

ESTIMACIÓN ROBUSTA DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA A PARTIR DEL ECG REGISTRADO DURANTE PRUEBA DE ESFUERZO

Raquel Bailón¹, Damien Habas¹, Leif Sörnmo², Pablo Laguna¹

¹Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones (GTC),
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza, España

²Grupo de Procesado de Señal, Departamento de Ingeniería Eléctrica,
Universidad de Lund, Suecia

RESUMEN

En este trabajo se presenta un método para la extracción de la frecuencia respiratoria a partir del ECG registrado durante prueba de esfuerzo. Las características especiales de estos registros, como el alto contenido en ruido no estacionario, las variaciones morfológicas del ECG inducidas por el ejercicio y el carácter dinámico de la frecuencia respiratoria durante la prueba, hacen que los métodos clásicos de estimación de la respiración a partir del ECG fallen. El método aquí descrito se basa en la estimación del ángulo de rotación del eje eléctrico cardiaco que origina la respiración. La frecuencia respiratoria se estima mediante análisis espectral de la serie de ángulos estimados. El método se evalúa sobre un estudio de simulación. El error cometido en la estimación de la frecuencia respiratoria ($0.579\% \pm 0.235\%$, media \pm SD) es mucho menor que el obtenido mediante el método clásico de las áreas del QRS ($9.814\% \pm 13.071\%$), implementado aquí con fines comparativos.

1. INTRODUCCIÓN

La señal respiratoria se registra normalmente mediante técnicas como la espirometría o la pletismografía. En algunas situaciones, como la prueba de esfuerzo, el registro de la respiración es dificultoso e incómodo para el paciente, que se encuentra en constante movimiento y demandando cantidades crecientes de oxígeno. En estos casos resulta de gran utilidad disponer de métodos para extraer de forma indirecta información respiratoria, como, por ejemplo, la frecuencia de la respiración.

Durante el ciclo respiratorio, los desplazamientos relativos entre el torso y el corazón provocan una rotación del eje eléctrico cardiaco, que afecta a la morfología del QRS. Varios métodos se han propuesto para obtener la señal respiratoria a partir del electrocardiograma (ECG) registrado. Sin embargo, los métodos clásicos fallan al aplicarlos sobre registros de prueba de esfuerzo, altamente ruidosos y no estacionarios, en los que, además, la frecuencia de la respiración varía a lo largo de la prueba. El

objetivo de este trabajo es obtener una estimación robusta de la frecuencia respiratoria a partir del ECG registrado durante prueba de esfuerzo.

En [1] se propuso un método para la estimación de la frecuencia respiratoria a partir del vectorcardiograma (VCG) registrado, basado en la estimación por mínimos cuadrados de los ángulos de rotación del eje eléctrico cardiaco. El método se basa en el alineamiento de sucesivos complejos QRS-VCG con un complejo de referencia con respecto a las transformaciones de rotación y sincronización temporal. Las series de los ángulos de rotación estimados se consideran aproximaciones a la señal respiratoria. La frecuencia respiratoria se calcula mediante análisis espectral de dichas series. El método [1] se implementó en este trabajo añadiendo importantes modificaciones de robustecimiento para su aplicación en registros de prueba de esfuerzo. También se implementó un método clásico, basado en las áreas del QRS de dos derivaciones ortogonales [2], con fines comparativos.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Base de datos

En el Hospital Clínico 'Lozano Blesa' de Zaragoza se registraron los ECGs durante prueba de esfuerzo (protocolo de Bruce) de 844 pacientes y 66 voluntarios. Las derivaciones estándar V1, V3-V6, I, II, III, aVL, aVR y aVF y la RV4 se registraron digitalmente con una frecuencia de muestreo de 1 KHz y $0.6 \mu V$ de resolución.

2.2. Estimación de la frecuencia respiratoria

El método para la estimación de la frecuencia respiratoria a partir del ECG registrado durante prueba de esfuerzo se divide en tres etapas. En la primera, un preprocesado de la señal garantiza el buen funcionamiento de los métodos de estimación de la señal respiratoria a partir del ECG, implementados en la segunda etapa; en la tercera, la frecuencia respiratoria se estima mediante análisis espectral de la señal respiratoria estimada.

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos TIC 2001-2167-CO2-02 (CICYT/FEDER) y P075-2001 (CONSID-DGA).

