

Impacto de la Reducción de la Frecuencia de Muestreo en la Delineación Automática de ECG

F. Simón Vadillo¹, J. P. Martínez Cortés¹, P. Laguna Lasasa¹

B. van Grinsven², C. Rutten², R. Houben²

¹ Grupo de Tecnología de las Comunicaciones, I3A, Universidad de Zaragoza/CIBER-BBN, Zaragoza, España
{fsimon, jpmart, laguna}@unizar.es

² Medtronic Bakken Research Center B. V. Endepolsdomein 5, 6229 GW Maastricht, Holanda
richard.houben@medtronic.com

Resumen

La delineación de electrogramas (EGM) es una importante tarea a desarrollar en los dispositivos implantables cardiacos tales como marcapasos y desfibriladores. La detección fiable y la clasificación de los componentes del EGM podrían ayudar a minimizar el riesgo de falsas detecciones. Por lo tanto, los esfuerzos se dirigen a examinar si existen delineadores de ECG adaptables a la delineación de EGMs. Un tema que debe resolverse es la baja frecuencia de muestreo a la que las señales EGM son adquiridas. En este estudio vamos a investigar la evolución de la degradación de un delineador de ECG, previamente desarrollado, basado en la transformada wavelet, reduciendo de forma escalonada la frecuencia de muestreo. Se demuestra que en señales muestreadas a 1 kHz, el proceso de degradación en las ondas P y T no es significativo a la hora de delinear las ondas. El proceso de delineación del QRS solamente se ve afectado a la frecuencia de muestreo más baja, a 62.5 Hz. Para señales originalmente muestreadas a 250 Hz, no se observa degradación del proceso de delineación.

Se puede concluir que la delineación automática de ECGs puede llevarse a cabo para frecuencias de muestreo tan bajas como 62.5 Hz y que las bajas frecuencias de muestreo no degradan significativamente la delineación automática.

1. Introducción

La mayoría de los dispositivos cardiacos implantables actuales, como marcapasos y desfibriladores, están equipados con algoritmos que toman decisiones basadas en la detección de eventos cardiacos (determinación de ondas R y estudio de los intervalos entre ellas). Además de la toma de decisiones basadas en eventos convencionales, el procesado digital de la señal permite el análisis morfológico del electrograma (EGM), incluyendo la caracterización de sus componentes individuales. Este desarrollo no sólo permite la reducción de falsas alarmas, sino también divisar nuevas aplicaciones en detección.

Puesto que los electrogramas tienen características similares a los ECGs, las técnicas existentes de delineación de ECG son candidatas para analizar los EGMs. Sin embargo, para optimizar el proceso de delineación, existen diferentes aspectos que necesitan una atención especial. En primer lugar, el ECG y el EGM tienen algunas diferencias morfológicas, como por

ejemplo, los componentes característicos del ECG no tienen que estar presentes necesariamente en el EGM. Además, el contenido espectral del EGM difiere del contenido del ECG. Puesto que esto afecta a cualquier adaptación de filtrado, incluyendo a la delineación basada en la transformada wavelet, se requiere un análisis espectral para encontrar las diferencias más relevantes. Un aspecto más crítico todavía es la baja frecuencia de muestreo a la que se adquieren los EGMs en los dispositivos implantables, debido a las limitaciones de energía y la capacidad de memoria. El presente trabajo pretende investigar esta cuestión estudiando la degradación del proceso de delineación al aplicar un delineador de ECG basado en la transformada wavelet y recientemente descrito por Martínez *et al.* [1] aplicado en bases de datos, y reduciendo progresivamente la frecuencia de muestreo. Además, se estudian las diferencias espectrales y morfológicas iniciales entre el ECG y el EGM.

2. Materiales y Métodos

2.1. Bases de datos

La delineación automática se realizó en dos bases de datos de señales ECG públicas y disponibles.

