

CANCELACIÓN DE VARIACIONES DE LÍNEA DE BASE EN EL ECG: ESTUDIO COMPARATIVO DE DIFERENTES TÉCNICAS.

María Pilar Royo y Pablo Laguna

Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones. Dept. Ing. Electrónica y Comunicaciones,
Centro Politécnico Superior. Univ. Zaragoza.
laguna@posta.unizar.es

Resumen: En este trabajo se pretende realizar un análisis comparativo de varias técnicas de eliminación de las variaciones de línea de base en la señal Electrocardiográfica. Las técnicas usadas son estimación de línea de base con filtrado paso alto, "splines cúbicos", filtros variante en el tiempo y filtrado adaptativo. Del análisis de estos resultados se muestra como cada método tiene sus ventajas e inconvenientes, siendo entonces la aplicación la que determinará el uso de uno u otro. En registros en reposo tanto "splines cúbicos" como filtrado tiempo-variante obtiene buenas prestaciones. En registros con gran actividad muscular y artefactos los filtros variantes e incluso filtrado adaptativo son más aconsejables.

I. INTRODUCCIÓN

El primer paso en el procesado del ECG es la reducción del ruido de línea de base. Este ruido son variaciones en la línea isoeleétrica producidas por interferencias de baja frecuencia debidas, principalmente, al movimiento lento de los electrodos sobre la piel, a cambios de las propiedades físico-químicas del contacto piel-electrodo o al movimiento del cuerpo producido por la respiración. Estas componentes pueden influir tanto en la interpretación visual del ECG como en su análisis automático. Como este ruido son variaciones de baja frecuencia de la línea de base, podría parecer que con un filtro paso-alto se eliminaría el problema. Sin embargo, el aplicar este filtrado arbitrariamente a todo el ECG, puede influir en el diagnóstico ya que afectaría a las componentes de baja frecuencia tales como el segmento ST, dado que los espectros de la señal y el ruido pueden solaparse. De aquí la importancia de eliminar estas componentes sin afectar a la señal. Además, aunque el contenido frecuencial de esta variaciones suele estar por debajo de 0.5Hz, en ocasiones (sobre todo durante el test de esfuerzo en el que el movimiento del cuerpo es mayor), las variaciones de línea de base se ven aumentadas por lo que todavía resulta más complicada su eliminación sin afectar a la señal de interés.

Para eliminar esta clase de ruido, que es muy común en los registros electrocardiográficos, se han desarrollado diferentes técnicas. Con fin de determinar la más adecuada, en el presente trabajo se ha realizado un estudio comparativo de cuatro de ellas. A continuación se hará una breve explicación de las cuatro técnicas empleadas y a continuación se presentarán un estudio comparativo de las mismas.

II. MÉTODOS

II.1. Interpolación con *splines* cúbicos.

La idea del método [1] es seleccionar un punto (nodo) para cada ciclo cardíaco por el deba pasar la estimación

de la línea de base o isoeleétrica. La elección de dicho punto se realiza dentro del segmento PR ya que es más fácil localizarlo cuidadosamente y su nivel de voltaje es clínicamente isoeletrico. Una vez obtenido el valor (promediando una serie de muestras dentro del segmento PR) del nodo y su posición, ya se tiene el valor de una muestra de la línea de base. Para conectar estos nodos (presentes en cada uno de los latidos) dentro de un intervalo cualquiera $[T_i, T_{i+1}]$ se utiliza un estimador de tercer orden o splines cúbicos de la forma:

$$y(t) = y(T_i) + y'(T_i)(t - T_i) + y''(T_i)\frac{(t - T_i)^2}{2} + y'''(T_i)\frac{(t - T_i)^3}{6} \quad (1)$$

el cual exige cuatro condiciones para poder resolverlo y así tener los valores de $y(T_i)$, $y'(T_i)$, $y''(T_i)$ y $y'''(T_i)$. Dos condiciones quedan definidas imponiendo que la curva pase por los nodos que definen el intervalo y las otras dos condiciones se obtienen imponiendo las pendientes que ha de tener la curva tanto en el nodo inicial como en el final. Así queda definida la curva en función de $y(T_i)$, $y'(T_i)$, $y''(T_i)$ y $y'''(T_i)$. Derivando la ecuación (1) tres veces, expresándola en forma matricial, considerando t en muestras y aplicando la ecuación de forma recurrente, se obtiene la ecuación (2) donde el valor de la línea de base en un punto de muestreo $k+1$ está en función de los valores de las variables en el punto de muestreo anterior k .

