

P.V. Rivera Farina¹, J. Pérez Turiel², S. Wong³, P. Laguna⁴, A. Herreros López⁵

¹ Fundación CARTIF/División de Ingeniería Biomédica, Valladolid, España. (pedriv@cartif.es)

² Universidad de Valladolid/Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Valladolid, España. (turiel@eis.uva.es)

³ Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada (GBBA), Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela. (swong@usb.ve)

⁴ Instituto de Investigación e Ingeniería de Aragón, Zaragoza, España. (laguna@unizar.es)

⁵ Universidad de Valladolid/Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Valladolid, España. (albher@eis.uva.es)

Resumen

La diabetes mellitus es una enfermedad metabólica crónica caracterizada por hiperglicemia y asociada fuertemente con complicaciones tanto microvasculares y macrovasculares como neuropáticas. La Organización Mundial de la Salud estima que 171 millones de personas sufren de diabetes, se prevee que este número se duplique en el 2030.

Una de las primeras complicaciones de la diabetes mellitus es la cardiopatía isquémica. Esto a su vez causa un alargamiento del intervalo QT, lo que lo convertiría en un buen índice de detección y riesgo.

El método aquí propuesto, tiene una dispersión comparable a la obtenida en métodos equivalentes. Su mayor fortaleza es su fácil implementación, la velocidad de su cómputo y la posibilidad de adaptarlo para que funcione en tiempo real para su implementación en equipos médicos.

Palabras clave—Intervalo Q_t , Onda-T, Detección de ondas, Transformada Wavelet (WT), Diabetes.

1. Introducción.

La diabetes mellitus es una enfermedad de alto impacto en la población que, según la OMS, aqueja a más de 171 millones [1] de personas de todo el mundo. Se estima que en 2006 casi un 5,6% de la población española la padece [2]; Se estima además, que al menos uno de cada dos personas que padece de diabetes desconoce su situación.

Entre las múltiples complicaciones de la diabetes, se pueden encontrar severos daños en el sistema nervioso. Algunos de estos daños vienen en forma de degeneración nerviosa, lo que provoca que el cuerpo pierda su capacidad de reacción frente a ciertos estímulos [3], perdiéndose gradualmente la respuesta del sistema nervioso autónomo (SNA).

Por ello se plantea el problema de encontrar índices de riesgo que permitan detectar los trastornos típicos de la diabetes y de su precursor, el síndrome metabólico incluso antes de que empiecen a manifestarse.

El intervalo QT pareciera ser el indicador apropiado para la detección temprana de algunos estos trastornos, ya que se corresponde con toda la información eléctrica comprendida en el intervalo marcado por el comienzo de

la despolarización ventricular hasta el final de su repolarización [4]. Generalmente ocurre en pacientes con afectación cardiopática, que el intervalo QT se alarga respecto de los individuos sanos a medida que se generan problemas para repolarizar. Un problema clásico de repolarización es la cardiopatía isquémica, que se produce cuando hay problemas de captación de glucosa por parte de los cardiomiocitos [5].

En el marco de este problema se propone un método simple basado en wavelets para marcar el final de la onda T, ya que la detección de QRS puede hacerse de manera bastante robusta. Este método presenta además la ventaja de no poseer umbrales ni parámetros a modificar, además de que, permite ser adaptado fácilmente para su implementación en tiempo real.

Por último se verá el funcionamiento de este método sobre los 101 registros anotados de la base de datos de Physionet [6] y se comparará con resultados obtenidos por otros autores.

2. Fundamentos Teóricos

2.1 Fisiología del problema

La diabetes mellitus es una enfermedad que se caracteriza por la dificultad en entrada de glucosa a las células del cuerpo. Esta dificultad puede deberse a que las células son insulinoresistentes o a la baja producción de insulina por parte del cuerpo. Esto trae como consecuencia lesiones microvasculares que evolucionan hasta convertirse en lesiones a los nervios.

Como resultado de esta dificultad para la absorción de glucosa para su consiguiente metabolización se observa un alargamiento en el intervalo QT, el cual va a reflejar los problemas de repolarización ventricular.