1) *PTB Diagnostic ECG Database (PTBDB)*: contiene 549 registros de señales ECG con 15 derivaciones de alta resolución (12 derivaciones estándar junto con las derivaciones de Frank XYZ), muestreadas a 1 kHz, teniendo una resolución de 0.5 μ V y duración variable [3], [4]. Los registros incluyen 54 pacientes sanos de control y 240 pacientes con diferentes cardiopatías. Las anotaciones de referencia se tomaron de la publicación de Christov *et al.* [5]. En el mencionado trabajo, las marcas manuales fueron realizadas por 5 expertos de forma individual, sobre los latidos de la derivación II, anotando el inicio del QRS y el final de la onda T. La mediana de las anotaciones de los 5 expertos se consideró como nuestro patrón.

2) *QT Database (QTDB)*: contiene 105 registros ECG de dos derivaciones (sobre todo, MLII y V5) de 15 minutos de duración, adquiridos a una frecuencia de

muestreo de 250 Hz [6]. En cada registro, un experto cardiólogo anotó un mínimo de 30 latidos consecutivos, determinando el comienzo, el pico y el final de las ondas P, QRS, T, y (si está presente) U. La base de datos contiene anotaciones de 3335 ondas P, 3623 complejos QRS y 3542 ondas T. Once registros ECG también contenían anotaciones de un segundo cardiólogo.

2.2. Detección de QRS y delineación de las ondas

La delineación automática de las formas de onda del ECG se realizó usando un delineador de ECG multiescalado basado en la transformada wavelet, previamente descrito y validado [1]. La detección de todos los puntos de interés (comienzos, picos y finales) de los componentes del ECG se realizó empleando como wavelet prototipo un spline cuadrático, produciendo un alisado de la derivada del ECG en cinco escalas diádicas.

2.3. Submuestreo de la señal

Para evaluar el efecto de reducir la frecuencia de muestreo en la delineación, las señales de la base PTBDB fueron consecutivamente submuestreadas usando como factores 2, 4, 8 y 16, obteniendo así señales ECG muestreadas a 500, 250, 125 y 62.5 Hz, respectivamente. Las señales QTDB, originalmente muestreadas a 250 Hz, fueron submuestreadas usando como factores 2 y 4.

2.4. Evaluación del proceso de delineación

El proceso de delineación fue evaluado para cada punto mediante la diferencia (media \pm DS) entre la detección automática y la mediana de las anotaciones de los expertos. La variabilidad inter-expertos fue calculada como la media \pm DS entre la anotación individual de cada experto y la mediana (PTBDB) o la media (QTDB) de la anotación manual del experto. Las tolerancias de las delineaciones divulgadas en [7] también se usaron como referencias comparativas.

En la PTBDB, se aplicó el delineador sobre la derivación II. En la QTDB, la delineación se realizó sobre las derivaciones MLII y V5, siendo seleccionada, para cada punto, la anotación con menor error.

En la delineación automática del ECG, los errores de gran magnitud registrados se deben frecuentemente a una incorrecta determinación de la morfología, mientras que los errores pequeños se relacionan con la exactitud de la delineación en ondas con las morfologías identificadas correctamente. Debido a que este estudio se centra sobre todo en la reducción de la inexactitud en la delineación a bajas frecuencias de muestreo, el estudio también se realizó usando sólo los latidos correctamente delineados a la frecuencia de muestreo original. Para ello se excluyeron los latidos con un error al inicio del QRS $>$ 10 ms y un error al final de la onda T $>$ 30 ms.

2.5. Análisis Espectral

La potencia espectral fue obtenida realizando la media de la transformada rápida de Fourier en un número de latidos seleccionados.

1) *ECG*: fueron elegidos de forma aleatoria 300 latidos con ritmo sinusal normal de MIT-BIH Arrhythmia Database, formada por 48 registros anotados totalmente y muestreados a 360 Hz, con una resolución de 11 bits, sobre un rango de amplitud de 10 mV [2].