$$\begin{bmatrix} y(k+1) \\ y'(k+1) \\ y''(k+1) \\ y'''(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1/2 & 1/6 \\ 0 & 1 & 1 & 1/2 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y(k) \\ y'(k) \\ y''(k) \\ y'''(k) \end{bmatrix} \quad (2)$$

La estimación de los nodos se realiza bien a una distancia fija de la posición dada por un detector de QRS o bien haciendo uso de un detector automático de inicios y fina-

les de ondas [4] y así localizando el punto medio del intervalo PR.

II.2. Filtrado variante en el tiempo.

A la señal ECG real, $r(k)$, se le puede considerar como una suma de la propia señal ECG, $s(k)$, variaciones de la línea de base, $b(k)$, y ruido de alta frecuencia debido a la actividad muscular, $n(k)$:

$$r(k) = s(k) + b(k) + n(k) \quad (3)$$

Un filtro variante en el tiempo [2] pretende conseguir una estimación de la línea de base que sea filtrada mas intensamente (mayor frecuencia de corte) allí donde el ritmo cardiaco sea mayor o la propia contaminación sea más severa. Para ello primeramente se obtendrá una estimación de cada latido, $\hat{s}(k)$, que se irá actualizando en el tiempo, y que se restará al latido que en ese momento se esté procesando. La nueva señal obtenida será:

$$r_b(k) = (s(k) - \hat{s}(k)) + b(k) + n(k) \quad (4)$$

Para obtener de aquí una estimación de la línea de base, $\hat{b}(k)$ (ecuación 5), se filtra paso bajo $r_b(k)$. Este filtrado se realizará mediante un filtro lineal variante en el tiempo, $h(k, l(k))$:

$$\hat{b}(k) = h(k, l(k)) * r_b(k) = \sum_{j=0}^{2N} h(j, l(k)) r_b(k - j) \quad (5)$$

donde el filtro tiene longitud $2N+1$ con N entero y cuya implementación se ha realizado mediante un banco de filtros, todos ellos de la misma forma, pero con frecuencias de corte diferentes. El cada momento se seleccionará el filtro más adecuado según las características de baja frecuencia de la señal y según vayan variando éstas. Antes de realizar el filtrado y obtener así la estimación de la línea de base, se diezma la tasa de muestro de la señal $r_b(k)$, es decir, el filtrado se realizará sobre la señal diezmada. Después se interpolará por el mismo factor por el que se ha diezmaado para recuperar la estimación de la línea de base a la misma frecuencia de muestreo que la señal ECG, para posteriormente sustraerla de la señal original.

Para controlar el proceso de selección de la frecuencia de corte del filtro a utilizar en cada momento se han usado dos métodos. El primer método adapta la frecuencia de corte del filtro al valor de la potencia de la línea de base en la señal. En el segundo, la selección del filtro se refiere a la longitud del intervalo R-R dominante.

II.3. Filtrado adaptativo

El filtrado adaptativo en cascada que se propone [3] tiene dos pasos: el primero consiste en un filtrado adaptativo con referencia constante, y el segundo es un filtrado con referencia los instantes de aparición de cada latido. En ambos se utiliza el algoritmo LMS.

El primer filtrado pretende eliminar la componente de DC y las frecuencias menores que aquellas donde aparece

el segmento ST. Después de esto y teniendo en cuenta el comportamiento repetitivo de la señal ECG, se aplica un filtrado adaptativo con impulsos correlados, adecuado para la estimación de señales periódicas o de señales que se repiten por bloques en el tiempo. Este filtrado elimina el remanente de las variaciones en la línea de base que no estén correladas con el QRS para así preservar las componentes del ECG que estén correladas con el QRS.

