

Alineamiento de señales VCG: variabilidad morfológica latido a latido en presencia de ruido *

Elena Carro^{1,2}, Magnus Åström¹, Pablo Laguna³, Björn Wohlfart² y Leif Sörnmo^{1,2}

¹Signal Processing Group, Dept. of Applied Electronics, Universidad de Lund, Suecia

²Dept. of Clinical Physiology, Universidad de Lund, Suecia

³Centro Politécnico Superior, Universidad de Zaragoza, España

Resumen - El estudio de la variabilidad morfológica latido a latido en el electrocardiograma (ECG) puede dar información clínica útil pero es complicado por el efecto de la respiración y otras fuentes de ruido. Un nuevo método de estudio mediante alineamiento espacial y temporal de lazos vectocardiográficos (VCG) basado en transformaciones geométricas es analizado utilizando señales ECG simuladas y en presencia de ruido. Se ha encontrado que las prestaciones del método dependen de la relación SNR y la morfología del lazo VCG y que existe un umbral de ruido (20 μ V) por encima del cual, la estimación de los parámetros no funciona correctamente.

1 Introducción

El análisis de la sutil variabilidad latido a latido en la morfología del QRS puede ser útil en el diagnóstico clínico del ECG, i.e. un aumento o disminución de la variabilidad puede estar relacionado con una particular condición patológica [1]. Pero esta medida es complicada por el efecto de la respiración y la actividad muscular principalmente. Un nuevo método de alineamiento de lazos VCG es utilizado para intentar reducir la información extracardiaca presente en la señal electrocardiográfica [2].

Este método de alinear lazos VCG ha sido útil en varias aplicaciones de ECG. Por ejemplo, al comparar registros en serie utilizando alineamiento de lazos VCG, se solucionan ciertos problemas comúnmente asociados al análisis de las 12 derivaciones standard [3], [4]. Estos problemas están causados por alteraciones indeseadas en la orientación del eje eléctrico, dificultando la comparación de medidas en la onda QRS.

Otra aplicación del alineamiento de lazos VCG es en la medida de variaciones latido a latido en la morfología del QRS, principalmente con el propósito de reducir los efectos de la actividad respiratoria. Esta forma de medir la variabilidad fue originalmente

propuesta como medio para estudiar la inestabilidad eléctrica del corazón [5], [6]. Sin embargo, estos estudios no tuvieron en cuenta técnicas de compensación de la respiración. La importancia de emplear tales técnicas fue demostrada en [2], aportando al mismo tiempo una solución atractiva al problema de la sincronización temporal en el alineamiento de lazos VCG.

El objetivo de este trabajo es por tanto investigar el efecto del método de alineamiento en la eliminación de la actividad extracardiaca presente en la señal ECG. Para ello se analiza la variabilidad morfológica latido a latido en el intervalo QRS. Estudios anteriores han demostrado disminución de esta variabilidad tras el alineamiento [2], pero queda por investigar si la reducción de la variabilidad debido a la respiración, reduce también la variabilidad de origen fisiológico. Es evidente que el método de alineamiento debe depender, en cierto modo, de la relación señal a ruido (SNR). Pocos estudios han sido presentados teniendo en cuenta el efecto del ruido en la detección de la variabilidad morfológica. Es por tanto interesante investigar cómo diferentes morfologías influyen en las prestaciones del método a diferentes SNR's. Para intentar resolver estos aspectos, se ha aplicado el método sobre señales ECG simuladas, permitiendo así tener un cierto control sobre parámetros modelando la variabilidad morfológica y el ruido dado por la actividad respiratoria y muscular. Estas señales se simularon basándose en un modelo simple de propagación de potenciales de acción y corrientes de iones.

2 Alineamiento de señales VCG

El presente método, previamente presentado en [2], desarrolla un alineamiento espacial y temporal de lazos VCG. El método se basa en un modelo estadístico en el cual cada lazo VCG observado, \mathbf{Z} , deriva de uno de referencia, $\tilde{\mathbf{Z}}_R$, influenciado por ciertas transformaciones geométricas como escalado, rotación y sincronización temporal. El lazo observado se supone proviene del de referencia según la expresión

$$\mathbf{Z} = \alpha \mathbf{Q} \tilde{\mathbf{Z}}_R \mathbf{J}_\tau + \mathbf{V} \quad (1)$$

*Este trabajo ha sido financiado por el Equipo Nacional Sueco de Desarrollo Técnico (NUTEK), grant no. 89-03381P.

donde α representa el escalado, \mathbf{Q} la matriz de rotación, τ el sincronismo temporal y \mathbf{V} la matriz de ruido Gaussiano aditivo.

