



Algoritmos para la Visualización de Electrocardiogramas y la Detección de los Complejos QRS Utilizados en un Monitor Electrocardiográfico Portátil

G. Meissimilly¹, J. Rodríguez², R. Fernández³, E. Medina⁴

Instituto Central de Investigación Digital
Calle 202 # 1704 entre 17 y 19, Siboney, 11600 La Habana, Cuba.

RESUMEN

El objetivo del trabajo es examinar los algoritmos asociados tanto con la visualización de señal electrocardiográfica (ECG) en una pantalla de cristal líquido, como con la detección de los complejos QRS, empleados en el desarrollo de un monitor electrocardiográfico portátil diseñado para monitorear una derivación bipolar estándar. La detección de los complejos QRS se lleva a cabo calculando la primera diferencia sobre una reproducción comprimida de la señal ECG. La calidad de la visualización de la señal ECG, y la eficiencia del detector de QRS, se verifican a través de los ensayos de laboratorio recogidos en la norma ANSI/AAMI EC13 para monitores cardíacos. Se concluye que el monitor desarrollado es capaz de visualizar la señal ECG, y calcular la frecuencia cardíaca con la calidad y rapidez necesarias para este tipo de aplicación. Se demostró que la realización práctica del método de la primera diferencia para la detección de los complejos QRS es factible y satisface los requerimientos de la norma ANSI/AAMI EC13 [3].

Palabras clave: Visualización de ECG, detección de QRS, monitor electrocardiográfico.

Algorithms for ECG Visualization and QRS Detection used in a Portable Cardiac Monitor

ABSTRACT

In this paper, the algorithms regarding ECG visualization and QRS detection used on a portable cardiac monitor intended for monitoring a bipolar electrocardiographic lead are presented and analyzed. Computing the first difference on a compressed version of the original ECG signal carries out the QRS complex detection. The quality of the ECG signal displayed on the monitor's LCD as well as the QRS detector performance are verified by means of the laboratory tests recommended in the ANSI/AAMI EC13 standard for cardiac monitors. It is brought about that the developed monitor is capable of visualizing the ECG signal and computing the heart rate quickly and efficiently. It is also confirmed that the practical implementation of the first difference method is feasible and that it satisfies the ANSI/AAMI EC13 standard.

Keywords: ECG visualization, QRS detection, cardiac monitor.

¹ Ingeniero Electrónico. E-mail: meiss@icid.edu.cu

² Ingeniero en Telecomunicaciones, Investigador Agregado. E-mail: jrrubio@icid.edu.cu

³ Ingeniero en Máquinas Computadoras, M. Sc., Investigador Agregado. E-mail: raisa@icid.edu.cu

⁴ Ingeniero Eléctrico, Investigador Agregado. E-mail: emedina@icid.edu.cu

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen una de las primeras causas de muerte a escala mundial, por lo que anualmente se invierten millones de dólares en su prevención y tratamiento. Como parte de la lucha contra las enfermedades cardiovasculares se han desarrollado muchos equipos que permiten monitorear la actividad del corazón a partir de las señales bioeléctricas que se generan durante su trabajo para bombear la sangre al sistema circulatorio.

Los monitores electrocardiográficos visualizan la señal ECG y calculan la frecuencia cardiaca, permitiéndole al personal médico y paramédico supervisar continuamente el estado de salud del paciente.

La frecuencia cardiaca está determinada por la ocurrencia de los complejos QRS, los cuales se caracterizan por un amplio espectro morfológico. Para detectar los complejos QRS se suele realzar su mérito con respecto al de las ondas P y T, los miopotenciales y los artefactos. La señal procesada se compara luego con un umbral ajustable.

Los autores de este artículo examinan los algoritmos asociados tanto con la visualización de señal ECG en una pantalla de cristal líquido (LCD), como con la detección de los complejos QRS, utilizados en el desarrollo de un monitor electrocardiográfico portátil diseñado para monitorear una derivación bipolar estándar.

La calidad de la visualización de la señal ECG, y la eficiencia del detector de QRS, se verifican a través de los ensayos de laboratorio recogidos en la norma ANSI/AAMI EC13 para monitores cardiacos.

