

FILTRADO DE WIENER EN EL PLANO TIEMPO-FRECUENCIA APLICADO A ELECTROCARDIOGRAFÍA DE ALTA RESOLUCIÓN

Gemma Romero Gil y Pablo Laguna Lasasosa
Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones
Centro Politécnico Superior. Universidad de Zaragoza.
e-mail: laguna@posta.unizar.es

Abstract

High-resolution ECG (HR-ECG) is a tool to obtain clinical indexes useful to stratify post-myocardial infarction patients at increased risk for cardiac arrhythmia's and sudden cardiac death. These indexes are classically derived from the signal averaged (SA) HR-ECG in order to attenuate the non-cardiac noise. Since HR-ECG has its own time-frequency properties "Optimum" Time-frequency Wiener filtering has been suggested in the literature for more robust clinical information extraction. In this work the SA ECG is compared with the Time-frequency Wiener filtering in real ECGs showing that the later allows a small reduction in the number of required beat clinical index estimates.

1. Introducción

La Electrocardiografía de alta resolución tiene por objeto obtener los potenciales de baja amplitud y alta frecuencia (potenciales tardíos) que se encuentran inmersos en los niveles de ruido de los registros de señal ECG. El interés de estos potenciales esta en su valor como indicadores de riesgo de sucesos de arritmias malignas y eventuales procesos de muerte súbita en pacientes postinfarto de miocardio.

El promediado de ECG se basa en la característica repetitiva con cada latido de las señales y la suposición de que no existe correlación entre el ruido y la señal (supuesto válido en la mayoría de los casos). Así se consigue aumentar la SNR un factor proporcional al numero de latidos promediados. Un mayor incremento de la SNR pasa por promediar un numero mayor de latidos lo que implica normalmente que estemos en situación donde la estacionariedad de la señal a estimar no se mantenga y afecte a la estimación.

Una alternativa al promediado es realizar un filtrado de Wiener en el plano tiempo – frecuencia. Este filtro se basa se basa en los principios del filtro de Wiener a posteriori de señales estacionarias en el dominio espectral [2]. El filtro consigue ajustar su estructura tiempo-frecuencia a las características tiempo-frecuencia de la señal que se desea estimar y obtener así una reducción selectiva del ruido aumentando de esta manera la SNR y la fiabilidad de los índices clínicos de ella derivados para el mismo numero de latidos que en el caso del promediado.

2. Métodos

2.1 Promediado de señal

Para realizar el estudio del promediador de señal [1], se supone un conjunto de señales pertenecientes al proceso aleatorio:

$$r_i(k) = s(k) + n_i(k); \quad i = 1, \dots, R; k = 1, \dots, L \quad (1)$$

donde k es el índice de tiempo discreto de duración L muestras, i es cada una de las R realizaciones del proceso, $s(k)$ es la señal a estimar (se supone no variable a lo largo de las realizaciones). $n_i(k)$ representa el ruido que contamina a la realización i , y que es distinto para cada una de ellas. $r_i(k)$ es cada una de las R realizaciones de la señal repetitiva sobre las que se va a aplicar el promediado. Se supone además que $s(k)$ no varía con cada realización, el ruido $n_i(k)$ no está correlado con el estímulo que genera la señal determinista $s(k)$, ni con ella misma.

El ruido $n_i(k)$ es un proceso estacionario en sentido amplio con media cero y varianza σ^2 . La función de autocorrelación es cero para $|k| \geq L$.

Se obtiene la estimación $\bar{s}_R(k)$ como el promediado de las R realizaciones $r_i(k)$.

$$\bar{s}_R(k) = \frac{1}{R} \sum_{i=1}^R r_i(k) = s(k) + \frac{1}{R} \sum_{i=1}^R n_i(k) \quad (2)$$

El promediado es un estimador no sesgado y consistente. El promediado mejora la relación señal a ruido (SNR) entre la señal inicial y la que se obtiene después de promediar en un factor R .

2.2 Filtro de Wiener

El filtro de Wiener nos permite reducir la contaminación de ruido de una señal en el sentido de maximizar la relación señal a ruido aun a costa de introducir sesgo en la estimación. El filtrado de Wiener a posteriori aplicado a señales ECG [2] se desarrolló por la necesidad de aumentar la SNR en la señal ECG, con el objetivo de facilitar la detección de potenciales tardíos cuando se contaba con un número pequeño de latidos. Considerando que el filtro se va a aplicar sobre una señal promediada, el filtro se define en el dominio de la frecuencia como:

$$H(f) = \frac{\hat{S}(f)}{\hat{S}(f) + \hat{N}(f)/R} \quad (3)$$

donde $\hat{S}(f)$ representa la estimación espectral de potencia de la señal promediada, $\hat{N}(f)$ es la estimación de la densidad espectral de potencia del

ruido. El filtro $H(f)$ se aplica al espectro de la señal promediada, obteniéndose la señal estimada:

$$\hat{s}(t) = F^{-1} \{H(f) \bar{X}(f)\} \quad (4)$$

donde el operador $F^{-1}\{\}$ representa la transformada inversa de Fourier. Con la técnica del filtrado de Wiener a posteriori (FWAP) son principalmente dos los problemas que surgen:

1-cómo estimar la densidad espectral de potencia de la señal y del ruido a partir de la señal promediada. Esto se consiguió con el espectro en potencia del promediado, $P_{\bar{x}}(f)$, y el promediado del espectro en potencia de cada registro, $\bar{P}_x(f)$. Aplicando el valor esperado y suponiendo el modelo de (3.1), se obtiene:

$$E[P_{\bar{x}}(f)] = E\left[\int |\bar{x}(t)e^{-j2\pi ft}|^2 dt\right] = S(f) + N(f)/R \quad (5)$$

$$E[\bar{P}_x(f)] = E\left[\sum_{p=1}^R \int |x_p(t)e^{-j2\pi ft}|^2 dt / R\right] = S(f) + N(f) \quad (6)$$

A partir de las expresiones (5) y (6) se puede obtener:

$$\hat{S}(f) = \left(\frac{P_{\bar{x}}(f) - \bar{P}_x(f)/R}{R-1}\right) \frac{R}{R-1} \quad (7)$$

$$\hat{N}(f) = \left(\frac{P_{\bar{x}}(f) - \bar{P}_x(f)}{1-R}\right) \frac{R}{1-R} \quad (8)$$

2-El segundo problema que afecta al FWAP es el efecto que produce el que las señales no sean estacionarias. Si la señal es transitoria (señales cuya duración es corta comparada con el intervalo de observación de la señal), o tiene un espectro de potencia variable en el tiempo, puede no poderse caracterizar bien con sólo la representación de Fourier en una dimensión, lo que introduciría sesgo significativo en $H(f)$.

Como consecuencia de estas consideraciones, se propuso un FWAP variante en tiempo. En [2] se presento por primera vez esta técnica, la cual primeramente divide el conjunto de datos en bandas de frecuencia usando un banco de filtros. Cada banda frecuencial se procesa separadamente aplicándose el filtro de Wiener en el dominio de la frecuencia definido como:

$$H^q(f) = \frac{\hat{P}_S^q(f)}{\hat{P}_S^q(f) + \hat{P}_N^q(f)/R} \quad (9)$$

donde q representa cada banda de frecuencias, $\hat{P}_S^q(f)$ es la estimación del espectro de potencia de la señal y $\hat{P}_N^q(f)$ es la estimación del espectro de potencia del ruido. La SNR del conjunto varía a lo largo del espectro. El segmentar en distintas bandas de frecuencia la señal, permite suavizar en distinto grado $P_{\bar{x}}^q(f)$ y $\bar{P}_x^q(f)$ en cada una de estas bandas. Una vez suavizadas $P_{\bar{x}}^q(f)$ y $\bar{P}_x^q(f)$, se calcula $H^q(f)$ y se aplica a $\bar{X}(f)$ en cada banda de frecuencias.

3. Resultados

La gráfica 4.9 representa la evolución del índice clínico "duración del QRS", QRSd, para los dos

métodos estudiados, promediado y filtrado de Wiener, en función del número de latidos utilizados y tomando como referencia el valor real de la duración del complejo QRS. Se ha usado una simulación con un QRS fijo al que se le ha añadido ruido en una SNR de 10 dB y un número de latidos que está comprendido

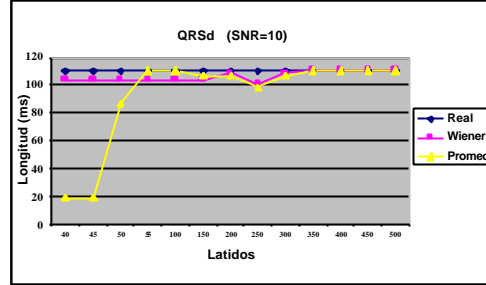


Figura 4.9. Evolución del QRSd para el caso de una señal ideal contaminada con ruido blanco con SNR = 10 dB.

entre los 40 y 500 latidos. El valor real del QRSd es de 110 ms. El método de filtrado de Wiener se presenta más estable en función del número de latidos. Para el límite inferior de 40, este método ya presenta un valor de QRSd = 104 ms, que da idea del valor real. Este valor real se alcanza para los 300 latidos. En el caso de la técnica de promediado clásico, para el límite inferior de 40, se alcanza un valor muy pobre de QRSd, 19ms. Es a partir de los 55 latidos cuando ya alcanza los niveles del valor real, aunque no queda estabilizado hasta los 300.

4. Conclusiones

El filtrado de Wiener variante en el tiempo ha permitido obtener índices clínicos con la misma robustez que el promediado clásico pero con un menor número de latidos. Estos supone una ventaja para el registro (de menor tiempo) y para asegurar que la señal bajo estudio se mantiene estacionaria, ya que el periodo de registro es menor y la probabilidad de cambio también. Los resultados aquí obtenidos corroboran los reportados en la bibliografía con datos clínicos sin patrón de validación.

Agradecimientos

Este trabajo a sido financiado por la CYCIT en los proyectos TIC97-0945-C02-02 , 2FD97-1197-C02-01.

Referencias

- [1] Rompelman, O., y Ros, H.H., "Coherent averaging technique: A tutorial review. Noise reduction and the equivalent filter.", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 8, pp. 24-29, 1985.
- [2] Lander, P. Y Berbari, E.J., "Time-frequency plane Wiener filtering of the high-resolution ECG: Background and time-frequency representations.", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 44, no. 4, pp. 247-255, 1997.