

Método estadístico-geométrico para medir la variabilidad de la frecuencia cardíaca

C.R. Vázquez-Seisdedos^{1,2}, F.E. Valdés-Pérez¹, M. Gomes², G. Yared^{2,3}, G. García del Pino²
and E.D. Moreno^{2,3}

¹ Universidad de Oriente/Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales, Santiago de Cuba, Cuba

² Universidade do Estado do Amazonas/Escola Superior de Tecnologia, Manaus, Brasil

³ BENQ Eletroeletrônica Ltda, Manaus, Amazonas, Brasil

Abstract— This paper presents a new statistical-geometric method to quantify the heart rate variability (HRV). The proposed method is intended to be robust in front to artefacts embedded in RR time series. It is performed in two steps: (a) automatic elimination of artefacts using a geometric method, based on the triangles areas, and (b) computation of the RR-series standard deviation. We compare the behaviour of two new indexes, derived from the proposed method, with other two robust indexes in front to artefacts, described in the literature. The obtained results show that the computations of statistical-geometric indexes preserve more diagnostic information than the others. The statistical-geometric method is very easy to implement and it is very familiar for the medical professionals.

Palabras claves— Artefactos, HRV, VFC, SDNN, SDSD.

I. INTRODUCCIÓN

La monitorización del electrocardiograma (ECG) durante periodos de tiempo grandes tiene un gran interés para estudiar a los pacientes en diversas situaciones de actividad física o mental, pero presenta el problema de la pérdida de información debido a la ocurrencia de artefactos de origen técnico o fisiológico que se reflejan como cambios transitorios en la señal de ECG (*artefactos primarios*).

La detección de las ondas R en el ECG es un paso previo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) de la serie RR (distancia temporal entre ondas R normales, o sea, con despolarización en el nodo sinusal).

A pesar del esfuerzo de los investigadores en proponer algoritmos de detección de ondas R que sean robustos ante la presencia de artefactos primarios, éstos no están exentos de fallos y aparecen, inevitablemente, los artefactos en las series temporales RR (*artefactos secundarios*). Este efecto indeseado afecta el cálculo de los indicadores temporales y espectrales de la VFC, ocasionando diagnósticos erróneos. La solución generalizada consiste en corregir los artefactos de forma visual [1] lo cual es extremadamente tedioso. Un método más novedoso y poco empleado consiste en eliminar (simétricamente) a los artefactos que se encuentran en las colas del histograma de la serie RR [2].

El análisis temporal de la VFC se realiza mediante métodos estadísticos y geométricos [3]. Estos dan resultados erróneos cuando hay artefactos primarios de origen fisiológico (extrasístoles, bloqueo aurículo ventricular, A-V) y/o artefactos secundarios (fallos de los algoritmos de detección de ondas R). La propuesta de indicadores robustos, ha presentado ciertos inconvenientes: (a) los valores de los indicadores difieren de los indicadores estándares cuando son aplicados a series sin artefactos y (b) se corre el riesgo de perder información diagnóstica al intentar eliminar los artefactos. Los métodos estadísticos son los más empleados por el personal asistencial a pesar de su poca robustez frente a artefactos. Los métodos geométricos, presentan la ventaja de su relativa insensibilidad a los artefactos, sin embargo, precisan de un gran número de latidos cardíacos. Esta aparente desventaja, los hace muy atractivos para monitorear grandes periodos de tiempo.

En un trabajo previo [4] se presentó un método para corregir artefactos en series temporales el cual se basa en eliminar las colas del histograma de la serie evaluando su morfología de forma visual, lo cual es un inconveniente aún cuando el entorno gráfico sea muy cómodo. Este método fue automatizado [5], pero sólo es aplicable para histogramas con distribución normal o parecida.

El objetivo del actual trabajo es proponer un nuevo método (e indicador) estadístico-geométrico que sea robusto a la presencia de artefactos en la serie RR, y que aporte una información que sea familiar para el personal médico.

