

ALGORITMO PARA EL ANALISIS DE LA DISPERSION DE QT EN ECG HOLTER DE 3 CANALES : VALIDACION Y APLICACIONES

A. Blasi¹, P. Caminal¹, M. Vallverdú¹, X. Viñolas², R. Jané¹, P. Laguna³, A. Bayés²

¹Dep. ESAII, Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica, UPC, Barcelona.

²Servei de Cardiologia i Cirurgia Cardíaca, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.

³Dep. Ingeniería Electrónica y Comunicaciones, CPS, Universidad de Zaragoza.

¹E-mail: blasi@creb.upc.es

Resumen: En este trabajo se presenta un nuevo algoritmo para el análisis automático de la dispersión de QT (QTd) en registros de Holter de 3 derivaciones ortogonales (X, Y, Z). Su validación se ha realizado comparando en 1000 latidos cardíacos las medidas obtenidas por el algoritmo y las realizadas manualmente por dos expertos. Se comprueba que las medidas automáticas y manuales tienen unas diferencias despreciables ya que están dentro del mismo orden que las diferencias entre distintos expertos. Como aplicación, se han estudiado la media y la desviación estándar de QTd, y de los intervalos RR, QT y QTc en señales de 24 horas, para distinguir pacientes con cardiomiopatía dilatada de personas sanas. Se han utilizado las señales de la base de datos IDEAL, tanto en la validación como en las aplicaciones.

Palabras clave: ECG, Holter, Intervalo QT, Dispersión de QT.

I. INTRODUCCIÓN

La dispersión de QT (QTd) pone de manifiesto que la repolarización de los ventrículos no es homogénea. En este sentido, en muchos trabajos se propone la medida de QTd en 12 derivaciones [1, 2, 3]. En [4] se ha encontrado una buena correlación entre las medidas manuales de QTd en señales de 12 derivaciones y las hechas en señales de 3 derivaciones ortogonales.

En este trabajo se han utilizado señales electrocardiográficas correspondientes a tres derivaciones ortogonales Holter registradas digitalmente y muestreadas a 200 Hz pertenecientes a la base de datos IDEAL [5], que incluyen registros de personas sanas y pacientes con diferentes patologías.

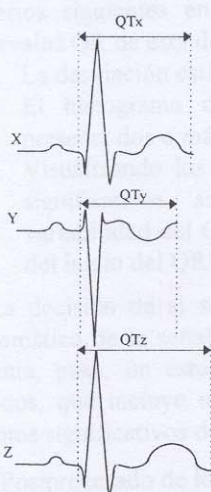


Figura 1. Valores de QT en un latido.

Se define la QTd de un latido como la diferencia:

$$QTd = QT_{\max} - QT_{\min} \quad (1)$$

En el caso de la Figura 1:

$$QT_{\max} = QTz,$$

$$QT_{\min} = QTy,$$

de manera que, para este latido, la QTd sería la diferencia entre QT del canal Z y el del canal Y.

Consideraremos que sólo en el caso de poseer valores de QT en los tres canales será posible calcular la QTd.

El nuevo algoritmo propuesto está basado en un algoritmo de medida de intervalos QT, propuesto y evaluado por nuestro

grupo [6 y 7], que utiliza la primera derivada de la señal ECG, y distingue diferentes morfologías de la onda T.

Resulta difícil obtener medidas consistentes del intervalo QT en derivaciones con baja relación señal/ruido. Se ha diseñado un algoritmo que permite solucionar los problemas tanto en la detección del inicio del QRS, como en el final de las ondas T.

Así mismo se han analizado los intervalos RR, QT y QTc medidos en un solo canal, el que presenta mayor relación señal/ruido.

No se dispone de anotaciones manuales para la base de datos IDEAL, de manera que dos expertos han realizado el análisis manual de las señales por separado y sus medidas se han utilizado como referencia.

II. ALGORITMO PARA MEDIR LA DISPERSIÓN DE QT

El algoritmo que se propone en este trabajo para medir la dispersión del intervalo QT se ha organizado, según el esquema de la Figura 2, en tres módulos:

- Detector monocanal de puntos significativos, desarrollado y validado en nuestro grupo [6, 7] con almacenamiento de las anotaciones de todas las derivaciones en un solo fichero.
- Medida de los intervalos QT a partir de las detecciones de los puntos significativos.
- Obtención de la dispersión de QT a partir de los valores de los intervalos que se miden en el anterior bloque.

