

# Mejora en el alineamiento de registros ECG usando interpolación \*

Bárbara Simón, Leif Sörnmo y Pablo Laguna

Centro Politécnico Superior, Univ. de Zaragoza, María de Luna 3, 50015 Zaragoza, España

**Resumen** - En este trabajo se propone y analiza el uso de la interpolación previa al alineamiento de registros ECG para su posterior promediado y análisis. El alineamiento está limitado por el periodo de muestreo. La disminución de este periodo mediante la interpolación hace que el error de alineamiento se reduzca. Cinco métodos de alineamiento diferentes han sido estudiados con ruido (blanco y 50 Hz) usando interpolación. El comportamiento general mejora con la interpolación, obteniéndose el mejor resultado para ruido blanco con el método de Woody, y para 50 Hz con el método de las integrales normalizadas en coincidencia. Se comprueban los resultados con señales reales y simuladas, en términos de potencia de la señal de desviación del promediado y de la señal de error, así como de la desviación del alineamiento. La mejora con la interpolación reduce la varianza del alineamiento en hasta 0.5 ms, con la consecuente mejora en la estimación de la señal.

## I. INTRODUCCIÓN

El promediado temporal[1] es una técnica que se utiliza para mejorar la relación señal a ruido (SNR) de las señales ECG de alta resolución. Para ello se hace uso de su característica repetitiva y de la no correlación entre el ruido y la señal. Una aplicación es la detección de potenciales ventriculares tardíos (VLP), que proporcionan información para identificar riesgo de taquicardia ventricular en pacientes que han sufrido un infarto de miocardio[2]. El uso del promediado requiere un punto de sincronismo como referencia. El desalineamiento de las señales a promediar produce un efecto de filtrado paso bajo no deseable[1]. Este fenómeno es crítico para el estudio de potenciales tardíos, cuyas frecuencias se encuentran en una banda entre 50 y 300 Hz[2]. Un error de desalineamiento alto puede llevar a la conclusión de que no existen componentes frecuenciales de alta frecuencia mientras que en realidad han sido filtrados al promediar. Existen varias técnicas de localización del punto de sincronismo. A la hora de utilizar una u otra sobre señales reales, es necesario conocer como se ven afectadas por el ruido. En este trabajo se estudian cinco de estos métodos frente a ruido blanco y al ruido de 50 Hz, y cómo la interpolación mejora su comportamiento. Los métodos son: el método de Woody[3]; la correlación entre las realizaciones a alinear; el de las integrales normalizadas (IN) en coincidencia[4]; el de dos ventanas deslizantes[5] y el de doble nivel[6]. Para el estudio de estos métodos se ha generado una señal triangular ideal y se han aplicado los cinco métodos en el caso libre de ruido, con ruido de 50 Hz y con ruido blanco, así como efectuando una interpolación previa al alineamiento. Los resultados muestran la mejora que se obtiene en cada caso.

## II. INTERPOLACIÓN

Interpolarse una señal es aumentar la frecuencia de muestreo ( $f_m$ ), o lo que es lo mismo disminuir el intervalo entre muestras[7]. Aumentar la  $f_m$  puede ser una forma de mejorar la estimación del punto de sincronismo, y con él, la señal promediada, ya que la dispersión debida al periodo de muestreo se disminuirá proporcionalmente al factor de interpolación. La efectividad de la interpolación puede también depender del filtro interpolador usado. El diseño de un filtro paso bajo exige un enventanado de la respuesta impulsional infinita del filtro paso bajo ideal, por lo que se utilizan como interpoladores filtros FIR diseñados por el método de las ventanas[7]. En la aplicación desarrollada se puede realizar la interpolación lineal o mediante filtros FIR diseñados con ventanas de Hamming, Hanning y Blackman.

## III. SIMULACIÓN

Para caracterizar la influencia de la interpolación, se parte de una señal artificial (Fig. 2) muestreada a 250 Hz que se repite simulando un registro electrocardiográfico de 100 latidos con un QRS de 100 ms de duración y libre de ruido. Cada latido es muestreado con un desplazamiento  $\tau$  respecto al anterior cuyo valor es una variable aleatoria uniformemente distribuida en  $(0, T_s)$ , con  $T_s$  el periodo de muestreo. Es decir, si  $qrs(t)$  es el latido patrón antes de muestrear, cada latido  $i$  después de muestrear el QRS valdrá  $qrs_i(k) = qrs(kT_s + \tau_i)$ . De este modo, se simula el caso real en que la aparición de cada latido no tiene por qué estar sincronizada con el inicio del muestreo. Esta señal así generada es la entrada a la aplicación que implementa el promediador. El filtro interpolador elegido utiliza ventana de Blackman, y la señal es interpolada con factores entre 1 y 10 (desde 250 Hz hasta 2500 Hz de  $f_m$ ). Se ha tomado la opción de ventana de Blackman por ser la de menor amplitud de lóbulos secundarios. Se han aplicado los cinco métodos de alineamiento.