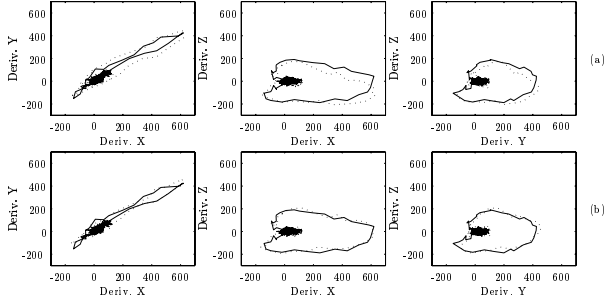


Figura 1: Ilustración de dos lazos VCG, (a) antes y (b) después del alineamiento. El lazo de referencia se representa con línea continua y el lazo a alinear con línea punteada.

Técnicas de máxima verosimilitud son aplicadas al problema de estimar óptimamente los parámetros que minimizan la distancia euclídea entre los puntos correspondientes de los lazos VCG observado y alineado. Las estimaciones de α , \mathbf{Q} y τ se obtienen resolviendo el siguiente problema de minimización,

$$\epsilon_{min}^2 = \min_{\alpha, \mathbf{Q}, \tau} \left\| \mathbf{Z} - \alpha \mathbf{Q} \tilde{\mathbf{Z}}_R \mathbf{J}_\tau \right\|_F^2 \quad (2)$$

Asignando a τ un valor fijo, la norma se reescribe resultando en una expresión cerrada permitiendo a \mathbf{Q} estimarse para cada valor de τ independientemente de α , obteniendo $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$. Con $\hat{\mathbf{Q}}_\tau$ es posible calcular $\hat{\alpha}_\tau$. El $\hat{\tau}$ óptimo se elige dentro del intervalo $[-\Delta, \Delta]$ que minimice (2). De la matriz estimada de rotación $\hat{\mathbf{Q}}$, se obtienen expresiones de los ángulos de rotación para cada una de las derivaciones X, Y y Z. En la figura 1 se ilustra el alineamiento de dos lazos VCG simulados.

3 Simulación de señales ECG

Un modelo básico de generación de señales ECG basado en la propagación de potenciales de acción en el tejido cardíaco se ha usado para generar el potencial en la pared cardíaca [7]. El comportamiento dinámico de los potenciales de acción es controlado mediante corrientes de iones, de estímulos y corrientes entre compartimentos. Estas corrientes son modeladas considerando estados de activación y desactivación de las celdas y diferencias de potencial en la membrana celular. La variabilidad morfológica se introduce muestra a muestra mediante una variable con distribución normal definida por su varianza σ_β^2 y representa la conductividad entre endocardio y epicardio.

Los potenciales en la superficie del cuerpo en cada una de las tres dimensiones se asumen que están

linealmente relacionados con la diferencia de potencial entre epicardio y endocardio. Esta relación lineal se representa mediante una matriz de proyección, cuyos valores fueron estimados usando técnicas de descomposición en valores singulares. Conociendo el potencial en la superficie corporal y la diferencia de potencial en la pared cardíaca, es posible estimar una matriz de proyección que represente la morfología de un patrón, ver figura 2 (a).

Las señales obtenidas en la superficie corporal con el modelo son contaminadas por diversos tipos de ruido de origen extracardiaco. Una de las fuentes de ruido más importantes viene dada por movimientos del corazón debido a la respiración. Este ruido se modeló por escalado y rotación de los lazos VCG. La matriz de rotación se definió como el producto de tres matrices de rotación entorno a los tres ejes X, Y y Z. Los ángulos de rotación fueron elegidos con variación sigmoideal periódica muestra a muestra. La actividad muscular y el ruido del equipo de amplificación se modeló como ruido Gaussiano aditivo de varianza σ_v^2 medida en μV^2 . En la figura 2 (b)-(c) se muestra un ejemplo del resultado obtenido con estas transformaciones.