En este trabajo también se brindan los principales resultados de los ensayos de laboratorio llevados a cabo para verificar la eficiencia del detector de QRS.

2. METODOLOGÍA

Los algoritmos que se describen en el presente artículo fueron puestos a punto y probados en un monitor electrocardiográfico portátil denominado MINICARE.

Como dispositivo de visualización se utilizó la matriz gráfica de 256 columnas x 64 líneas que posee el LCD HD61830, cuyas dimensiones aproximadas son de 120 mm de largo por 30 mm de alto.

Cálculo de las ordenadas (Líneas en el LCD):

Para lograr una adecuada resolución de la señal ECG digitalizada, se utilizó al conversor analógico-digital de 12 bits MAX191 (ADC).

Para garantizar una gama dinámica de ± 5 mV de señal de entrada, la señal ECG se amplifica 367 veces antes del ADC. El ADC se opera en modo bipolar, de manera que una señal de 1 mV de amplitud en su entrada queda representada por una unidad de conversión.

La **Fig. 1** muestra los valores de la salida digital del ADC para una gama dinámica de ± 5 mV de señal ECG.

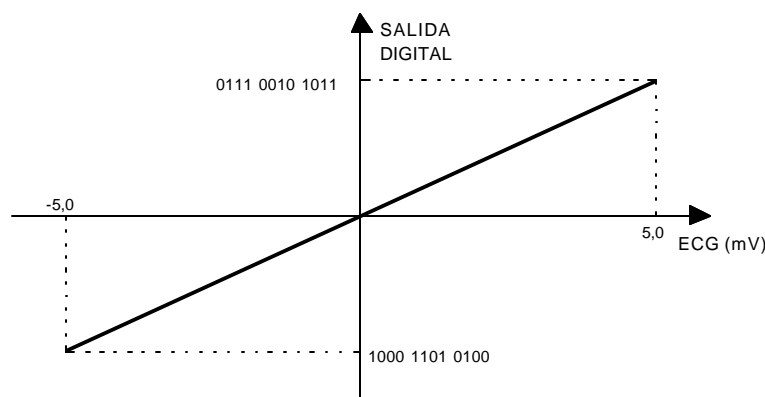


Fig.1. Salida digital del conversor analógico-digital.

Para convertir la salida del ADC a un código unipolar, se complementa el bit 11 de la misma, y luego el código se divide por 16 para que pueda ser contenido en 1 byte.

La Fig. 2 muestra los códigos unipolares modificados obtenidos a partir de la conversión de la salida digital del ADC.

Obsérvese que para una tensión de entrada de 5 mV se tendrá un valor del código modificado de 242 unidades, mientras que para una tensión de entrada de -5 mV se tendrá un valor de 13 unidades.

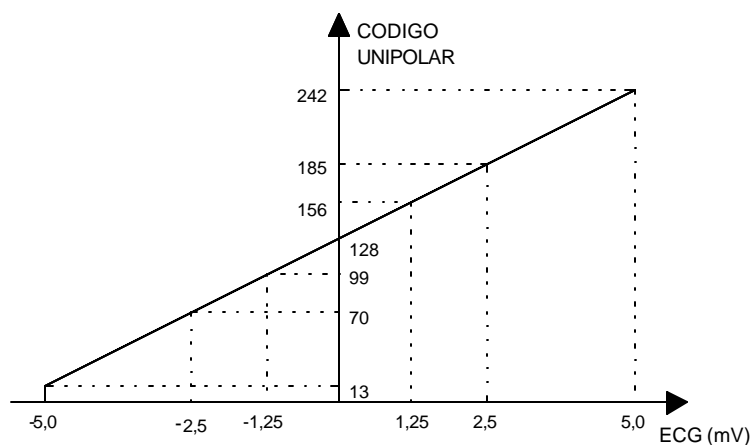


Fig.2. Códigos unipolares modificados.

Las líneas del LCD tienen 0,47 mm de altura. Las 7 primeras líneas de la pantalla se utilizan para representar los caracteres asociados con el trabajo del monitor, mientras que 53 de las restantes líneas permiten acomodar 25 mm de señal ECG.