**III.1. Señal no contaminada.** En la Figura 1a se muestra la evolución de la potencia de la señal de desviación del promediado ( $dp(k)$ ) con el factor de interpolación cuando no hay ruido y sólo el efecto del desalineamiento contribuye al error.

$$dp(k) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (qrs_i(k) - \hat{qrs}(k))^2}{N}}; \quad \hat{qrs}(k) = \frac{\sum_{i=1}^N qrs_i(k)}{N} \quad (1)$$

La Figura 1b representa la desviación estándar del error de desalineamiento y en Figura 1c se muestra la potencia de la diferencia entre la señal ideal  $qrs(k)$  y la estimada  $\hat{qrs}(k)$ . Tal y como era de prever, los tres parámetros disminuyen con el aumento del factor de interpolación (aumento de  $f_m$ ). La varianza del promediado y el desalineamiento disminuyen. La evolución de la potencia de la señal de error es menos ilustrativa ya que la señal objeto de estudio es básicamente de baja frecuencia y los errores por alineamiento se traducen en una pobre estimación en la alta frecuencia, por ello la señal de error es muy pequeña. Sin embargo, en casos no ideales en que la presencia de VLP de alta frecuencia sea relevante esta mejora es más palpable. El método que obtiene menor desalineamiento es el de Woody, junto con el de correlación. Estos métodos

\*Este trabajo ha sido financiado por el proyecto TIC94-0608-02 CICYT, y PIT06/93 CONAI. España

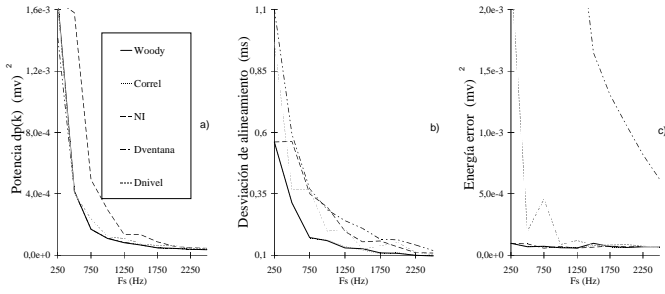


Figura 1: Resultados sobre la señal ideal al variar el factor de interpolación o frecuencia de muestreo ( $F_s$ ): a) Potencia de la señal desviación del promediado  $dp(k)$ , b) Desviación del desalineamiento, c) Energía de la señal de error

son los más robustos en situaciones no especialmente ruidosas. En la Figura 2 se presentan la señal ideal y las reconstruidas (escala izquierda) para los distintos factores de interpolación, así como la señal de desviación  $dp(k)$  (escala derecha) para cada caso.

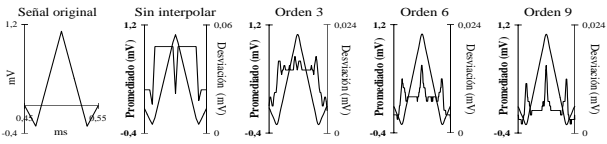


Figura 2: Señales original y reconstruida promediando con distintos ordenes de interpolación junto con la señal desviación del promediado

**III.2. Señal contaminada con ruido blanco.** La Figura 3 representa las mismas gráficas del caso anterior cuando sobre la señal ideal se han superpuesto ruido blanco en una SNR de 10 dB. Woody y correlación continúan obteniendo los mejores resultados.

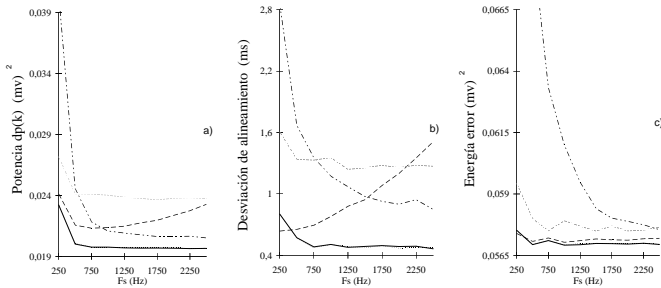


Figura 3: Mismos análisis que en Figura 1 con ruido blanco ( $SNR=10dB$ )