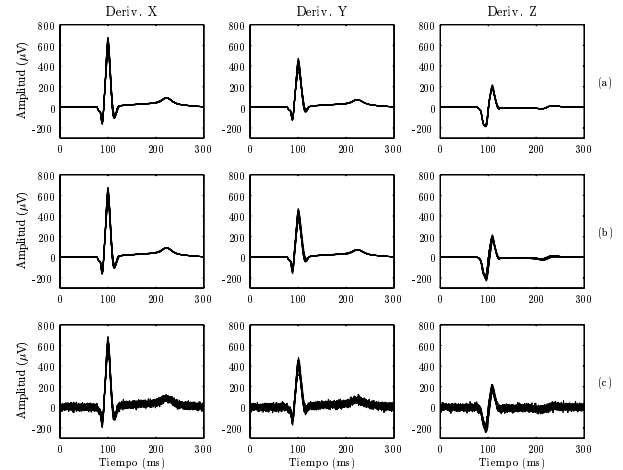


Figura 2: Variabilidad morfológica de 25 latidos superpuestos de (a) señal ECG simulada libre de ruido, (b) tras rotación alrededor del eje X y (c) añadiendo ruido blanco. La simulación se realizó con $\sigma_\beta = 0.004$ y $\sigma_v = 16\mu V$. Observar que la onda P no se simula.

4 Resultados

La habilidad del método en eliminar información extracardiaca es evaluada en función de la variabilidad morfológica latido a latido y el nivel de ruido. Esta medida se realizó comparando las señales observadas y alineadas respecto a la señal sin ningún tipo de ruido. El intervalo de interés fue el complejo QRS dado

que el alineamiento se realizó considerando dicho intervalo. Los resultados fueron presentados como valores RMS y corregidos de ruido aditivo, suprimiendo una estimación del nivel de ruido en las primeras 50 muestras de la señal.

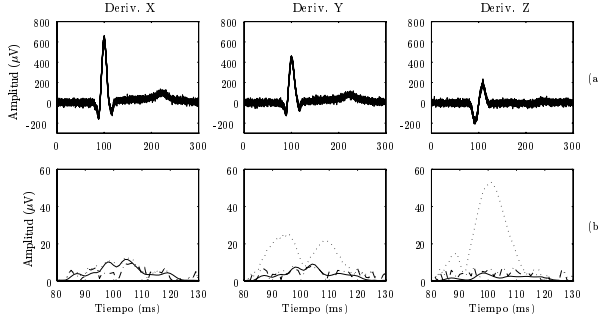


Figura 3: Ejemplo de (a) la señal obtenida tras el alineamiento y (b) la correspondiente variabilidad de la señal original (línea continua), observada (línea punteada) y alineada (línea de trazos y puntos). La simulación se realizó con $\sigma_v = 16 \mu V$ y $\sigma_\beta = 0.001$.

En la figura 3 (a) se presenta un ejemplo de las tres derivaciones X, Y y Z de la señal ECG obtenida tras el alineamiento para un nivel considerable de ruido. Valor medio de la variabilidad latido a latido y muestra a muestra es presentado en la figura 3 (b) sólo en el intervalo QRS. Se puede observar que las curvas mostrando la variabilidad de la señales original y alineada están muy próximas indicando que prácticamente toda la información extracardiaca introducida con la rotación y el ruido blanco aditivo es eliminada. Éste es un ejemplo para un cierto nivel de variabilidad original morfológica (σ_β) y ruido (σ_v). Sin embargo, es importante analizar para distintos niveles de ruido, si el alineamiento de lazos VCG es capaz de reducir la indeseada variabilidad extracardiaca introducida mediante rotación, escalado y ruido aditivo, sin eliminar la información presente en la señal libre de ruido y sin introducir variabilidad adicional. Para ello, el área de la función que describe la variabilidad morfológica de las señales original, observada y alineada bajo el intervalo QRS para cada nivel de variabilidad morfológica y ruido es presentada en la figura 4 (a)-(c). Un incremento considerable de la variabilidad en (b) es debido a la rotación introducida, que se intenta eliminar con el alineamiento como se muestra en (c). Para considerables niveles de ruido, cierta indeseada variabilidad permanece.