II. INFLUENCIA DE LOS ARTEFACTOS EN LA VFC

Los artefactos en las series temporales se clasifican en falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN). Un FP se produce cuando se ha detectado un punto característico inexistente, mientras que aparece un FN cuando se ha omitido la detección de un punto característico. La presencia de artefactos produce valores extremos en la serie temporal RR. La obtención del histograma de dicha serie muestra que los artefactos se ubican en las colas del histograma. Entre los indicadores temporales más

empleados están la desviaciones estándares de los intervalos RR normales (SDNN) y de las diferencias entre intervalos NN (SDSD); y la relación porcentual entre el número de veces que la diferencia entre los periodos cardiacos de un latido y el siguiente excede los 50 ms respecto a la cantidad de latidos (pNN50). El inconveniente principal de estos indicadores es su sensibilidad a los artefactos. El pNN50 pretende resolver esto, pero se satura para variabilidades muy pequeñas o muy altas. En [2] se propone el indicador SDRRx, que no tiene problemas de saturación y es robusto frente a artefactos:

- SDRRx: Desviación estándar de las diferencias latido a latido eliminando simétricamente el x % de las colas del histograma (en milisegundos). Si $x = 0$ %, SDRR0 = SDSD. Análogamente, el indicador SDRR10 se puede denominar SDSD10.

Siguiendo esta idea, se podría calcular el indicador SDNN10, que mejoraría la robustez de SDNN:

- SDNN10: Desviación estándar del periodo cardíaco eliminando simétricamente el 10 % de colas del histograma (en ms).

En los indicadores SDSD10 y SDNN10 se asume que el histograma de las series RR es simétrico, lo cual no es cierto en la mayoría de los casos, debido a el número de FP y FN no es igual. La eliminación simétrica de ambas colas del histograma conlleva a la pérdida de información útil.

En este trabajo se propone un método estadístico-geométrico automatizado, para eliminar a los artefactos en las colas del histograma según su morfología.

III. MÉTODO ESTADÍSTICO-GEOMÉTRICO PROPUESTO

El método estadístico-geométrico propuesto se basa en calcular los indicadores SDNN y SDSD a la serie RR, en la cual se le han eliminado previamente (mediante un método geométrico, aplicado a su histograma) los segmentos con mayor presencia de artefactos, mediante la delimitación de sus colas inferior y superior. Los nuevos indicadores se les denominarán SDN-G y SDSD-G, ya que aunque se calculan de forma similar, no se corresponden a latidos NN ya que en el proceso de corrección se pierde el orden de los latidos. El criterio de partida para la eliminación de artefactos es identificar a la zona del histograma con la mayor información útil de la serie. Para esto, se busca la máxima frecuencia de repetición de intervalos de RR, en el eje de ordenadas. Este parámetro es muy robusto frente a los artefactos, partiendo de la hipótesis de que el número de latidos sin artefactos es mucho mayor que el de latidos con artefactos.

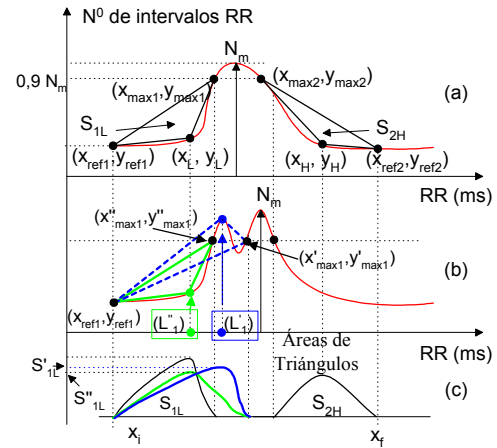


Fig. 1 Eliminación de las colas del histograma (artefactos) mediante el cálculo de áreas de triángulos.

Los pasos del método geométrico son los siguientes:

1. Obtención del histograma de la serie RR bajo análisis. La resolución de la duración de los intervalos RR (eje de abscisas del histograma) es igual al valor entero más próximo al periodo de muestreo (T_s) de la señal de ECG que originó a la serie RR (Ejemplo: Si $T_s = 1$ ms, la resolución es 1 ms, si $T_s = 7,81$ ms ($f_s = 128$ Hz), la resolución es de 8 ms).
2. Determinación del punto N_m (máximo número de intervalos RR).
3. Determinación de los vértices superiores de cada triángulo.
A cada lado del punto N_m se ubican los vértices superiores (x_{max1}, y_{max1}) y (x_{max2}, y_{max2}), (ver Figura 1a). En un trabajo previo [5] se empleó el criterio de escoger estos puntos como los más próximos al máximo N_m y cuyas ordenadas y_{max1} y y_{max2} fueran el 90 % del valor de N_m (Figura 1a). Con este criterio, en la Figura 1b, se puede llegar a la conclusión errónea de que, el vértice superior del triángulo de la izquierda es (x'_{max1}, y'_{max1}), cuando en realidad debe ser (x''_{max1}, y''_{max1}). Para resolver este problema, en este trabajo se incluye la condición de que las ordenadas escogidas correspondientes al 90 %, tanto a la izquierda como a la derecha, sean las más distantes de este máximo.
4. Determinación de los vértices inferiores de cada triángulo como los puntos RR de mínima duración (x_{ref1}, y_{ref1}) y RR de máxima duración (x_{ref2}, y_{ref2}) del histograma.
5. Cálculo de las áreas S_L y S_H de los triángulos definidos para todos los puntos x_i situados entre x_{ref} y x_{max} a cada lado del histograma.

6. Determinación de los puntos $x_i = x_L$ y $x_i = x_H$, cuyas áreas S_L y S_H sean máximas.
Con este criterio, en la Figura 1b, el triángulo que define el área máxima es de color verde (línea continua).
7. Eliminación de las colas inferior y superior del histograma. La cola inferior eliminada abarcará desde el mínimo valor de la duración de intervalos RR hasta el punto x_L . La cola superior eliminada abarcará desde el punto x_H hasta el máximo valor de la duración de los intervalos RR.
8. Obtención de una nueva serie RR mediante exclusión de los puntos de la serie RR que se encuentren en las zonas delimitadas (colas inferior y superior del histograma).

IV. EVALUACIÓN DEL MÉTODO PROPUESTO

A. Materiales y Métodos

Para evaluar el método propuesto se han empleado series RR artificiales y reales. A la serie original (sin artefactos) se le añaden artefactos de uno u otro tipo (FP o FN) o de ambos, pero no en igual número, de modo que siempre se provoque una cierta asimetría en las colas del histograma. Luego, se aplican los pasos del apartado anterior. Finalmente se calculan los indicadores: (a) SDN-G y SDS-D-G (en la serie RR original y corregida, por el método propuesto) y (b) SDNN10 y SDS-D10 (en la corregida según el método propuesto en [2]).

Se han sintetizado 2 series RR artificiales de 27 000 latidos (6 horas @ $RR_{medio} = 800$ ms), una con distribución normal ($\mu = 800$ ms, $\sigma = 50$ ms) y otra, con un histograma que tiene varios picos ligeramente desplazados, producto de combinar dos distribuciones normales y una uniforme. Ambas series se contaminan con: (a) 150 FP, (b) 150 FN, (c) 100 FP y 50 FN y (d) 50 FP y 100 FN, dando lugar a un total de 10 series artificiales. Esta adición se hizo con un programa que sitúa la cantidad deseada de FP y FN en posiciones aleatorias dentro de la serie siguiendo una ley de distribución uniforme.

Las series reales proceden de un grupo de 10 pacientes (53 ± 11 años) que habían sufrido infarto agudo del miocardio con más de 48 horas de evolución y que no presentaban bloqueo A-V ni episodios de fibrilación auricular. Para cada paciente se registró el ECG con un sistema telemétrico de 2 canales ($f_s = 1000$ Hz). Se realizó la corrección visual en un segmento de 6 horas de poca incidencia de artefactos (periodo de sueño). A cinco de las series se les añadieron 50 FP y 100 FN y a las otras cinco series se les añadieron 100 FP y 50 FN, al igual que las series artificiales.

Para comparar el comportamiento de los indicadores estadísticos SDNN y SDS-D en la serie original sin artefactos y en la serie con los artefactos corregidos, se ha determinado el error relativo porcentual de cada indicador según:

$$Error = \left| \frac{I_{RR} - I_{corr}}{I_{RR}} \right| \cdot 100 \quad (1)$$

donde I_{RR} es el valor del indicador estadístico (SDNN o SDS-D) en la serie original e I_{corr} es el valor del mismo indicador en la serie corregida.