2.2.1. Preprocesado de la señal

En primer lugar, los complejos QRS se detectaron con el método propuesto en [3], utilizando las derivaciones RV4, V4 y V5. Una señal VCG se obtuvo a partir del ECG registrado de 12 derivaciones siguiendo la misma metodología usada en [4] para la transformación inversa de Dower, pero considerando la localización espacial de la derivación RV4 en lugar de la estándar V2:

$$\begin{aligned} X &= -0,182V1 - 0,137RV4 + 0,088V3 + 0,207V4 + \\ &\dots + 0,226V5 + 0,189V6 + 0,147I - 0,002II \\ Y &= 0,032V1 + 0,066RV4 - 0,121V3 - 0,019V4 + \\ &\dots + 0,053V5 + 0,063V6 - 0,217I + 0,882II \\ Z &= -0,371V1 - 0,132RV4 - 0,415V3 - 0,126V4 + \\ &\dots + 0,066V5 + 0,160V6 + 0,038I + 0,109II \end{aligned}$$

Los registros de prueba de esfuerzo se ven afectados por grandes variaciones de línea de base, que fueron atenuadas mediante interpolación con *splines* cúbicas (los nodos de nivel isoelectrico se estimaron promediando 20 ms de señal empezando 80 ms antes de la posición dada por el detector de QRS, QRS).

2.2.2. Métodos de estimación de la señal respiratoria

Se consideraron dos métodos de estimación de la señal respiratoria a partir del VCG:

Método del alineamiento del QRS-VCG: El método se basa en la minimización de la distancia normalizada ε entre un latido de referencia (\mathbf{Y}_R , $3 \times N$) y uno observado (\mathbf{Y} , $3 \times (N+2\Delta)$) respecto a las transformaciones de rotación (\mathbf{Q} , 3×3) y sincronización temporal (\mathbf{J}_τ , $(N+2\Delta) \times N$) [5, 6]:

$$\varepsilon = \frac{\|\mathbf{Y}_R - \mathbf{Q}^T \mathbf{Y} \mathbf{J}_\tau\|_F^2}{\|\mathbf{Q}^T \mathbf{Y} \mathbf{J}_\tau\|_F^2} \quad (1)$$

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} * & \sin\phi_z \cos\phi_y & \sin\phi_y \\ * & * & \sin\phi_x \cos\phi_y \\ * & * & * \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\mathbf{J}_\tau = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{\Delta+\tau} \\ \mathbf{I} \\ \mathbf{0}_{\Delta-\tau} \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde N (longitud de la ventana de análisis del complejo QRS) se fijó a 80 ms, Δ (longitud en que se aumenta simétricamente la ventana de análisis para la sincronización temporal) a 10 ms y $\tau = -\Delta, \dots, \Delta$, en incrementos de 1 ms. El alineamiento se realizó sobre la parte inicial del complejo QRS ($QRS-60$ ms, $QRS+20$ ms) ya que la parte final del QRS puede verse afectada por variaciones del nivel ST debidas al ejercicio.

Los ángulos de rotación ϕ_x , ϕ_y and ϕ_z se calcularon a partir de la matriz de rotación estimada $\hat{\mathbf{Q}}$. Para latidos sucesivos con morfologías similares la matriz \mathbf{Q} es de diagonal dominante. Sin embargo, en niveles de ruido elevados o en presencia de latidos ectópicos $\hat{\mathbf{Q}}$ no siempre

tiene dicha estructura, resultando en estimaciones de ángulos equívocos. Según se propuso en [6], se estimó $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ para diferentes valores de τ , se rechazaron aquellas $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ que no fuesen de diagonal dominante y se eligió de entre las restantes la $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ que minimizaba el criterio 1. Cuando no se encontró $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ de diagonal dominante para ningún τ ($-\Delta \leq \tau \leq \Delta$), no se estimó ángulo de rotación para ese latido.

La morfología del QRS puede cambiar durante la prueba de esfuerzo debido al ejercicio. Para reducir la influencia de estas variaciones en la estimación de los ángulos de rotación se consideró un latido de referencia actualizado exponencialmente según:

$$\mathbf{Y}_R(t+1) = \alpha \mathbf{Y}_R(t) + (1-\alpha) \mathbf{Y}(t+1) \quad (4)$$

El parámetro α se fijó a 0,8, en un compromiso entre seguir las variaciones morfológicas del QRS pero no el ruido. Aquellos latidos para los que no se encontró $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ de diagonal dominante no intervinieron en la actualización de \mathbf{Y}_R . En la Figura 1 se muestra \mathbf{Y}_R al comienzo, en el pico y al final de una prueba de esfuerzo.

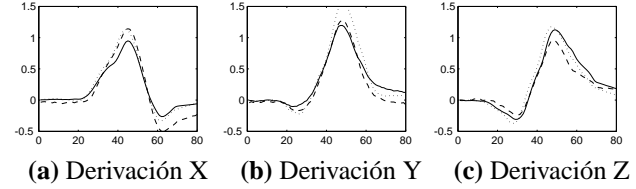


Figura 1. Latido de referencia (mV) al comienzo (continua), en el pico (discontinua) y al final (punteada) de la prueba de esfuerzo.