Es posible obtener estimación de los ángulos de rotación derivados de la matriz \hat{Q} . Los efectos del ruido aditivo son evaluados comparando esta estimación con los valores originales. Los valores estimados son próximos a los originales para niveles de ruido por debajo de $\sigma_v = 20 \mu V$, pero por encima de este umbral un deterioro en el método es obser-

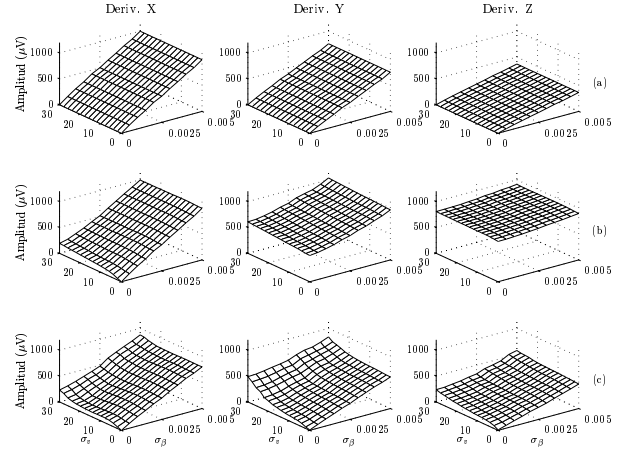


Figura 4: Variabilidad morfológica en el intervalo QRS en términos de σ_β y σ_v : (a) señal simulada sin ruido; (b) señal observada en la superficie del cuerpo; (c) señal estimada tras el alineamiento. La simulación se realizó con 500 latidos, y rotación únicamente alrededor del eje X y no escalado.

vado especialmente en la derivación Z, ver figura 5. Dos ejemplos de los ángulos de rotación estimados y originales son presentados en la figura 6 para distintos niveles de ruido. Se puede observar claramente como la estimación para moderados niveles de ruido funciona perfectamente, apareciendo picos de la señal para ruidos superiores al umbral.

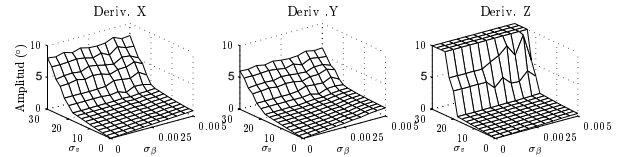


Figura 5: Error (RMS) de los ángulos de rotación estimados en función de la variabilidad morfológica (σ_β) y el nivel de ruido (σ_v).

Es interesante investigar la relación entre la morfología de los lazos VCG y el umbral de ruido por encima del cual el alineamiento no funciona correctamente. La idea es que derivaciones altamente correladas en morfología son más sensibles al ruido en la estimación de los parámetros necesarios para el alineamiento. Para comparar diferentes morfologías, se definió un parámetro relacionado con la planaridad del lazo VCG, $\rho = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$, donde σ_{min} y σ_{max} son los valores propios mínimo y máximo de la matriz formada por las tres derivaciones de un latido. Para evitar diferencias en amplitud, las señales son normalizadas previamente a la adición del ruido. Esta normalización da la ventaja que las tres derivaciones tienen la misma relación señal a ruido para el nivel

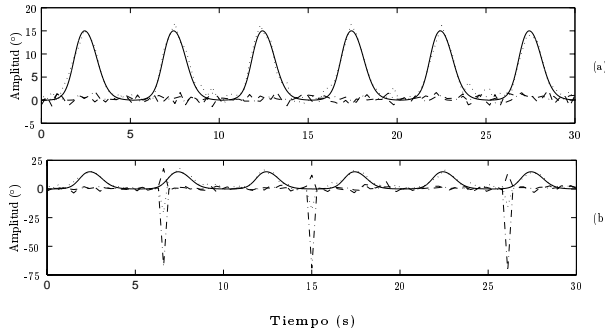


Figura 6: Comparación entre los ángulos de rotación originales (línea continua) y estimados (línea discontinua) en la derivación X. Para las derivaciones Y y Z los valores estimados se representan con líneas punteada y con líneas y puntos, respectivamente. La rotación fue realizada sólo alrededor del eje X. El nivel de ruido es en (a) $\sigma_v = 16 \mu V$ y en (b) $\sigma_v = 24 \mu V$.