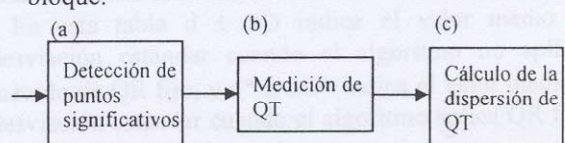


Figura 2. Esquema del algoritmo propuesto.

Se hicieron unas primeras pruebas del algoritmo y se observó que, en algunas derivaciones, existían los siguientes problemas en la medida del intervalo QT:

1. En presencia de ruido, y con determinadas morfologías del QRS, sobretodo cuando no hay onda Q, se cometían en el inicio del QRS errores del tipo indicado en la Figura 3.
2. Si bien la distinción de diferentes morfologías de onda T que hace el detector en general es buena, para algunos registros introduce un error adicional que afecta a la detección del final de la onda T.

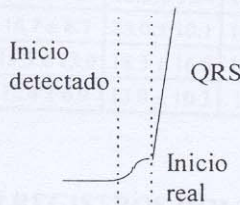


Figura 3. Error de detección debido a la presencia de ruido.

Se han solucionado estos dos problemas en la etapa de medida de los intervalos, mediante el método de QR fijo y el postprocesado de los intervalos QT medidos.

A. Método QR fijo

Para minimizar el error cometido en la detección del inicio del complejo QRS en una derivación, donde hay dificultades en la detección correcta de este punto, se propone este método que considera, en estas derivaciones, un segmento de QR fijo para todo el registro.

Para ello se miden los segmentos QR de los primeros 50 latidos del registro, de los cuales se analiza su desviación estándar y su histograma. A partir de este análisis se determina el QR característico de la derivación estudiada.

El método QR fijo deberá aplicarse a una derivación siempre que se cumplan, simultáneamente, los tres criterios siguientes en el análisis de los primeros 50 intervalos QR de esta derivación:

1. La desviación estándar del QR es superior a 3ms.
2. El histograma de QR, con intervalos de 5ms, presenta dos o más picos claramente diferenciados.
3. Visualizando los latidos analizados con los puntos significativos, se observa que la causa de la variabilidad del QR es debida a una mala detección del inicio del QRS y no al pico de R.

La decisión de si se aplicará este método al análisis automático de la señal ECG Holter de 24 horas tiene en cuenta, pues, un estudio detallado de los primeros 50 latidos, que incluye una parte manual de visualizar los puntos significativos detectados.

B. Postprocesado de los intervalos QT

Para minimizar el error debido al final de la onda T, se propone postprocesar los intervalos medidos.

El objetivo de esta etapa del algoritmo es que los valores de QT medidos sean realmente correctos. Así, se

aplica siempre el postprocesado de QT a los tres canales de cada registro.

Para cada nuevo valor de QT medido en una derivación, deben realizarse las siguientes operaciones:

- Cálculo de la media de los últimos 5 QT considerados correctos (QT).
- El nuevo QT se considera correcto si y sólo si pertenece al intervalo $[0.9*QT, 1.1*QT]$

Es de suma importancia que los cinco primeros latidos que entran en el análisis para cada derivación tengan el final de T bien detectado, pues condicionan la configuración inicial de esta etapa de postprocesado.

El hecho de considerar sólo los cinco latidos anteriores al QT actual permite que esta eliminación de valores incorrectos de QT se adapte a las variaciones de la señal ECG a lo largo de las 24 horas.

III. VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE CÁLCULO DE LA QTd

Se han analizado de forma automática un total de 1000 ciclos cardíacos correspondientes a 20 pacientes sanos de la base de datos IDEAL. Se han obtenido resultados con el sistema automático sin aplicar el método QR fijo y aplicándolo en los casos en que ha sido necesario.

Estos resultados se han contrastado con las medidas obtenidas por dos cardiólogos expertos, C1 y C2 que analizaron los mismos latidos por separado.

TABLA 1. VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE CÁLCULO DE LA DISPERSION DE QT CON 20 REGISTROS DE PERSONAS SANAS DE LA BASE DE DATOS IDEAL (1000 LATIDOS).