Finalmente, las series $\hat{\phi}_x$, $\hat{\phi}_y$ y $\hat{\phi}_z$ se consideraron como una aproximación a la señal respiratoria.

Método de las áreas del QRS: El método de las áreas del QRS fue propuesto en [2]. El cociente entre las áreas del complejo QRS, sobre un intervalo temporal fijo, de dos derivaciones ortogonales se usa para definir un ángulo θ que representa la dirección instantánea del eje eléctrico cardiaco respecto a una de las derivaciones:

$$\begin{aligned} \theta_{xy} &= \arctan(A_y/A_x) \\ \theta_{xz} &= \arctan(A_z/A_x) \\ \theta_{yz} &= \arctan(A_z/A_y) \end{aligned}$$

donde $A_{x,y,z}$ representan las áreas del QRS sobre el intervalo ($QRS-60$ ms, $QRS+20$ ms) en las derivaciones X, Y y Z, respectivamente. Las series de ángulos estimados $\hat{\theta}_{xy}$, $\hat{\theta}_{xz}$ y $\hat{\theta}_{yz}$ se tomaron como aproximaciones de la señal respiratoria, tras quitarles su correspondiente media.

2.2.3. Análisis espectral

La frecuencia respiratoria se identificó con el pico espectral de la señal respiratoria obtenida a partir del ECG. Para el análisis espectral se empleó el método de Lomb [7], ya que las series de ángulos no están muestreadas uniformemente, en particular las estimadas con el método del

alineamiento del QRS-VCG en intervalos muy ruidosos en los que no se encuentra $\hat{\mathbf{Q}}_r$ de diagonal dominante. El espectro de cada serie de ángulos ($\hat{\phi}_x$, $\hat{\phi}_y$, $\hat{\phi}_z$ y $\hat{\theta}_{xy}$, $\hat{\theta}_{xz}$, $\hat{\theta}_{yz}$, respectivamente) se estimó en ventanas de duración 20 latidos y paso de deslizamiento 5 latidos. Los espectros normalizados de los ángulos para cada una de las derivaciones X, Y y Z se combinaron en un espectro promedio para considerar conjuntamente las proyecciones de la rotación del eje eléctrico en todas las derivaciones. La frecuencia respiratoria se estimó sobre el promediado móvil de 6 espectros promedio. El objetivo de este promediado es atenuar los picos frecuenciales no relacionados con la respiración sino con estimaciones erróneas debidas al ruido, así como realzar la frecuencia propia de la respiración. La duración total de la ventana de análisis se restringió entre 5 y 45s, de manera que permitiese la estimación de la mínima frecuencia respiratoria razonable (0.2 Hz) y siguiese las variaciones de la frecuencia respiratoria durante la prueba de esfuerzo. Para reducir el riesgo de seleccionar como frecuencia respiratoria un pico espúreo, la búsqueda del pico espectral máximo ($f(k)$) se restringió a un intervalo $[f_R - 0.2f_R, f_R + 0.2f_R]$ en torno a una frecuencia de referencia (f_R) que actualizada exponencialmente ($f_R(k+1) = \beta f_R(k) + (1-\beta)f(k+1)$). El parámetro β se fijó a 0.9 en un compromiso entre obtener una estimación robusta de la frecuencia respiratoria y seguir sus variaciones durante la prueba de esfuerzo.

2.3. Simulación

La evaluación del método es complicada ya que requiere el registro simultáneo del ECG y la señal respiratoria durante una prueba de esfuerzo. En este trabajo se evaluó el método sobre un estudio de simulación. Primero, se simuló un ECG de prueba de esfuerzo a partir de un conjunto de 15 latidos promediados extraídos de registros reales (2.1) durante las diferentes fases de una prueba de esfuerzo, siguiendo diferentes patrones de ST/HR [8]. Una señal VCG se obtuvo a partir de los registros simulados de 12 derivaciones, según se explicó en 2.2.1. La rotación del eje eléctrico cardiaco debida a la respiración se simuló como en [9]. Se aplicó al VCG una rotación variante en tiempo. La variación angular sobre cada derivación se simuló mediante dos funciones sigmoideas (inspiración y expiración) con un rango de variación máximo de 5 grados (valor empírico extraído de ergometrías reales). La frecuencia respiratoria se hizo variar según un patrón típico en prueba de esfuerzo (Figura 2).