2) *EGM*: se eligieron 18 latidos con ritmo sinusal normal de una base de electrogramas que contiene EGMs de desfibriladores implantables, tanto antes como después de una descarga del desfibrilador. Estas señales son registros unipolares (entre el dispositivo y el anillo de la derivación ventricular) a 64 Hz con una resolución de 12 bits sobre un rango de 8 mV.

3. Resultados

3.1. PTBDB

La delineación automática se realizó correctamente en 471 de los 549 latidos. Excluimos 37 registros en los que el latido anotado era el primero, 35 latidos debido a falsos positivos y 6 a causa de falsos negativos en la detección del QRS. En la Tabla I (primera y segunda columnas), se muestran los errores de delineación para el inicio del QRS y el final de la onda T, a las diferentes frecuencias de muestreo. Para comparar, se incluye también la variabilidad inter-expertos.

La tercera y la cuarta columnas resumen los resultados después de suprimir las medidas con grandes errores de delineación a 1 kHz. En esta situación, el inicio del QRS se estudió con 375 registros y el final de la onda T con 390 registros, correctamente delineados a 1 kHz.

f_s (Hz)	Todos los latidos		Con umbrales de error	
	inicio QRS	final T	inicio QRS	final T
1000	-4.5 \pm 11.0	2.9 \pm 33.1	-2.6 \pm 4.5	1.5 \pm 12.3
500	-4.4 \pm 10.7	2.9 \pm 33.1	-2.6 \pm 4.5	1.5 \pm 12.3
250	-4.4 \pm 10.7	2.9 \pm 33.1	-2.6 \pm 4.5	1.5 \pm 12.3
125	-4.6 \pm 11.5	2.8 \pm 33.3	-3.0 \pm 7.0	1.3 \pm 12.6
62.5	-8.1 \pm 14.1	3.2 \pm 33.2	-7.9 \pm 13.2	1.6 \pm 13.6
Expertos [5]	0.0 \pm 3.2	0.0 \pm 8.0	-0.5 \pm 3.1	0.1 \pm 7.5
Toler. [7]	- \pm 6.5	- \pm 30.6	- \pm 6.5	- \pm 30.6

Tabla 1. Error de delineación en los ECG de la PTBDB (en ms)

Para evaluar el estudio de delineación en otros componentes del ECG, compensamos la ausencia de anotaciones de expertos tomando como referencia las detecciones automáticas a 1 kHz. Esto permite la delineación adicional del inicio y final de la onda P, final del QRS e inicio de la onda T (Tabla II).

Los gráficos Bland-Altman de la Fig. 1 muestran el grado de acuerdo entre la estimación del intervalo QT de las señales submuestreadas y las señales originales.

3.2. QTDB

En esta base, la delineación de la onda P fue correcta en el 94.96% ($n = 3335$), la del QRS en un 99.99% ($n = 3623$) y la de la onda T en un 99.78% ($n = 3542$). Estos ratios no cambiaron al reducir la tasa de muestreo.

La Tabla III resume los resultados de la delineación automática para todas las frecuencias de muestreo

comparadas con las anotaciones de los expertos. La concordancia entre las medidas del QT en la señal original y las submuestreadas se muestra en la Fig. 2 con los gráficos de Bland-Altman.