tados. La mejora en la varianza del alineamiento es menor en términos relativos respecto al caso libre de ruido debido a que el ruido presente eleva el desalineamiento. Si bien, la mejora en términos absolutos es en ambos casos entorno a 0.5 ms, al pasar interpolando de 250 Hz a 2500 Hz. Woody obtiene menor varianza de promediado que la correlación debido a su característica iterativa por la cual se adapta mejor a la forma de la señal. IN da lugar a un aumento lineal significativo del desalineamiento al aumentar el factor de interpolación. Este efecto ya fue predicho en [4], donde se vio que para una misma SNR aumentaba la varianza al aumentar el número de muestras  $N$  en la ventana en estudio, circunstancia que se da en este caso al interpolar por un factor mayor que 1.

**III.3. Señal contaminada con ruido de 50 Hz.** Ahora consideraremos la señal original contaminada con un ruido de 50 Hz en una SNR de 0 dB. Las realizaciones se han generado de modo que la fase de los 50 Hz varía de forma aleatoria respecto al máximo del QRS, es decir no están acoplados, cosa que ocurre en la realidad donde el bombeo del corazón no tiene nada que ver con la fase de la red eléctrica. Los resultados aparecen en la Figura 4. El mejor método en cuanto a menor error de desali-

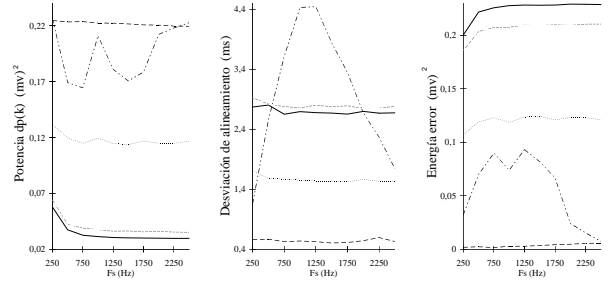


Figura 4: Mismos análisis que en Figura 1 con ruido de 50 Hz ( $SNR=0dB$ )

neamiento resulta ser el IN. El problema está en que los métodos basados en la correlación tienden a adaptarse a la señal de 50 Hz e intentan alinear en fase los ruidos de cada latido en lugar de la señal en estudio. El método de las integrales normalizadas toma la información presente en la ventana de forma global, y por tanto, en caso de ruido de 50 Hz tiene un mejor comportamiento que el resto de los métodos. Este efecto es tanto más evidente cuanto menor es la SNR, por ello se incluyen los resultados con 0 dB. Nótese que es como si la señal determinista hubiera pasado a ser el ruido de 50 Hz y el QRS fuera ahora el ruido. La Figura 5 muestra 5 latidos del registro ruidoso alineados con Woody, frente a otros 5 latidos alineados con IN. Nótese como con Woody se han alineado con la fase del ruido mientras que con IN lo han hecho con el QRS. Por otro lado, la Figura 4a muestra una potencia de la señal desviación  $dp(k)$  mucho mayor para el método de IN que para los demás. Esta aparente contradicción se explica haciendo un análisis detallado de la señal  $dp(t)$ . Por simplicidad llamaremos a la señal ideal  $qrs(t) = s(t)$ , y al ruido (en este caso otra señal determinista 50 Hz)  $r(t)$ , y consideraremos que se ha alineado perfectamente la señal  $s(t)$ . El ruido será ahora una señal de forma constante (50 Hz) desalineada respecto al punto de alineamiento. Si el desalineamiento del ruido  $\tau_i$  es pequeño comparado con las variaciones de la señal, se puede hacer una aproximación de Taylor de la señal desplazada  $r(t - \tau_i) = r(t) - r'(t) \cdot \tau_i$

$$\begin{aligned} dp^2(t) &= E \left[ (s(t) + r(t - \tau_i) - E[s(t) + r(t - \tau_i)])^2 \right] \\ &= r'^2(t) E[\tau_i^2] = r'^2(t) \sigma^2 \end{aligned} \quad (2)$$

donde  $\sigma^2$  es la desviación del desalineamiento. La potencia de la señal  $dp(t)$  será  $P_{dp}$ , y se puede poner:  $P_{dp} = \sigma^2 \int_{-\infty}^{\infty} (2\pi f)^2 R(f) df$ . Es decir, la potencia de la señal desviación no depende sólo del desalineamiento del ruido, sino también de las características frecuenciales de éste. Cuanto mayores son las componentes frecuenciales del ruido, mayor es la potencia de la desviación. Esto se corresponde con la idea de que si la señal varía muy rápidamente (alta frecuencia) una pequeña desviación hace que haya variaciones grandes de valor (se refleja en la señal  $dp(t)$ ), y al contrario si las variaciones son lentas. En método de IN alinea la señal respecto al QRS mientras que toma como ruido a los 50 Hz, que son