B. Resultados y Discusión

En la tabla 1 se pueden comparar los valores (en ms) y los errores porcentuales (entre paréntesis) de los indicadores estadísticos geométricos SDN-G y SDS-D-G, con los correspondientes a los del SDNN10 y SDS-D10, para las series artificiales. Los valores I_{RR} de referencia son los marcados con negritas en las filas RR1 y RR2 de la Tabla.

De la tabla se observa que:

1. El cálculo de SDNN10 y SDS-D10 no tiene sentido cuando se ha realizado la corrección por el método geométrico (celdas en blanco). El error relativo se calcula tomando como referencia a SDNN y SDS-D ya que antes de realizar la corrección por el método, $SDN-G = SDNN$ y $SDS-D-G = SDS-D$.
2. La media del RR es más robusta a la presencia de artefactos que las desviaciones estándares (hecho conocido).
3. Los errores porcentuales de los indicadores estadísticos-geométricos (SDN-G y SDS-D-G) son menores que los de SDNN10 y SDS-D10, respectivamente.
4. El error relativo medio de los indicadores SDS-D-G y SDS-D10 es mayor que el SDN-G y SDNN10, respectivamente.
5. Los valores de los indicadores SDNN10 y SDS-D10 difieren considerablemente de los valores originales, a diferencia de los indicadores propuestos.

Las observaciones anteriores son válidas para ambos tipos de histogramas. Los resultados del error relativo porcentual obtenido en las series reales, para cada uno de los indicadores se muestran en las figuras 2 y 3. En las series reales se mantienen las observaciones anteriores. Es obvio que al eliminar de forma simétrica, ambas colas del histograma, los indicadores SDNN10 y SDS-D10 eliminan no sólo los artefactos, sino también una considerable cantidad de información útil. En cambio, con el método propuesto se tiene en cuenta la morfología del histograma.

Tabla 1 Comportamiento de los indicadores estadísticos SDNN, en una serie artificial sin artefactos, con artefactos y con os artefactos corregidos. RRi: serie original sin artefactos (i = 1, hist. Normal; i = 2, hist. con picos);
 RRiFP: RRi + 150 FP; RRiFPc: RRiFP corregida;
 RRiFN: RRi + 150 FN; RRiFNc: RRiFN corregida,
 RRiFPFN: RRi+100FP+50FN, RRiFPFNc: RRiFPFN corregida,
 RRiFNFP: RRi+50FP+100FP, RRiFNFP corregida.

Indicadores en ms →	RR medio	SDN-G (Err. %)	SDSD-G (Err. %)	SDNN10 (Err. %)	SDSD10 (Err. %)
RR1	799,58	49,90	70,55		
RR1FP	795,16	68,36	89,59	39,33 (21,18)	55,68 (21,07)
RR1FPc	799,5	49,92 (0,04)	70,65 (0,14)		
RR1FN	804,05	78,02	110,69	39,32 (21,20)	55,59 (21,20)
RR1FNc	799,58	49,82 (0,16)	70,40 (0,21)		
RR1FPFN	798,10	71,16	95,84	39,42 (21)	55,82 (20,87)
RR1FPFNc	799,26	50,34 (0,88)	71,04 (0,69)		
RR1FNFP	801,06	74,73	103,82	39,28 (21,28)	55,54 (21,27)
RR1FNFPc	799,48	49,76 (0,28)	70,39 (0,22)		
RR2	823,52	30,06	28,19		
RR2FP	818,96	56,85	63,76	25,03 (16,73)	22,16 (21,39)
RR2FPc	823,51	29,97 (0,29)	28,10 (0,31)		
RR2FN	828,11	68,23	90,93	24,98 (16,89)	22,06 (21,74)
RR2FNc	823,7	29,84 (0,73)	27,91 (0,99)		
RR2FPFN	821,99	61,39	74,78	25,03 (16,73)	22,16 (21,39)
RR2FPFNc	823,49	29,99 (0,23)	28,10 (0,31)		
RR2FNFP	825,04	65,01	82,82	24,99 (16,86)	22,13 (21,49)
RR2FNFPc	823,58	29,89 (0,56)	28,01 (0,63)		
Error Relativo Medio		0,37	0,41	18,98	21,30

Los histogramas con tendencia gaussiana (con ligeros picos centrales), son típicos de episodios de aceleración y deceleración, donde cambia la variabilidad de un valor sostenido inicial a otro final también sostenido, como ocurre, durante las etapas del sueño. De aquí, que la inclusión de esta alternativa en la variante actual del método sea pertinente.