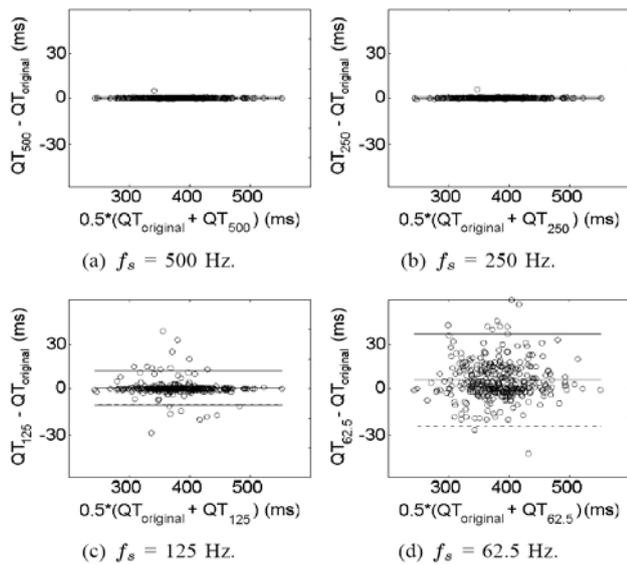


Figura 1. Gráficos de Bland-Altman del error medido en la PTBDB

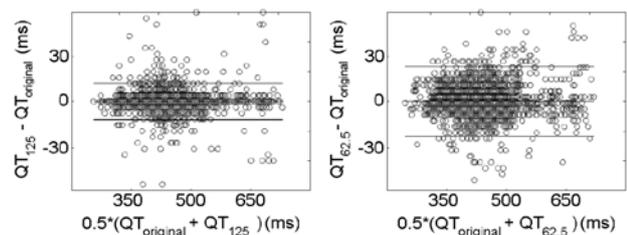


Figura 2. Gráficos de Bland-Altman del error medido en la QTDB

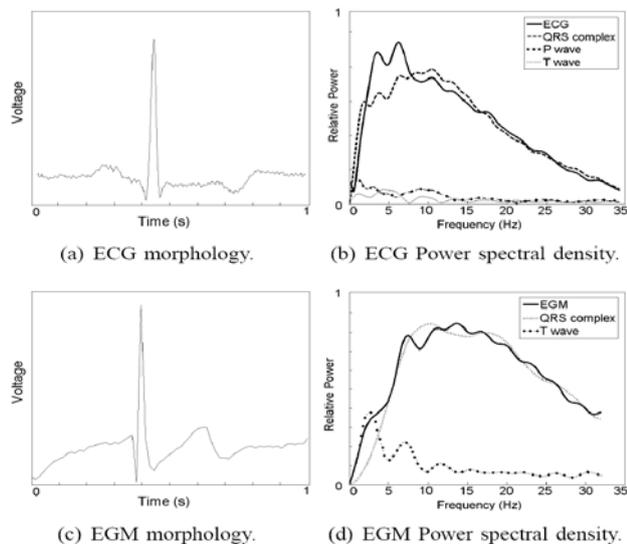


Figura 3. Gráficos del ECG y el EGM en los dominios temporal y frecuencial. (a) Morfología típica de un latido ECG con ritmo sinusal normal. Son visibles la onda P, el complejo QRS y la onda T; (b) Función de densidad espectral de potencia (DEP) calculada sobre una media de 300 latidos ECG con ritmo sinusal normal. (c) Morfología de un latido EGM unipolar con derivación ventricular y ritmo sinusal normal. (d) DEP calculada sobre una media de 18 latidos EGM unipolar con derivación ventricular y ritmo sinusal normal.

3.3. Análisis morfológico y espectral

En la Fig. 3 se muestran las imágenes de un ECG y un EGM, tanto en tiempo como en frecuencia. Las series temporales en las imágenes a) y c) muestran la típica morfología de un latido de ECG y de EGM grabado con ritmo sinusal normal. Las imágenes b) y d) contienen la función de densidad espectral de potencia (DEP) para ECG y EGM, y sus principales componentes.

4. Discusión y Conclusiones

El principal objetivo del presente trabajo ha sido cuantificar el impacto de la reducción de la frecuencia de muestreo, según lo empleado al adquirir EGMs de dispositivos implantables, sobre el funcionamiento de un delineador de ECG basado en la transformada wavelet.

La Tabla I muestra que el error en la detección del comienzo del QRS permanece prácticamente constante cuando se submuestra desde la frecuencia de adquisición original (1 kHz) hasta 125 Hz, pero hay un marcado aumento a 62.5 Hz (la detección del inicio del QRS se localiza, en media, 4 ms antes que a frecuencias de muestreo superiores y la DS aumenta de 11 ms a 14 ms).