2.2 Intervalo QT

descomposición en los que se encontraban los eventos a detectar. A saber, el complejo QRS se encuentra en la primera escala, mientras que la onda T se encuentra siempre en la cuarta escala. Esto se debe a que las componentes frecuenciales de la onda T se encuentran alrededor de los 4 Hz.

Una vez identificada la escala que contiene la onda a estudiar, se procedió a derivar esa escala una vez más [11], para obtener así la segunda derivada.

A partir de los resultados del cálculo de la segunda derivada se abre una ventana de búsqueda (para poder ignorar todas las demás ondas) y se procedió a buscar el último de los máximos o mínimos locales. Este punto fue el que identificamos como final de la onda T (figura 1) inspirados por el trabajo de Zhang [12] quien utilizó un método de ventanas móviles análogo a la doble derivación.

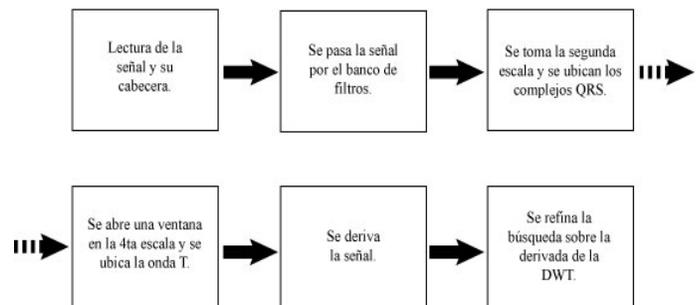


Fig. 1 Esquema del algoritmo utilizado

En la figura 1 se esquematiza el algoritmo utilizado. Se comienza leyendo la cabecera de la señal, se descompone la misma mediante WT. En este punto se marcan las ondas R y se busca la presencia de una onda T así como su morfología. En caso de encontrarse, se marca su máximo (mínimo) y luego se deriva nuevamente en busca de los máximos (mínimos) de la segunda derivada para marcarlos como final de la onda T

Esta identificación de máximos y mínimos se refinó derivando por tercera vez y buscando los puntos en que la tercera derivada se hacía nula, evitándonos así los errores que provienen de la mala identificación de algunos máximos y mínimos.

Este algoritmo nos permite además no necesitar conocer la morfología de la onda T a priori, factor que acelera los cálculos al obviar una serie de preguntas sobre la morfología de la onda a estudiar.

El intervalo QT es el tiempo transcurrido en un electrocardiograma desde que comienza la despolarización ventricular hasta que finaliza su repolarización. Su medición es problemática ya que la onda T es bastante suave y decae muy lentamente hasta unirse al segmento isoelectrónico. Se han propuesto diferentes métodos, pero la carencia de un “gold standard” hace problemática la validación de cualquiera de ellos. Otro problema que suele encontrarse, es la no uniformidad de los criterios de los cardiólogos, ya que si bien pueden estar de acuerdo sobre el final de la onda T dentro de su margen de error (para ECGs impresos en papel y con trazos de grafito para demarcar) suelen no estarlo en señales digitalizadas de 250Hz y más.

2.3 Transformada wavelet

La Transformada wavelet discreta es una herramienta de análisis de señales similar a la FFT, en ésta la señal se descompone en niveles donde cada uno de ellos posee la información de alguna banda de frecuencias. Dada su propia naturaleza, su implementación es a manera de bancos de filtros, los cuales tratan la señal de manera rápida en contraste con la WT continua.

El algoritmo utilizado es el “algorithmme a trous” o transformada redundante, donde cada nivel de descomposición utiliza filtros distintos a los del nivel anterior. A saber, a medida que se aumenta el nivel de descomposición se va obteniendo información sobre frecuencias cada vez menores sobre una banda cada vez más estrecha [7].

Para nuestro problema en particular necesitamos al menos cuatro niveles de descomposición, de esta manera, podremos estudiar la información contenida en la onda T sin tener la intervención de otras bandas de frecuencias.

3. Metodología

La aplicación de la transformada wavelet discreta implica la elección de una wavelet madre que pudiera sernos de ayuda para el presente problema. La wavelet elegida finalmente fue la cuadratic spline que ya había sido utilizada con anterioridad por Li [8], Bahoura [9] y Martínez [10].