AUT - C1 (MS)	AUT - C2 (MS)	C1 - C2 (MS)
9.9 ± 8.1	10.6 ± 8.4	10.6 ± 9.6

La Tabla 1 muestra el valor medio y la desviación estándar de los valores absolutos de las diferencias entre las QTd dadas por el sistema automático (AUT) y el experto C1, entre AUT y C2 y entre C1 y C2.

Se puede considerar que el error cometido por el sistema automático respecto a cada experto es perfectamente aceptable, así como la variabilidad de este error medio, pues es del mismo orden que las diferencias entre expertos.

Para observar la importancia de aplicar el método de QR fijo en las derivaciones que el criterio propuesto así lo aconsejen, la Tabla 2 muestra aquellos pacientes (10) para los que ha sido necesario aplicar el método QR fijo en una, dos o tres derivaciones.

En esta tabla $d \pm SD$ indica el valor medio y la desviación estándar cuando el algoritmo no aplica el método de QR fijo, y $d^* \pm SD^*$ indica el valor medio y la desviación estándar cuando el algoritmo aplica QR fijo en la derivaciones donde resulta necesario.

TABLA 2. RESULTADOS DE VALIDACIÓN EN LAS SEÑALES A LAS QUE SE HA APLICADO QR FIJO. VALORES EN MS.

AUT - C1		AUT - C2		C1 - C2
D ± SD	D* ± SD*	D ± SD	D* ± SD*	D ± SD
43.9 ± 21.4	8.0 ± 6.3	50.3 ± 21.3	9.6 ± 7.9	11.9 ± 9.0
11.2 ± 8.8	10.0 ± 8.3	9.4 ± 7.9	8.9 ± 7.8	9.4 ± 8.3
10.2 ± 7.59	9.4 ± 8.1	10.2 ± 9.8	9.4 ± 10.0	7.3 ± 10.5
10.5 ± 12.6	12.1 ± 7.3	12.0 ± 10.3	12.6 ± 8.6	9.1 ± 8.1
18.3 ± 12.1	9.2 ± 7.4	15.0 ± 14.1	7.5 ± 5.2	5.7 ± 5.4
11.4 ± 10.6	11.8 ± 10.5	11.8 ± 8.0	12.5 ± 10.1	14.3 ± 11.9
10.8 ± 8.01	7.3 ± 7.3	12.5 ± 15.4	12.7 ± 10.5	8.1 ± 9.3
21.4 ± 10.9	16.7 ± 8.7	25.0 ± 10.1	19.6 ± 12.0	7.3 ± 7.8
19.6 ± 16.2	13.3 ± 13.0	18.3 ± 16.9	12.0 ± 13.2	13.2 ± 11.2
14.4 ± 7.5	12.4 ± 6.9	13.0 ± 10.3	11.7 ± 7.8	9.0 ± 7.6

IV. QTd EN REGISTROS HOLTER DE 24 HORAS

La metodología presentada se ha aplicado a la obtención de parámetros capaces de clasificar las señales ECG de Holter que provienen de personas sanas y las señales de pacientes con Cardiomiopatía Dilatada.

Para el grupo de 20 personas sanas (S), se han tomado los mismos pacientes que se han utilizado para la validación del algoritmo. Se han analizado también otras 20 señales de 24 horas de la misma base de datos IDEAL, pertenecientes a personas con Cardiomiopatía Dilatada (CD).

Para distinguir de forma automática las señales de cada grupo se ha trabajado con los siguientes parámetros:

1. Media y desviación estándar de QTd, y de los intervalos RR, QT y QTc del canal con mejor relación señal/ruido para determinar su nivel de significación en la identificación de los dos grupos.
2. Un umbral tal que el % de latidos que tienen una QTd superior a dicho umbral, permita discriminar un paciente a qué grupo pertenece, S o CD.

La medida de los intervalos RR, QT y QTc se ha realizado en la derivación que presenta mayor relación señal/ruido.

A. Media y desviación estándar del valor de QTd y de los intervalos RR, QT y QTc

Se ha estudiado además, para cada registro, el % de latidos con un valor de QTc (QT corregido por la fórmula de Bazett) superior a un umbral de 500ms [6, 8].