Cuando el estudio se centra en los latidos bien delineados a 1000 Hz, se observa una degradación de la delineación del inicio del QRS ya a 125 Hz. Por otro lado, el error en la delineación del final de la onda T es similar en todas las frecuencias de muestreo. Como era de esperar, el error es substancialmente mayor en el caso del final de la onda T que en el comienzo del QRS.

La degradación en el proceso de delineación del comienzo del QRS puede atribuirse a la pérdida de componentes de alta frecuencia del complejo QRS a bajas frecuencias de muestreo. El error al delinear el final de la onda T no se incrementa significativamente debido a que el bajo contenido frecuencial de la onda T está presente incluso a la frecuencia de muestreo de 62.5 Hz.

Para el resto de puntos significativos del ECG, podemos extraer las mismas conclusiones de la Tabla II. La delineación del QRS es la más afectada por la reducción de la frecuencia de muestreo.

El resultado de la delineación en la base QTDB muestra que el error no aumenta significativamente en los puntos de interés. En contraste con la PTBDB, la desviación estándar del error al delinear el inicio del QRS no aumenta a 62.5 Hz, como se muestra en la Tabla III. Como se puede ver en la Fig. 2, las estimaciones del intervalo QT a 62.5 Hz son menos estables que a 125 Hz. Sin embargo, este incremento en la variabilidad es insignificante comparado con la desviación estándar a la frecuencia de muestreo original.

Las diferencias de los resultados en ambas bases de datos pueden explicarse debido al proceso de adquisición de las señales que las integran (diferentes frecuencias de corte: 500 Hz en la PTBDB vs 100 Hz en la QTDB), así como por el hecho de que las anotaciones de la QTDB, tanto manuales como automáticas, se realizaron considerando simultáneamente sus dos derivaciones.

f_s (Hz)	inicio P	final P	inicio QRS	final QRS	inicio T	final T
500	0.0 ± 0.1	0.0 ± 0.1	0.1 ± 2.4	0.0 ± 1.0	0.0 ± 0.1	0.0 ± 0.1
250	-0.1 ± 2.9	0.0 ± 0.4	0.1 ± 2.5	0.1 ± 1.0	0.0 ± 0.3	0.0 ± 0.3
125	0.0 ± 5.4	0.2 ± 4.0	-0.1 ± 6.7	0.1 ± 7.7	0.0 ± 4.7	0.0 ± 3.2
62.5	-0.7 ± 14.4	0.1 ± 11.5	-3.6 ± 16.3	3.4 ± 17.5	-0.4 ± 8.9	0.4 ± 7.4

Tabla 2. Errores de delineación respecto a la detección automática a 1 kHz en la base PTBDB (en ms)

f_s (Hz)	inicio P	final P	inicio QRS	final QRS	pico T	final T
250	2.0 ± 15.0	1.9 ± 12.9	4.6 ± 7.7	0.8 ± 8.7	0.2 ± 13.9	-1.6 ± 18.1
125	2.2 ± 14.7	1.9 ± 12.7	4.7 ± 7.7	0.9 ± 8.5	0.3 ± 13.9	-1.5 ± 18.5
62.5	2.5 ± 14.5	2.4 ± 13.6	4.0 ± 7.6	1.0 ± 8.4	0.1 ± 13.8	-1.5 ± 17.8
Inter-Cardiólogo	-	-	5.3 ± 11.1	-0.1 ± 12.2	5.1 ± 15.9	2.1 ± 22.4
Tol. [7]	- ± 10.2	- ± 12.7	- ± 6.5	- ± 11.6	-	- ± 30.6

Tabla 3. Errores de delineación respecto a las anotaciones de referencia en la base QTDB (en ms)