Las amplitudes de los complejos QRS varían dentro de una gama de ± 5 mV. Tanto la Asociación Americana del Corazón (AHA), como la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), sugieren el uso de sensibilidades de 5, 10 y 20 mm/mV, así como de 2,5 mm/mV cuando el canal de visualización posee menos de 50 mm de ancho [3]

Cada código decimal modificado debe trasladarse a valores entre 7 y 64, correspondientes a las líneas de la pantalla dedicadas a la visualización de la señal ECG.

En la Fig. 2 se observa que el cero de la señal bipolar se corresponde con el valor 128 del código unipolar modificado, el cual se hace coincidir con la línea 35 del LCD, que se escogió de antemano como la línea base de la visualización de la señal ECG en la pantalla del monitor.

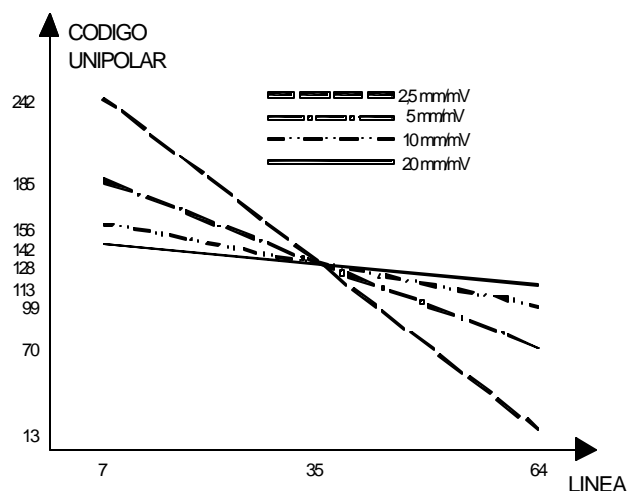


Fig.3. Conjunto de las líneas que representan la señal ECG.

Según se aprecia en la Fig. 3, la función que relaciona los códigos unipolares modificados con los valores de las ordenadas en la pantalla del LCD, es una familia de rectas con pendiente negativa, cuyo valor numérico es diez veces menor que el de la sensibilidad escogida.

La ecuación (1) representa la expresión matemática de la familia de rectas que describen esa función.

$$L = 35 + \frac{S}{10} \cdot (128 - C) \quad (1)$$

donde:

C: Código unipolar modificado de la amplitud de la señal ECG,

L: línea sobre el LCD y

S: sensibilidad de la visualización.

Teniendo en cuenta la asimetría de la señal ECG, y para garantizar su adecuada visualización en un canal de tan sólo 30 mm de ancho, se implementaron facilidades adicionales para realizar el desplazamiento circular de la línea base de la visualización de la señal ECG en la pantalla del monitor.

Cálculo de las abscisas (Columnas en el LCD):

El ancho de banda del canal de ECG del monitor se definió entre 0,05 Hz y 30 Hz.

La AHA recomienda 0,05 Hz como frecuencia de corte a las bajas, debido principalmente a la distorsión de la información ligada al segmento ST, que se produce con frecuencias de corte por encima de 0,1 Hz.

Se conoce que la fidelidad del diagnóstico visual puede ser mantenida limitando la frecuencia de corte a las altas entre 50 Hz y 100 Hz. La AHA sugiere 100 Hz para los electrocardiógrafos de registro directo [1]. Sin embargo, para evaluar los trastornos del ritmo cardiaco es suficiente una frecuencia de corte de 30 Hz.

La frecuencia de muestreo de 212 Hz se seleccionó teniendo en cuenta dos razones fundamentales:

- Que fuera mayor que la frecuencia de Nyquist.
- Que la cantidad de columnas involucradas en la visualización de 1 segundo de señal ECG fuera un submúltiplo suyo.

Las columnas del LCD tienen 0,47 mm de ancho. La columna se desplaza en correspondencia con la velocidad seleccionada para la visualización de la señal ECG. Para la frecuencia de muestreo escogida, los valores de las columnas se incrementan cada 2 y 4 muestras para las velocidades de 50 mm/s y 25 mm/s respectivamente.