III RESULTADOS

Para poder comparar estos métodos, se han realizado diversas pruebas sobre un registro ECG¹ que se podría considerar ideal ya que no tiene ruido de línea de base, al que se le han sumado señales sinusoidales a diferentes frecuencias y con distintas relaciones señal-ruido para así simular variaciones de línea de base. Posteriormente, se han aplicado los distintos métodos a este nuevo registro para eliminar el ruido antes añadido. El resultado se ha comparado con el registro original y se ha obtenido una medida del error cometido. También se ha estudiado el comportamiento de cada técnica al intentar eliminar un ruido real², añadido este registro. Finalmente se han aplicado los diversos métodos a registros reales de la base de datos MIT-BIH.

Para medir el comportamiento de los métodos, se han utilizado varias medidas del error: sea $x[n]$ el registro original, antes de añadirle ruido, y $\hat{x}[n]$ el registro resultado de eliminar las variaciones de línea de base a $x[n]$ +ruido. Llamaremos línea de base residual $e(n)$ a la diferencia entre la señal original, supuestamente limpia $x(n)$, y la estimada después de eliminar la línea de base. $e[n] = x[n] - \hat{x}[n]$. Para cuantificar esta línea de base residual se medirá la raíz cuadrática media (RMS)

$$RMS = \frac{\sqrt{\sum_{i=0}^{QRS-1} e^2[n]}}{\sqrt{\sum_{i=0}^{QRS-1} x^2[n]}} \times 100\%$$

siendo QRS el número de muestras en un latido. Los valores que se presentarán en las siguientes tablas, corresponden a la media de los RMS obtenidos en cada latido del registro.

En las siguientes tablas se presenta el valor del RMS medio obtenido al eliminar con cada técnica líneas de base con variaciones a diferentes frecuencias y con SNR diferentes.

¹Obtenido a partir de un registro de la base de datos MIT-BIH. Su duración es de 100 segundos y está muestreado a 360Hz.

²Procedente de la base de datos MIT-BIH.

RMS	SNR					
	5dB	0dB	-5dB	-10dB	-15dB	-20dB
f. línea						
0.1Hz	2%	2%	2%	2%	2%	3%
0.25Hz	3%	5%	8%	14%	24%	-
0.5Hz	3%	37%	67%	119%	-	-
0.75Hz	54%	97%	172%	-	-	-
1Hz	75%	134%	239%	-	-	-

Tabla 1: Variación del RMS (método de *splines* cúbicos) según la frecuencia de la línea de base y la SNR.

RMS	SNR					
	5dB	0dB	-5dB	-10dB	-15dB	-20dB
f. línea						
0.1Hz	8%	9%	16%	31%	53%	86%
0.25Hz	11%	17%	26%	43%	72%	-
0.5Hz	11%	17%	26%	52%	-	-
0.75Hz	15%	25%	39%	-	-	-
1Hz	28%	62%	131%	-	-	-

Tabla 2: Variación del RMS (técnica filtro variante en el tiempo eligiendo el orden de los filtros según la variación en la línea de base).

RMS	SNR					
	5dB	0dB	-5dB	-10dB	-15dB	-20dB
f. línea						
0.1Hz	10%	16%	29%	42%	75%	133%
0.25Hz	18%	29%	50%	89%	157%	-
0.5Hz	21%	29%	52%	96%	-	-
0.75Hz	21%	33%	55%	-	-	-
1Hz	25%	52%	97%	-	-	-

Tabla 3: Variación del RMS (técnica filtro variante en el tiempo eligiendo el orden de los filtros según la frecuencia cardíaca).

RMS	SNR					
	5dB	0dB	-5dB	-10dB	-15dB	-20dB
f. línea						
0.1Hz	29%	29%	30%	32%	41%	62%
0.25Hz	29%	29%	30%	32%	41%	-
0.5Hz	29%	29%	30%	32%	-	-
0.75Hz	29%	29%	30%	-	-	-
1Hz	29%	30%	34%	-	-	-

Tabla 4: Variación del RMS (técnica filtrado adaptativo).

Las SNR de -10dB, -15dB y -20dB no se suelen dar en la realidad. Se han puesto algunos valores para estudiar el comportamiento del método en casos extremos. Los valores en blanco de las tablas corresponden a casos en los que la señal resultante al sumarle una línea de base a esa frecuencia y con una SNR de este valor está totalmente distorsionada y no tiene sentido estudiarla. La figura 1 compara los distintos métodos al incluyendo el mero filtrado paso-alto (frecuencia de corte 1Hz).