los que aportan la señal  $r(t)$ . Por su parte, en el caso de Woody se ha alineado con los 50 Hz. Por lo tanto, actúa como ruido  $r(t)$  la señal del QRS, que es de contenido frecuencial fundamentalmente menor de 50 Hz, por lo que su contribución a la  $P_{dp}$  es menor que en el caso del método de IN. Sin embargo, esto no es reflejo de la mejor alineación que ha generado el método IN como puede observarse estudiando la desviación del alineamiento en Fig. 4b.

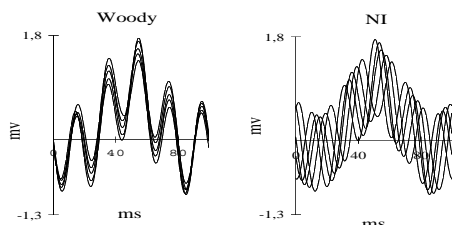


Figura 5: Muestra de 5 latidos alineados con Woody e IN

**III.4. Señal real.** La Figura 6 muestra el efecto de interpolar al realizar el promediado en un conjunto de señales ECG reales. Se muestra como varía la potencia de la desviación del promediado obtenida para 5 registros ECG reales, interpolados con factores de 1 a 5 y realineando con el método de Woody. Los registros se obtuvieron con una  $f_m$  de 1000 Hz y presentan una SNR de unos 10 dB. La propia variabilidad latido a latido intrínseca a la señal real hace que los valores de potencia sean más elevados que en el caso de la simulación. Sin embargo, se observa cómo a medida que aumenta el factor de interpolación disminuye la potencia al igual que ocurría con la señal artificial. En este caso, no se puede estudiar la mejora en el alineamiento ya que no se conocen los instantes reales, y por tanto, el estudio sólo se puede hacer en términos de la potencia de la señal desviación  $dp(k)$ . Para cuantificar la mejora, sería bueno encontrar una  $f_m$  a partir de la cual se llega a un comportamiento asintótico en la disminución de potencia. Considerando el punto en el que para dos frecuencias sucesivas la disminución es menor de un 20% de la disminución anterior, se encuentra que para 50 señales estudiadas, esta frecuencia en media es de 4370 Hz, con una desviación típica de 1146 Hz. Valga como dato, que una disminución de un 10% da lugar a una frecuencia media por encima de 5000 Hz. De aquí, se concluye que este valor puede dar idea de cuál es una frecuencia adecuada de trabajo con estas señales, ya que un aumento de la  $f_m$  no supodrá una mejora importante de la calidad de la estimación.

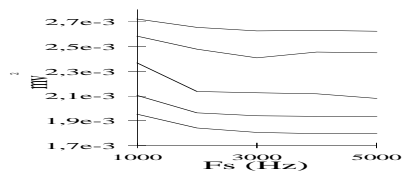


Figura 6: Potencia de la señal de desviación del promediado en 5 registros reales

#### IV. ANÁLISIS DE POTENCIALES TARDÍOS

Ahora se analiza la obtención de los índices clínicos de los VLP con interpolación. Se usan registros muestreados a 1000 Hz y con las derivaciones ortogonales X, Y y Z. La Figura 7 muestra el Vector Magnitud obtenido a partir de un filtrado paso alto mediante un filtro Butterworth de 4 polos, aplicado en modo bidireccional [2] sobre la señal promediada. Se presentan dos casos: sin interpolar y con una interpolación por 4. La interpolación permite apreciar mejor las altas frecuencias que ponen de manifiesto la

presencia de VLP. Nótese como el mayor pico en la zona de VLP es de mayor amplitud ( $38.3 \mu V$ ) en el caso interpolado que en el de sin interpolar ( $37.5 \mu V$ ). Así mismo, es menor la amplitud en los extremos del Vector Magnitud en el caso interpolado, lo que significa que se logra menor nivel de ruido. La consecuencia de este hecho es una variación de los valores de los índices clínicos como se observa en el ejemplo de la figura 7. Para el registro sin interpolar el RMS40 vale  $18.5 \mu V$ , el QRSd vale 105 ms y el LAS resulta ser de 48 ms. Con el registro interpolado se obtiene un RMS40 de  $17.7 \mu V$ , un QRSd de 105 ms y un LAS de 48 ms.