Detección de los complejos QRS:

La detección de los complejos QRS puede llevarse a cabo mediante la manipulación electrónica de las señales bioeléctricas que provienen del corazón (hardware), así como también a través del procesamiento digital de las mismas (software). Los principales métodos de software que se usan para la detección de los complejos QRS son:

1. Primera diferencia en una derivación.
2. Primera diferencia en múltiples derivaciones (velocidad espacial).
3. Distribución espectral de energía.
4. Correlación con un patrón de QRS.

Por las limitaciones de tamaño y costo del monitor, se decidió usar el método de la primera diferencia en una derivación, que aunque acentúa el ruido de alta frecuencia, es el más sencillo, y requiere poca capacidad de procesamiento. El firmware del monitor está elaborado en el lenguaje ensamblador del microcontrolador PIC 16C57, el cual posee sólo 72 bytes de memoria RAM y se trabaja con un cristal de 8 MHz.

Como la digitalización de la señal ECG exhibe cierta modulación en la amplitud de los complejos QRS, debido fundamentalmente al asincronismo entre la frecuencia de muestreo y la cardíaca, se acrecentó la eficiencia del algoritmo de detección mediante el cálculo de la primera diferencia sobre una reproducción comprimida de la señal ECG, o sea, se calculó la pendiente entre muestras alternas.

La frecuencia de muestreo se puede reducir utilizando compresores digitales [2]. Se conoce que la misma puede aminorarse M veces sin que se produzca *aliasing* (distorsión por solapamiento en frecuencia), si ésta es al menos M veces igual a la frecuencia de Nyquist, o si se reduce digitalmente el ancho de banda de la secuencia por un factor M.

La secuencia discreta que se obtiene a la salida del compresor digital, se crea extrayendo cada muestra M de la señal ECG continua, es decir, desechando (M-1) de cada M muestras tomadas. Para evitar que se produjera *aliasing*, los autores escogieron un factor de reducción M igual a 2.

La ecuación (2) describe el comportamiento de los compresores digitales.

$$X_d[n] = X_c(nMT) \quad (2)$$

donde:

n: índice de la secuencia discreta,
M: factor de reducción,
T: período de muestreo,
X_c: señal continua y
X_d: secuencia discreta.

La primera diferencia tomada sobre la señal ECG doblemente comprimida, se representa por una expresión causal de diferencia regresiva (3), pues sólo depende de la antepenúltima y última muestras de amplitud de la secuencia.

$$y[n] = x[n] - x[n - 2] \quad (3)$$

donde:

x[n - 2]: antepenúltima muestra de amplitud,
x[n]: última muestra de amplitud y
y[n]: pendiente de la señal.

A partir del análisis del proceso de detección de los complejos QRS para diversos umbrales, se determinó la característica operativa del detector (COD), que se define por las curvas que representan

la razón de los complejos QRS verdaderos contra los falsos. La selección de los puntos de operación óptimos en la COD, señaló que sólo un umbral ajustable, sostendría la eficiencia del proceso de detección de los complejos QRS.

Típicamente los monitores electrocardiográficos deducen la frecuencia cardíaca a partir del cálculo del inverso del tiempo promedio de duración de varios intervalos RR sucesivos. Nuestro monitor calcula la frecuencia cardíaca cada 5 intervalos RR.

Como la morfología de los complejos QRS puede variar repentinamente durante los períodos de monitoreo, el valor del umbral de comparación se calcula periódicamente para adecuarlo permanentemente a las características propias de la señal del paciente. Dicho umbral se refresca con un por ciento ajustable de la máxima diferencia que se obtuvo del análisis de los complejos QRS anteriores.

Ensayos para determinar la eficiencia de detección de los complejos QRS:

La norma ANSI/AAMI EC13 establece que el monitor debe leer las frecuencias cardíacas comprendidas entre 30 y 200 latidos por minuto (lpm) con un error máximo permisible de lectura de $\pm 10\%$, ó ± 5 lpm para las frecuencias cardíacas mayores que 200 lpm [3].