En la Tabla 3 se analiza el valor medio de QTd, y los intervalos QT y QTc, así como la media del % de latidos con un QTc superior a 500ms, resultando parámetros significativos para distinguir si una señal pertenece al grupo S o al grupo CD. Para cada señal ECG se analizan un promedio de 75.000 latidos. En cambio, mientras el valor medio del intervalo RR no es significativo, su desviación estándar sí lo es para discriminar las señales de los dos grupos (Tabla 4).

TABLA 3. M ± σ (MS) DE LOS INTERVALOS ESTUDIADOS. NIVEL DE SIGNIFICACIÓN P.

	RR	QT	QTc	QTc>500	QTd
S	811 ± 109	376 ± 25	423 ± 20	4.0 ± 4.3	32 ± 11
CD	772 ± 116	416 ± 46	478 ± 50	30 ± 36	52 ± 32
P	0.269	0.002	0.000	0.002	0.011

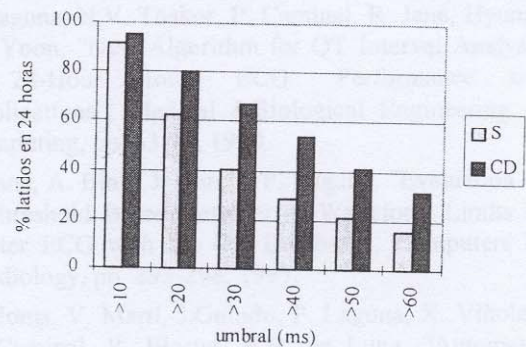
Por otro lado, la desviación estándar de los parámetros cuyas medias sí resultaban significativas, no sirven para discriminar las señales de los dos grupos, pues, como muestra la tabla 4, ni para las desviaciones estándar de QT y QTc ni para la de QTd se obtienen niveles de significación buenos.

TABLA 4. SD ± σ (MS) DE LOS INTERVALOS ESTUDIADOS. NIVEL DE SIGNIFICACION P.

	RR	QT	QTc	QTd
S	159 ± 44	33 ± 9	30 ± 8	24 ± 6
CD	113 ± 64	31 ± 11	28 ± 11	28 ± 17
P	0.012	N.S.	N.S.	N.S.

B. Estudio del umbral de QTd óptimo.

En las mismas señales con las que se ha trabajado en el apartado anterior, se han establecido valores del umbral de QTd desde 10ms hasta 110ms, calculando el porcentaje de latidos con una QTd superior a cada umbral. En la Figura 4 no se han incluido los umbrales superiores a 60ms, dado que los resultados presentan diferencias menores entre los dos grupos.



	>10	>20	>30	>40	>50	>60
S	91 ± 9	63 ± 22	40 ± 21	29 ± 19	21 ± 16	16 ± 12
CD	95 ± 10	81 ± 24	67 ± 30	54 ± 30	41 ± 29	32 ± 27
P	0.247	0.190	0.002	0.003	0.010	0.022

Figura 4. % de latidos con una QTd por encima de un umbral, para diferentes umbrales. S = Personas Sanas; CD = Cardiomiopatía Dilatada. (a) Representación gráfica del % medio de latidos de cada grupo. (b) % medio y desviación estándar de latidos con QTd superior a cada umbral, con un nivel de significación (p).

A partir de los datos de la Figura 4b se toma 30 ms como umbral de QTd, puesto que es el que presenta el mejor nivel de significación.

V. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En los pacientes sanos es lógico suponer que se tendrá una repolarización ventricular uniforme, por tanto, unos valores de dispersión de QT pequeños (32 ± 11 ms), (Figura 5).

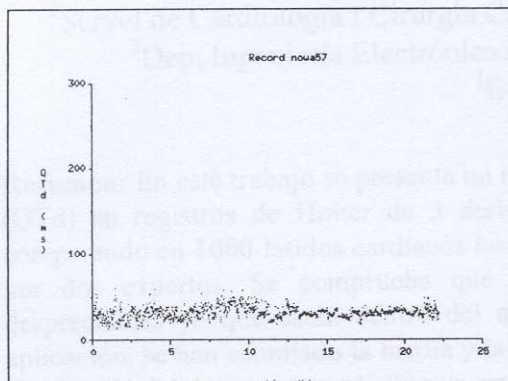


Figura 5. Evolución de QTd en 24 horas, persona sana.