La razón de escoger esta wavelet sobre las demás consiste en que por sus propias características, se convierte en un derivador que solamente trata una banda dada. Es decir, deriva según la escala en la que se encuentre ignorando el resto de las frecuencias. Además, los filtros que la definen hacen muy sencilla y rápida su implementación.

Una vez elegida la wavelet madre, se procedió a programar la transformada wavelet (WT) a manera de “algorithmme a trous” o transformada redundante.

Ya habiendo procesado algunas señales de prueba muestreadas a 250Hz, se buscaron los niveles de

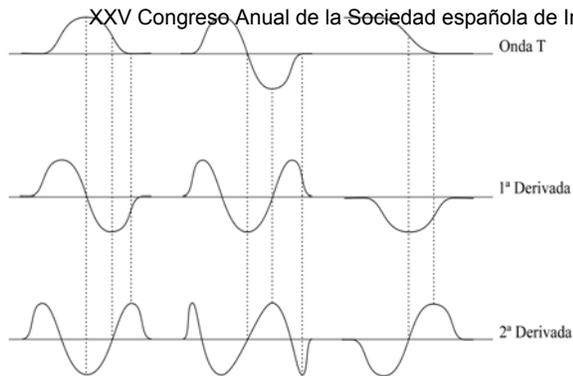


Fig. 2 Esquema de algunas morfologías de la onda T y de sus derivadas

4. Resultados

Una vez completado el algoritmo se procedió a aplicarlo sobre los 101 registros de la QT data base de Physionet [6]. Todos ellos con un set de anotaciones del mismo cardiólogo. Cada uno de los registros de esta base de datos fue muestreado a 250 Hz, teniendo como consecuencia que se necesitase un nivel de descomposición igual a cuatro. Si hubiésemos tenido señales muestreadas a mayor frecuencia se necesitarían más niveles.

Adicionalmente, cada registro posee al menos treinta latidos con anotaciones realizadas por cardiólogos.

Las señales fueron tratadas con el algoritmo desarrollado en Matlab® y los resultados de dicho algoritmo fueron contrastados con las anotaciones de los cardiólogos.

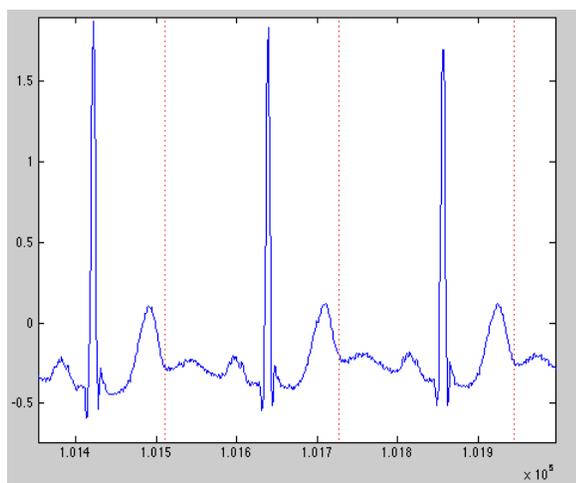


Fig. 3 Señal con marcas colocadas en los máximos de las derivadas de la cuarta escala

Los resultados obtenidos [tabla 1] son prometedores aunque no tan precisos como los de otros autores, ya que si bien no son tan aproximados a las anotaciones como los

métodos de Martínez [10] y de Zhang [12], poseen una dispersión comparable a la de este último.

Biomédica, Cartagena, 14 al 16 de noviembre, 2007
 Los resultados resultaron comparables a los valores de otros trabajos pero evitando el tener que buscar la escala adecuada como Martínez [10] ni necesitando derivar la señal por tercera vez como el caso de Chen [11], dándonos un algoritmo con menor coste computacional.

Autor	Media (ms)	Desviación estándar (ms)
Martínez	-1,6	18,1
Zhang	1,72	41,27
Chen	-7,8	18,8
Este Trabajo	8,57	45,26

Tabla 1 Comparación de Resultados

5. Conclusiones

En la primera parte de este trabajo se ha tratado sobre la base fisiológica de la diabetes y del impacto que tiene ésta sobre un paciente. Se ha visto además la gran incidencia que tiene esta dolencia sobre la población, lo cual nos reafirma la importancia de la diabetes en el mundo de la investigación.