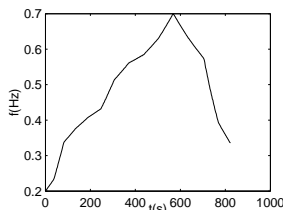


Figura 2. Frecuencia respiratoria simulada

Se consideró un modelo aditivo de ruido. Se simulon registros de ruido sustrayendo a cada latido de varios registros reales de prueba de esfuerzo (diferentes del empleado para la construcción del ECG simulado) su correspondiente latido promedio. Las posibles componentes residuales de QRS se eliminaron siguiendo el método explicado en [8]. La Figura 3 muestra un ejemplo de registro de prueba de esfuerzo simulado durante las fases de inicio, esfuerzo y recuperación.

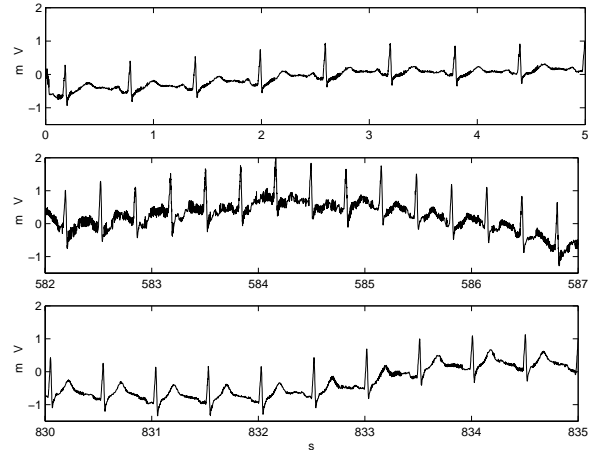


Figura 3. Registro simulado de prueba de esfuerzo durante las fases de inicio, esfuerzo y recuperación

3. RESULTADOS

Se simulon 102 registros de ruido (nivel RMS medio de $444 \mu V$ con desviación estándar (SD) de $267 \mu V$) y 4 patrones de ruido diferentes (Figura 4), resultando en un total de 136 ($102:3 \times 4$) VCGs simulados.

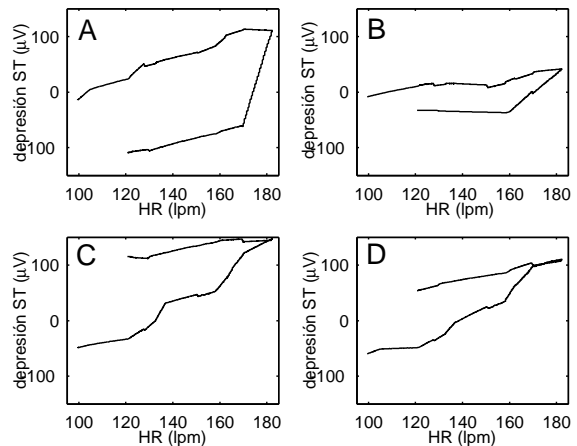


Figura 4. Patrones de ST/HR simulados: **A** y **B** típicos de sujetos sanos, **C** y **D** de pacientes isquémicos.

Para cada registro simulado calculamos una señal de error absoluto ($\Delta f = |f - \hat{f}|$, donde f es la frecuencia respiratoria simulada (figura 2) y \hat{f} la frecuencia estimada en cada espectro promediado) y una señal de error relativo ($\Delta f(\%) = \frac{|f - \hat{f}|}{f} \times 100$). El error asociado a cada registro se caracterizó mediante la media de Δf y $\Delta f(\%)$. La media y SD del error cometido al usar cada uno de los

métodos de estimación de señal respiratoria propuestos en 2.2.2 (alineamiento del QRS-VCG, e_{AL} , y áreas del QRS, e_{AR}) se muestran en la Tabla 1 para el total de registros simulados.

	media	SD
e_{AL} (Hz)	0.0029	0.0013
%	0.579	0.235
e_{AR} (Hz)	0.0537	0.0726
%	9.814	13.071

Tabla 1. Media y SD del error

La frecuencia respiratoria estimada por cada uno de los métodos para los 34 registros simulados con patrón A de ST/HR se muestran en la Figura 5.

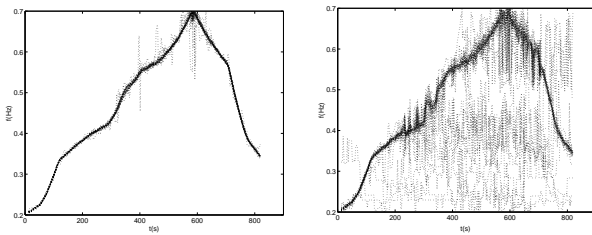


Figura 5. Frecuencia respiratoria de los registros simulados con patrón A de ST/HR estimada mediante el alineamiento del QRS-VCG (izquierda) y las áreas del QRS (derecha).