de ruido dado. El umbral de ruido a partir del cual el método deteriora, breakdown noise level (BNL), se define para cada derivación como

$$BNL = \min_v \left(\max_i \left(|\hat{\varphi}_v(i) - \bar{\varphi}_v(i)| \right) > \frac{\pi}{10} \right) \quad (3)$$

donde $\hat{\varphi}_v(i)$ y $\bar{\varphi}_v(i)$ denotan los ángulos de rotación estimado y media del original respectivamente para el latido i y nivel de ruido v . La definición en (3) significa que si el error al estimar los ángulos de rotación en cualquier latido i excede $\frac{\pi}{10}$, entonces el umbral de ruido se alcanza. Se elige como umbral de ruido el menor de los obtenidos en cada derivación.

Utilizando una base de datos con 33 individuos sin previos rasgos de cardiopatía, diferentes morfologías fueron simuladas utilizando la estimación de la matriz de proyección descrita anteriormente. En la figura 7, se observa una relación lineal entre ρ y BNL .

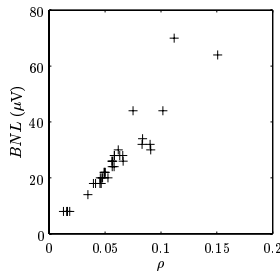


Figura 7: Umbral de nivel de ruido frente al nivel de morfología de lazo.

5 Conclusiones

El método de alineamiento propuesto es capaz de reducir la indeseada variabilidad introducida por fac-

tores extracardíacos en el ECG en función del nivel de ruido. Es posible reconstruir el modelo de rotación causado por la respiración para moderados niveles de ruido pero por encima de un umbral ($20 \mu V$), las prestaciones del método decaen considerablemente. Existe también una dependencia del método con la morfología de los lazos VCG. Todos estos resultados han sido obtenidos utilizando señales ECG simuladas, permitiendo así un control sobre los parámetros que modelan la variabilidad morfológica y el ruido.

Referencias

- [1] L. Sörnmo, B. Wohlfart, J. Berg, and O. Pahlm, "Lack of information in beat-to-beat variability in QRS morphology," in *Computers in Cardiology*, pp. 485–488, IEEE Computer Society, 1996.
- [2] L. Sörnmo, "Optimal alignment of vectorcardiographic loops," Tech. Rep. SPR-35, Signal Processing Group, Lund University, Lund, Sweden, 1996. (<http://www.tde.lth.se/research/sig/Sigreport.html>).
- [3] J. Fayn, P. Rubel, and P. Arnaud, "A new methodology for optimal comparison of serial vectorcardiograms," in *Computers in Cardiology*, pp. 467–470, IEEE Computer Society, 1983.
- [4] P. Rubel, J. Fayn, J. Willems, and C. Zywiec, "New trends in serial ECG analysis," *J. Electrocardiology*, vol. 26 (Suppl), pp. 122–128, 1993.
- [5] K. Prasad and M. Gupta, "Phase-invariant signature algorithm. A noninvasive technique for early detection and quantification of Ouabain-induced cardiac disorders," *Angiology*, vol. 30, pp. 721–732, 1979.
- [6] S. Ben-Haim, B. Becker, Y. Edoute, M. Kochanowski, O. Azaria, E. Kaplinsky, and Y. Palti, "Beat-to-beat electrocardiographic morphology variation in healed myocardial infarction," *Am. J. Cardiol.*, vol. 68, pp. 725–728, 1991.
- [7] B. Wohlfart, G. Ohlen, and L. Karlsson, "Simulation of reentry in a piece of myocardial tissue: strong sensitivity to spatial and temporal conditions," *Clinical Physiology*, vol. 16, pp. 417–431, 1996.

Dirección de contacto:

Elena Carro Magnus Åström
Dept. of Applied Electronics,
P.O. Box 118,
SE-221 00 Lund, Sweden

email:

`ecs@tde.lth.se` `Magnus.Astrom@tde.lth.se`