El algoritmo presenta resultados prometedores ya que dependen única y exclusivamente de la morfología de la onda T y no de calibraciones que tiendan a aproximarse a las anotaciones de los cardiólogos. El problema de las calibraciones, si bien tienden a arrojar mejores resultados, es que dependen de cada anotador por lo que un set distinto de latidos va a dar un set distinto de parámetros de control.

Al ser un método basado en wavelets, en principio la incidencia del ruido electromiográfico puede ser ignorada. La transformada Wavelet va a tender a agrupar todo ese ruido en el primer nivel de descomposición.

En cuanto a la proyección de este trabajo, es preciso mencionar que se planea realizar una validación cruzada con una base de datos de pacientes diabéticos del Hospital Clínico Universitario de Valladolid así como con una base de datos de prueba de esfuerzo del Hospital Clínico Universitario de la Universidad Central de Venezuela (Caracas). Esto con miras a generar índices de riesgo que permitan detectar la cardiopatía isquémica en fases muy temprana, o incluso antes de que se desarrollen síntomas clínicos.

Dentro de las futuras mejoras se tiene previsto extender el código para incluir detección de la onda P e implementar detección multiderivación.

Agradecimientos

Queremos agradecer a los médicos del Hospital Clínico Universitario de Valladolid por su constante colaboración

y consejos, en especial al Dr. Enrique González-Sarmiento y a la Lic. Inmaculada Fernández. Especial agradecimiento también al Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada (GBBA) de la Universidad Simón Bolívar (USB) por la colaboración constante durante la realización de este trabajo. También agradecemos al profesor Miguel Ángel García-González por su ayuda para clarificar algunos puntos de este trabajo. Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el MCYT de España a través de los proyectos DPI 2003-09309, “ Sistema de Soporte al Pronóstico y Diagnóstico de Complicaciones Microvasculares en Pacientes Diabéticos Tipo 1”, y DPI 2006-14367, “Aplicación de Técnicas de Procesamiento de Señal para el Desarrollo de Herramientas de Diagnóstico de la Neuropatía Vegetativa”.

Referencias

- [1] Página web de la Organización Mundial de la Salud. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs236/en/>
- [2] Página del Ministerio de Sanidad y Consumo de España. <Http://www.msc.es/en/ciudadanos/enfLesiones/enfNoTransmisibles/diabetes/diabetes.htm>.
- [3] Vinik AI, Maser RE, Mitchell BD, Freeman R. “*Diabetic autonomic neuropathy*”. *Diabetes Care* 2003;26:1553– 79.
- [4] Ziegler D. Cardiovascular Autonomic Neuropathy: Clinical Manifestations and Measurement. *Diabetes Reviews* 1999;7: 300-315.
- [5] N. Takahashi, M. Nakagawa, T. Saikawa, M. Watanabe, T. Ooie, K. Yufu, “Regulation of QT intervals mediated by autonomic nervous function in patients with type 2 diabetes” Department of Internal Medicine I, School of Medicine, Oita Medical University, Japan. pp. 375-379. 2003.
- [6] <http://www.physionet.org/physiobank/database/qtdb/>
- [7] Sörnmo L, Laguna P. Bioelectrical Signal processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005 (ISBN: 0-12-437552-9).
- [8] Li. C, et al. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelets Transform. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (1995) ., Vol 42, pp 21-28.
- [9] Bahoura. M, et al. DSP implementation of Wavelet Transform for Real Time ECG Wave Forms Detection and Heart Rate Analysis (1997), *Computers meth. Programs Biomed.*, N 52. pp.35-44.
- [10] Martínez. J.P, et al. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases (2004). *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* vol 51, N4. pp. 570.
- [11] Chen. P, et al. Delineation of T-Wave in ECG by Wavelet Transform Using Multiscale Differential Operator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 53, NO. 7, JULY 2006
- [12] Zhang. Q, et al. An Algorithm for Robust and Efficient Location of T-Wave Ends in Electrocardiograms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* vol 53 N12. December 2006. pp. 2554.