A la vista de estos se puede argumentar:

- El mejor método para eliminar líneas de base de frecuencia muy baja es el que estima la línea de base haciendo uso de *splines* cúbicos, ya que es el que menos afecta a la señal.

- Para variaciones de alta frecuencia de la línea de base, parece el más adecuado el filtrado adaptativo cuya respuesta es casi constante con la frecuencia.
- Sin embargo, en un punto intermedio se encuentra el filtrado variante en el tiempo: tiene un peor comportamiento que el método que utiliza *splines* cúbicos para baja frecuencia, pero mejor que el filtrado adaptativo. Para frecuencias altas de línea de base pasa lo contrario. Parece que este método podría ser adecuado cuando es imposible prever la frecuencia de la línea de base a eliminar. Este análisis puede corroborarse más fácilmente

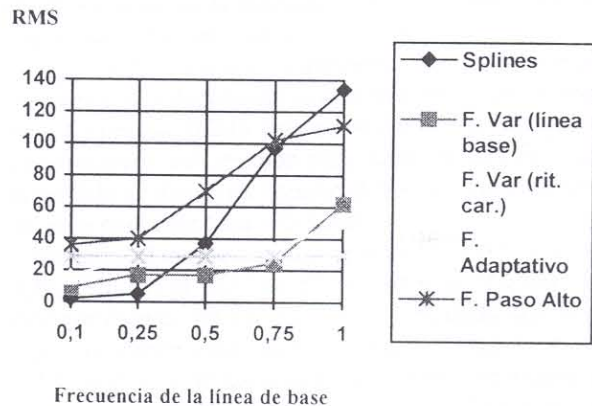


Figura 1: Estudio comparativo de métodos según la frecuencia de la línea de base a eliminar para una SNR = 0dB.

- El filtrado paso-alto quedaría en principio excluido de utilización a no ser que fuera la única herramienta disponible

La figura 2, 3 y 4 presentan un ejemplo de funcionamiento de las diferentes técnicas al intentar eliminar un ruido de línea de base que presenta una variación brusca debida a un artefacto de movimiento muy típico en situaciones de prueba de esfuerzo.

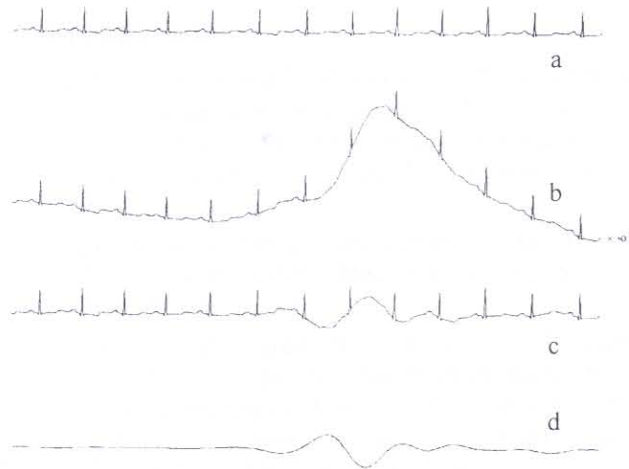


Figura 2. Señal original (a), contaminada con señal de movimiento muscular (b), recuperada con "splines" cúbicos (c) y error de estimación (d).

