

Este proyecto se ha financiado mediante el proyecto TEC2007-68076-C02-02/TCM del MCyT.

Referencias

- [1] Bailón R, Sörnmo L, Laguna P. A robust method for ECG-based estimation of the respiratory frequency during stress testing. *IEEE trans. On Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 7, 2006, pp. 1273-85. (ISSN: 0018-9294)
- [2] Hirsh JA, Bishop B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 241, no. 4, 1981, pp. 620-9 (ISSN: 0363-6135)
- [3] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation, and the clinical use. *Circ.*, vol. 93, 1996, pp. 1046-1065
- [4] Bailón R, Laguna P, Mainardi L, Sörnmo L. Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiration frequency. *Proc. of the 29th Ann. Int. Conf. on the IEEE EMBS*, Lyon. 2007, pp. 6674-77. (ISBN: 1-4244-0788-5)
- [5] Orini M, Enk R, Bailón R, Mainardi L, Laguna P, Koelsch S. Autonomic response to pleasant and unpleasant music, evaluated by HRV analysis. *Submitted*, 2009
- [6] Mateo J, Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, 2003, pp. 334-43. (ISSN: 0018-9294)
- [7] Behbehani K, Vijendra S, Burk JR, Lucas EA. An investigation of the mean electrical axis angle and respiration during sleep. *Proc. of the 2nd joint EMBS/BMES Conf.*, Texas, 2002, pp. 1550-51. (ISBN: 0-7803-7612-9)
- [8] Hlawatsch F, Boudreaux-Bartels GF. Linear and quadratic time-frequency signal representations. *IEEE Signal Proc. Mag.*, vol. 9, no. 2, 1992, pp. 21-67. (ISSN: 1053-5888)
- [9] Bailón R, Mainardi LT, Laguna P. Analysis of heart rate variability during stress testing including "a priori" information of respiratory frequency. *Comp. in Cardiology*, Vol. 33, 2006, pp. 169-72 (ISSN: 0276-6547)