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La idea de usar el método del alineamiento del QRS-VCG para estimar la frecuencia respiratoria fue propuesta en [1]. Este trabajo constituye una extensión al método de [1] para poder ser aplicado sobre registros de prueba de esfuerzo, en los que la frecuencia respiratoria no es constante sino que varía con el ejercicio, la señal está contaminada con altos niveles de ruido y es frecuente la ocurrencia de latidos ectópicos. Entre las modificaciones introducidas en este trabajo destacan: el rechazo de matrices de rotación sin estructura diagonal dominante, la actualización del latido de referencia y el seguimiento de la frecuencia respiratoria a lo largo de la prueba de esfuerzo.

Se emularon registros de prueba de esfuerzo, siguiendo diferentes patrones de ST/HR, típicos de sujetos sanos e isquémicos. Los resultados obtenidos para cada uno de los patrones fueron similares, tanto para el método del alineamiento del QRS-VCG como para el de las áreas del QRS, así que los resultados se cuantificaron considerando todos los registros simulados juntos. Los dos métodos propuestos para estimar la señal respiratoria a partir del VCG se compararon mediante el error cometido en la estimación de la frecuencia respiratoria. El preprocesado de la señal y el análisis espectral fueron idénticos para ambos métodos.

El error cometido por el método del alineamiento del QRS-VCG ($0.579\% \pm 0.235\%$) fue menor que el de las áreas del QRS ($9.814\% \pm 13.071\%$). En la Figura 5 puede apreciarse la superioridad del método del alineamiento

del QRS-VCG, en especial en el pico de esfuerzo. Para niveles de ruido superiores a $500 \mu V$ en las tres derivaciones el método de las áreas del QRS se mostró incapaz de estimar la frecuencia respiratoria, no así el del alineamiento. Para niveles de ruido elevados sólo en una derivación ambos métodos obtuvieron resultados aceptables gracias a la combinación de los espectros de las tres derivaciones en un único espectro promedio.

El ruido presente en registros de prueba de esfuerzo es altamente no estacionario, aumentando generalmente con el esfuerzo. Sin embargo, en ocasiones el inicio del registro es particularmente ruidoso. En estos casos, si el método falla al estimar la frecuencia respiratoria al inicio de la prueba, el error se propaga hasta el final del registro debido al algoritmo de seguimiento de la frecuencia. Esto es especialmente problemático con el método de las áreas del QRS, cuyo umbral de ruido, a partir del cual falla, es más bajo que el del alineamiento del QRS-VCG. Esta constituye la principal limitación del método propuesto en este trabajo y puede aliviarse con una inicialización robusta del algoritmo de seguimiento de la frecuencia.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Leanderson, P. Laguna, and L. Sörnmo, "Estimation of the respiratory frequency using spatial information in the VCG," *Medical Engineering and Physics*, vol. 25, pp. 501–507, 2003.
- [2] G.B. Moody, R.G. Mark, A. Zoccola, and S. Mantero, "Derivation of respiratory signals from multi-lead ECGs," in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1985, pp. 113–116.
- [3] G. B. Moody and R. G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program," in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1982, pp. 39–44.
- [4] L. Edenbrandt and O. Pahlm, "Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ECG: superiority of the inverse Dower matrix," *J Electrocardiol.*, vol. 21, no. 4, pp. 361–367, 1988.
- [5] L. Sörnmo, "Vectorcardiographic loop alignment and morphologic beat-to-beat variability," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 2, pp. 1401–1413, 1998.
- [6] M. Åström, J. García, P. Laguna, O. Pahlm, and L. Sörnmo, "Detection of body position changes using the surface ecg," *Med. Biol. Eng. Comp.*, vol. 47, no. 4, pp. 497–506, 2002.
- [7] P. Laguna, G. B. Moody, and R.G. Mark, "Power spectral density of unevenly sampled data by least-square analysis: Performance and application to heart rate signals," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 6, pp. 698–715, 1998.
- [8] R. Bailón, S. Olmos, P. Serrano, J. García, and P. Laguna, "Robust measure of ST/HR hysteresis in stress test ECG recordings," in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 2002, vol. 29, pp. 329–332.
- [9] M. Åström, E. Carro, L. Sörnmo, L. Laguna, and B. Wohlfart, "Vectorcardiographic loop alignment and the measurement of morphologic beat-to-beat variability in noisy signals," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 4, pp. 497–506, 2000.