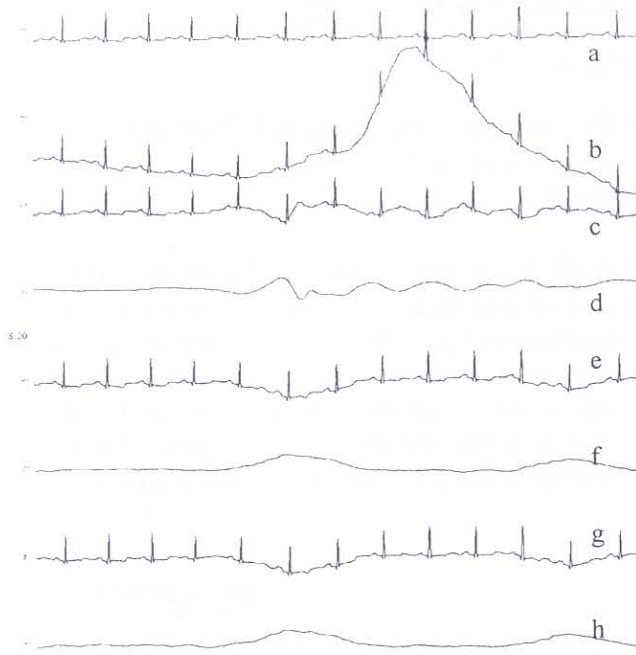


Figura 3. Señal original (a), contaminada con señal de movimiento muscular (b), recuperada con filtro variante en el tiempo función de la línea de base (c) y error de estimación (d); Señal recuperada con frecuencia de corte función el ritmo cardíaco (e), señal de error para la estimación previa (f); estimación sin sustraer el complejo QRS (g) y su correspondiente error (h).



Figura 4. Señal original (a), contaminada con señal de movimiento muscular (b), recuperada con filtros adaptativos (c) y error de estimación (d).

IV. CONCLUSIONES

Como conclusiones resaltar primeramente que las variaciones en la línea de base en la mayoría de los registros electrocardiográficos no sobrepasan los 0.5 Hz, por lo que en principio cualquier técnica de las aquí estudiadas podría servir para eliminar este ruido sin que afecte a la señal. Existen casos particulares en los que la variación es mayor (pruebas del test de esfuerzo...).

Del método de estimación de la línea de base mediante *splines* cúbicos cabe resaltar que es el que menos afecta a

la actividad de baja frecuencia del ECG. Además, es el método más adecuado de los estudiados. Los principales problemas de este método son su dependencia con la frecuencia cardíaca (a mayor frecuencia mejor será la estimación) y que su óptimo resultado depende de la cuidadosa detección de los nodos en cada latido.

El filtrado variante en el tiempo tiene un óptimo funcionamiento para variaciones de línea de base elevada ($>0.5\text{Hz}$), hecho que no sucede con el método que utiliza las *splines* cúbicas. Sin embargo este método tiene una limitación: las posibles oscilaciones (discontinuidades a la salida del filtro) que aparecen en la señal cuando hay un cambio brusco en la frecuencia de corte entre dos filtros que se van a utilizar consecutivamente.

El método de filtrado adaptativo a priori podría parecer mejor por su independencia de la frecuencia de la línea de base a eliminar (RMS casi constante). Pero al igual que los anteriores, este método tiene también una desventaja: la pérdida de datos que supone el tiempo que el algoritmo necesita para adaptarse a la señal.

Por tanto el uso de una técnica u otra vendrá dado por la aplicación. Si el ECG es de reposo y se dispone de un detector robusto de inicios y finales de onda que permite una buena determinación de los puntos isoeléctricos en el PR la técnica de las *splines* será la más adecuada. Para casos con gran actividad muscular y artefactos de movimiento como la prueba de esfuerzo donde el interés está en medir el nivel de ST cuyas variaciones se dan de forma gradual, entonces el filtro adaptativo es el más deseable ya que elimina mejor los artefactos y tiene el tiempo suficiente para converger. En casos con interés general sobre el ECG y con posibles variaciones rápidas de línea de base los filtros variantes en el tiempo son la mejor solución.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por la CICYT con el proyecto TIC97-0945-C02-02.

REFERENCIAS

- [1] C. R. Meyer and H. N. Keiser. (1977) Electrocardiogram Baseline Noise Estimations and Removal using Cubic Splines and State-Space Computation Techniques. *Computers and Biomedical Research*. Pp. 459-470.
- [2] L. Sörnmo. (1993). Time-varying digital filtering of ECG baseline wander. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* pp. 503-508.
- [3] R. Jané, P. Laguna, N. V. Thakor y P. Caminal. (1992). Adaptive Baseline Wander Removal in the ECG: Comparative Analysis With Cubic Splines Technique. *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, Durham, pp. 143-146.
- [4] P. Laguna, R. Jané, P. Caminal. (1994). Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Computers and Biomedical Research*, vol. 27, pp. 45-60.