V. CONCLUSIONES

El método propuesto para medir la VFC conserva en alto grado la información diagnóstica presente en las series RR. En el trabajo se ha demostrado la superioridad del método

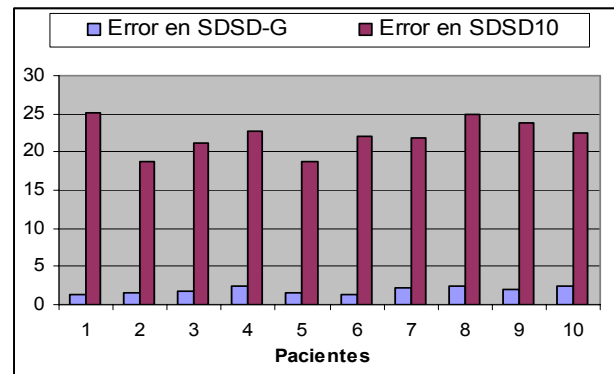


Fig. 3. Error relativo de SDSD-G y SDSD10 para las series reales.

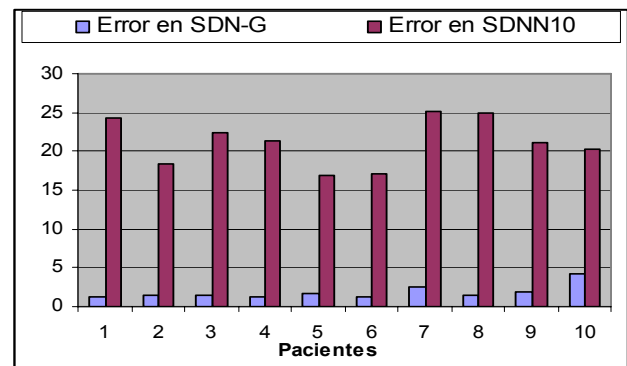


Fig. 2. Error relativo de los dos indicadores estadísticos SDN-G y SDNN10 para las series reales.

sobre otros reportados en la bibliografía. Los nuevos indicadores SDN-G y SDSD-G garantizan buena exactitud y su similitud con los indicadores SDNN y SDSD los hace muy atractivos para el personal asistencial.

RECONOCIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por la Fundação de Amparo a la Pesquisa del Gobierno del Estado de Amazonas, Brasil, a través del programa "Amazonas Doutor Sênior". Se agradece a los pacientes que colaboraron voluntariamente con las medidas de ECG.

REFERENCIAS

1. Malik M et al. (1993) Influence of the recognition artefact in automatic analysis of long term electrocardiograms on time-domain measurement of heart rate variability. Med. Biol. Eng. Comput 31: 539-544.
2. García-González MA, Pallás-Areny R (2001). Novel robust index to assess beat-to-beat variability in heart rate time-series analysis. IEEE Trans. Biomed. Eng. 48(6): 617-21.

3. Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17: 354–381.
4. Valdés-Pérez FE, Pallàs-Areny R, Malleuve-Palancar JR, Vázquez-Seisdedos CR (2002). Nuevo método para corregir artefactos en el análisis temporal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Libro de Actas del XX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB2002, Zaragoza, España: 333-336.
5. Vázquez-Seisdedos CR., Valdés-Pérez FE, Malleuve-Palancar JR (2004). Nuevo método para la corrección de artefactos en series temporales del ECG. Libro de Resúmenes de la Conferencia Internacional TELEEC2004, Ref. 5-3: 27.

Autor: Dr. Carlos Román Vázquez Seisdedos.
Instituto: CENPIS. Universidad de Oriente (Sede Mella).
Calle: Ave. Américas s/n, esquina a Casero.
Ciudad: Santiago de Cuba, CP 90400.
País: Cuba.
E-mail: vazquezc63@yahoo.es, cvazquez@medired.scu.sld.cu,
cvazquez@fie.uo.edu.cu, cseisdedos@uea.edu.br