Los complejos QRS se caracterizan por amplitudes que van desde 0,5 mV hasta 5 mV, y por duraciones en una gama de 40 ms a 120 ms. No deben considerarse como QRS las señales con amplitudes inferiores a 0,15 mV, ni aquellas de 1 mV que duren menos de 10 ms [3].

Para verificar la eficiencia del detector de QRS y llevar a cabo los ensayos de laboratorio, la norma de referencia establece una forma de onda patrón.

En la Fig. 4 se observa la distribución en amplitud y tiempo de los pulsos que simulan los complejos QRS de la señal ECG, los cuales se caracterizan por pendientes que van desde 8 mV/s hasta 250 mV/s.

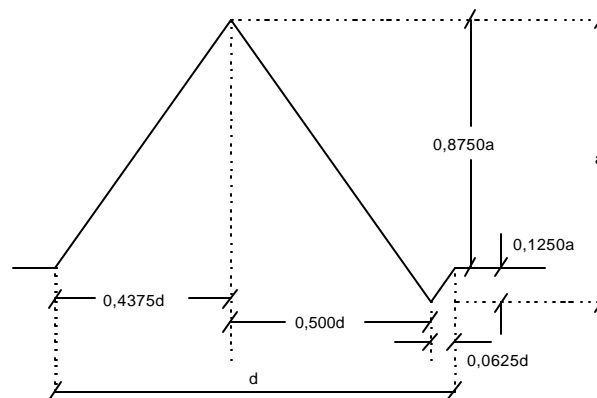


Fig.4. Onda que simula el complejo QRS de la señal ECG.

Para verificar la eficiencia del detector de QRS y llevar a cabo los ensayos de laboratorio recogidos en la norma de referencia, se utilizó al generador de funciones arbitrarias Sony/Tektronix AFG310.

Los generadores de funciones arbitrarias generan tanto las formas de onda convencionales como las producidas digitalmente.

El generador empleado permite generar formas de onda sui géneris, que deben previamente crearse en su memoria de edición, y si fuera el caso, preservarse en sus memorias de usuario. Su memoria de edición es una matriz de $10^{14} \times 10^{12}$ puntos, con el eje de las abscisas desplazado 2047 unidades, lo que brinda la posibilidad de generar señales bipolares.

El período de la señal a generarse puede incluir desde 10 hasta 16384 puntos, mientras que la amplitud de la misma puede alcanzar hasta 4094 puntos. La normalización a 4095 puntos, que se impone a la señal, garantiza que la misma pueda ser generada con diferentes amplitudes. La generación se lleva a cabo mediante la interpolación lineal de los puntos entre dos vértices sucesivos de la señal a generarse.

La tabla I recoge los valores de los vértices necesarios para la generación de los pulsos simulados de señal ECG en el generador de funciones arbitrarias AFG310.

3. RESULTADOS

Los ensayos de laboratorio realizados evidenciaron que la visualización de la señal ECG en la pantalla del monitor se caracterizaba por un error máximo de ± 1 línea en la amplitud de la señal visualizada, así como que los errores de la visualización de la señal en el tiempo eran menores que los establecidos por la norma.

También se comprobó que era posible detectar (en un tiempo inferior a 10 s) cualquier variación del ritmo cardiaco, debido fundamentalmente al método usado para el cálculo de la frecuencia cardiaca, el cual se apoya en la eficiencia del algoritmo de detección de los complejos QRS utilizado.

La tabla II recoge los valores que representan los por cientos de los complejos QRS verdaderos positivos obtenidos durante las pruebas del monitor.

Tabla I
Vértices para un período de señal de 16384 puntos.

QRS	FRECUENCIA CARDIACA			
	30 lpm	80 lpm	200 lpm	250 lpm
40 ms	1,2047	1,2047	1,2047	1,2047
	143,3838	382,3838	956,3838	1195,3838
	307,1791	819,1791	2048,1791	2560,1791
	328,2047	874,2047	2185,2047	2731,2047
80 ms	1,2047	1,2047	1,2047	1,2047
	286,3838	764,3838	1912,3838	2390,3838
	614,1791	1638,1791	4096,1791	5120,1791
	656,2047	1748,2047	4370,2047	5462,2047
120 ms	1,2047	1,2047	1,2047	1,2047
	429,3838	1146,3838	2868,3838	3585,3838
	921,1791	2457,1791	6144,1791	7680,1791
	984,2047	2622,2047	6555,2047	8193,2047

Tabla II
Por cientos de los QRS verdaderos positivos.