Los límites que se consideran aceptables para los errores de la delineación automática se basan generalmente en la comparación con la variabilidad inter-expertos. En la base PTBDB, la variabilidad entre las anotaciones de los cinco expertos es mucho menor que el error obtenido con la delineación automática, así como el error inter-expertos de otros estudios [1] o las tolerancias propuestas en [7]. Esto puede explicarse debido al procedimiento de tres rondas que se usa para reducir las mayores discrepancias entre las anotaciones de los expertos [5]. En la base QTDB, los errores en la delineación del final de la onda T son del orden de las tolerancias propuestas por el grupo CSE [7], mientras que los errores en la delineación del inicio del QRS son incluso mayores que a la frecuencia de muestreo original, e incluso más pronunciados a 62.5 Hz. La mayoría de los grandes errores al inicio del QRS son debidos a la mala interpretación de pequeñas ondas Q. Sin embargo, en la QTDB, las diferencias en la delineación automática, incluso a 62.5 Hz, están por debajo de las diferencias inter-cardiólogo de la misma base de datos.

De los resultados obtenidos en las bases PTBDB y QTDB, se puede concluir que la delineación no se ve muy afectada a frecuencias de muestreo superiores a 125 Hz, mientras que se produce una leve aunque significativa pérdida en la exactitud de la delineación de las ondas con alto contenido frecuencial, por ejemplo, en el complejo QRS a una frecuencia de muestreo de 62.5 Hz.

Para adaptar el delineador de ECG basado en la transformada wavelet a EGMs, es importante identificar diferencias morfológicas y espectrales entre ambas señales. Sin embargo, la forma de la señal EGM es muy dependiente de la configuración de los electrodos. Los EGMs unipolares difieren de los EGMs bipolares y las señales captadas en una derivación ventricular son muy distintas de las registradas en la aurícula. En este trabajo sólo se considera un tipo de configuración: el EGM unipolar con una derivación ventricular. La Fig. 3 muestra las diferencias morfológicas en el dominio temporal, como la existencia o no de la onda P o las ondas individuales del complejo QRS. En el dominio espectral, la DEP muestra que la energía de la señal se distribuye de forma similar tanto para el latido entero como para el

QRS y la onda T, si bien existen diferencias tanto en las componentes de baja como de alta frecuencia.

Los resultados sugieren que el delineador propuesto puede ser adaptado de forma eficaz a las características de los EGM registrados en dispositivos implantables.

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por Medtronic Bakken Research Center B.V. y por los proyectos TEC2004-05263-C02-02/TCM de MCYT/FEDER, CB06/01/0062 de ISCIII, y Grupos Consolidados GTC T30 de DGA.

Referencias

- [1] J.P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A.P. Rocha y P. Laguna, "A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Database". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51(4), pp. 570-581, 2004.
- [2] A.L. Goldberger, LAN Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.Ch Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, C.K. Peng, H.E. Stanley. "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals". *Circulation* 101(23):e215-e220; 2000 (June 13).
- [3] R. Bousseljot, D. Kreiseler, A. Schnabel, "Nutzung der EKG-Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet". *Diomedizinische Technik, Band 40, Ergänzungsband 1 (1995) S 317.*
- [4] D. Kreiseler, R. Bousseljot, "Automatisierte EKG-Auswertung mit Hilfe der EKG-Signaldatenbank CARDIDAT der PTB". *Biomedizinische Technik, Band 40, Ergänzungsband 1 (1995) S 319.*
- [5] I. Christov, I. Dotsinsky, I. Simova, R. Prokopova, E. Trendafilova, S. Naydenov. "Dataset of manually measured QT intervals in the electrocardiogram". *Biomedical Engineering Online* 2006, 5:31.
- [6] P. Laguna, R.G. Mark, A. Goldberger, G.B. Moody. "A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Waveform Intervals in the ECG". *In Proc. Computers in Cardiology*, vol. 24. pp. 673-676, 1997.
- [7] "Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography". *Eur. Heart J.: The CSE Working Party*, 1985, vol. 6. pp. 815-825.