Cuando hay una repolarización no homogénea de los ventrículos, los valores de QT medidos en las tres derivaciones serán diferentes. Así, es de esperar que el valor medio de QTd sea más elevado (52 ± 32 ms), (Figura 6).

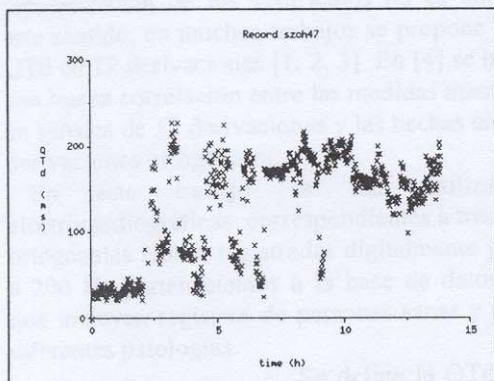


Figura 6. Evolución de QTd en 24 horas, paciente con cardiomiopatía dilatada.

Los resultados del estudio de la QTd realizados en este trabajo concuerdan con estas hipótesis. Así, el valor medio de la QTd en personas sanas es significativamente inferior a la media y la desviación estándar de la QTd en personas con cardiomiopatía dilatada.

En este mismo sentido, se ha establecido también un umbral de QTd para el que las señales de los dos grupos tienen un % de latidos con un valor de QTd significativamente superior a dicho umbral.

En lo que se refiere a la media y la desviación estándar de los intervalos QT y QTc del canal con mayor relación señal/ruido, las conclusiones son las mismas que para la dispersión de QT. Las no homogeneidades de la repolarización ventricular sólo afectan a la diferencia entre los valores de QT de las derivaciones, pero no son significativamente diferentes en cuanto a la variabilidad dentro de un mismo canal.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la CICYT (TIC 97 - 0945 - C02 - 01), y la Associazione per la Ricerca in Cardiologia (Drs. P. Rizzoni y M.V. Pizzalis). Asimismo el estudio ha sido posible gracias a las señales disponibles de la IDEAL Database (Dr. W. Zareba, University of Rochester) y la colaboración de los Dres. A. Cabrera y M. Anacleido en la etapa de validación.

REFERENCIAS

- [1] C.P. Day, J.M. McComb, R.W.F. Campbell, "QT Dispersion: an Indication of Arrhythmia Risk in Patients with Long QT Intervals", *Br. Heart Journal*, J. 63: pp. 342-344, 1990.
- [2] J. Molnar, J.E. Rosenthal, J.S. Weiss, J.C. Somberg, "QT Interval Dispersion in Healthy Subjects and Survivors of Sudden Cardiac Death: Circadian Variation in a Twenty-Four-Hour Assessment", *The American Journal of Cardiology*, Vol. 79, pp. 1190-1193, 1997.
- [3] B. Surawicz, "Will QT Dispersion Play a Role in Clinical Decision-Making?", *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, Vol. 7, no. 8, pp. 777-784, 1996.
- [4] M. Zaïdi, R. Vanbutsele, A.R.C. Derwael, R. Fesler, C. Brohet, "QT Dispersion in Myocardial Infarction: Influence of Lead Combination", *Computers in Cardiology*, pp. 289-292, 1996.
- [5] IDEAL Database. Intercity Digital ECG Alliance. University of Rochester Medical Center, 1997.
- [6] P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jané, Hyung-Ro Yoon, "New Algorithm for QT Interval Analysis in 24-Hour Holter ECG: Performance and Applications", *Medical & Biological Engineering & Computing*, pp. 63-73, 1990.
- [7] R. Jané, A. Blasi, J. García, P. Laguna, "Evaluation of a Threshold Based Detector of Waveform Limits in Holter ECG with the QT Database", *Computers in Cardiology*, pp. 295-298, 1997.
- [8] E. Homs, V. Martí, J. Guindo, P. Laguna, X. Viñolas, P. Caminal, R. Elosua, A.B. de Luna, "Automatic Measurement of Corrected QT Interval in Holter Recordings: Comparison of its Dynamic Behavior in Patients after Myocardial Infarction with and without Life-Threatening Arrhythmias", *American Heart Journal*, vol. 134, part 1, pp. 181-187.