QRS		FRECUENCIA CARDIACA			
Amplitud	Duración	30 lpm	80 lpm	200 lpm	250 lpm
0,5 mV	40 ms	98,5 %	98,6 %	98,8 %	98,7 %
	80 ms	98,7 %	98,8 %	98,6 %	98,7 %
	120 ms	97,6 %	98,1 %	98,2 %	98,1 %
2,0 mV	40 ms	99,9 %	99,9 %	99,8 %	99,5 %
	80 ms	99,9 %	99,9 %	99,7 %	99,5 %
	120 ms	99,8 %	99,8 %	99,6 %	99,5 %
5,0 mV	40 ms	99,9 %	99,9 %	99,8 %	99,8 %
	80 ms	99,9 %	99,9 %	99,8 %	99,8 %
	120 ms	99,9 %	99,9 %	99,8 %	99,7 %

4. DISCUSIÓN

Durante el análisis de la calidad de la visualización de la señal electrocardiográfica en la pantalla del monitor, se observó un error máximo de ± 1 línea en la amplitud de la señal visualizada, lo que permite visualizar de forma adecuada cualquier modificación en la morfología de la señal del paciente. La adecuada visualización de la señal ECG, conjuntamente con la rápida distinción de cualquier variación del ritmo cardiaco, posibilita la pronta identificación de las patologías de riesgo asociadas con el funcionamiento del corazón.

Para evaluar el comportamiento del método de la primera diferencia se realizaron los ensayos previstos en la norma AAMI/ANSI EC13. En la tabla II se aprecian los por cientos de los complejos QRS verdaderos positivos obtenidos para las señales generadas artificialmente de acuerdo con las especificaciones de la norma. En todos los casos los por cientos se calcularon con un número mayor de 5000 complejos. Se observa que el por ciento de los QRS verdaderos positivos se reduce a la par que disminuye la amplitud y aumenta la duración de los pulsos que simulan los complejos QRS de la señal ECG. Esa reducción obedece a dos razones: el descenso del mérito de la primera diferencia de la señal, y al aumento del ruido provocado por la disminución de la relación señal a ruido de la señal que se procesa en el monitor. La eficiencia del algoritmo de detección de los complejos QRS utilizado en nuestro monitor se comprobó igualmente con señales provenientes de generadores profesionales de señal ECG, así como también con pacientes reales. Durante dichas pruebas se observó un substancial incremento en el por ciento de los QRS verdaderos positivos obtenidos, lo cual sustenta que los pulsos que simulan el complejo QRS de la señal ECG constituyen una buena aproximación a casos en lo tocante a la identificación del ritmo cardiaco, y si bien sus amplitudes, pendientes y duraciones, no necesariamente aseguran un comportamiento infalible ante la presencia de otros tipos del ritmo, si realzan sobremanera el desempeño del detector de QRS, y por tanto el del monitor.

5. CONCLUSIONES

Se concluye que a pesar de la simplicidad del hardware empleado, el monitor desarrollado es capaz de visualizar la señal ECG, y calcular la frecuencia cardiaca con la calidad y rapidez necesarias.

Se demostró que la realización práctica del método de la primera diferencia para la detección de los complejos QRS es factible y satisface los requisitos de la norma ANSI/AAMI EC13 [3].

REFERENCIAS

- [1] Ad Hoc Writing Group of the Committee on Electrocardiography of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association, "Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing", Special Report, pp. 730-739. Circulation, Vol 81, No. 2, February 1990.
- [2] Alan V. Oppenheim, Ronald W. Schaffer with John R. Buck, "Discrete-Time Signal Processing", 2nd ed., Prentice Hall, New Jersey 1999, pp. 167-172.
- [3] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, "American National Standard for Cardiac Monitors, Heart Rate Meters and Alarms", pp. 78-85. AAMI Standards and Recommended Practices, CDROM Deluxe, 1997 Edition, Version 97.1