

**Evaluación del Desempeño de Algoritmos para la Segmentación del Intervalo QT en
Señales Electrocardiográficas de Neonatos**

María Angélica Álvarez Zapardiel

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniera Electrónica

Director

Prof. Franklin Alexander Sepúlveda Sepúlveda

Doctor en Ingeniería

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Bucaramanga

2018

*“A mis sobrinos, que vienen en camino y aún sin
conocerlos me dieron la fortaleza para
finalizar este proyecto”*

Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento:

A mi director, el profesor Franklin Sepúlveda, por su compromiso y guía en las tareas necesarias para el desarrollo de este trabajo de grado. Al doctor Víctor Mora por el tiempo dedicado a orientarme y ayudarme, sin su acompañamiento no habría sido posible el éxito de este proyecto. A los profesores que acompañaron mi formación académica y se encargaron quizá sin darse cuenta de sembrar en mí el amor por la Ingeniería Electrónica. A Ingrid García, por la paciencia y la ayuda en este proceso.

A mis padres por el apoyo y el esfuerzo que hicieron para que esto fuera posible, mi Mamá, la persona más fuerte que conozco, por creer en mí incluso cuando yo olvidaba como hacerlo y mi Papá, por dejarme volar para cumplir mis sueños desde el momento en que me acompañó para establecerme en Bucaramanga. A mi hermana, por darme ánimo cuando las cosas se ponían difíciles, quiero recordarle que cuando el camino es más complicado la recompensa es más gratificante. A mi hermano, por contagiarme de su curiosidad ante el mundo, no me extrañaría que algún día lo llame colega.

A William, por estar ahí cuando más necesitaba a alguien y por darme la clave para usar el miedo a mi favor. A los amigos que acompañaron mi paso por la universidad, es un privilegio haber compartido esta etapa con personas tan valiosas.

A Dios, por todo.

Contenido

	Pág.
Introducción	14
1. Consideraciones	16
1.1 Base de datos.....	16
1.2 Equipo de medición	17
1.3 Señal de ECG neonatal	18
2. Métodos.....	21
2.1 Método Pan Tompkins.....	22
2.2 Método de la pendiente.....	24
2.3 Transformada Wavelet.....	25
3. Resultados	27
3.1 Algoritmos	27
3.1.1 Algoritmo 1	29
3.1.2 Algoritmo 2.....	34
3.2 Validación.....	38
3.3 valuación de desempeño	43
3.4 Interfaz gráfica	44
4. Conclusiones	45
5. Recomendaciones	46

Referencias bibliográficas..... 48

Apéndices..... 50

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1: Puntos característicos del ECG	19
Figura 2: a) Señal ECG adulto. b) Señal ECG neonato.	21
Figura 3: Diagrama de bloques del algoritmo Pan Tomkins.	22
Figura 4: Recta tangente al punto de pendiente máximo de la onda T.	24
Figura 5: Diagrama de bloques de método de la pendiente.	25
Figura 6: Morfologías de onda T. a) Onda T positiva. b) Onda T negativa. c) Onda T bifásica. d) Onda T plana.	29
Figura 7: Diagrama de flujo Puntos Q algoritmo 1.	32
Figura 8: Diagrama de flujo Puntos T algoritmo 1	33
Figura 9: Diagrama de flujo Puntos Q algoritmo 2.	35
Figura 10: Diagrama de flujo Puntos T algoritmo 2.	37
Figura 11: Grafico Bland-Altman (24 horas- Algoritmo 1).	39
Figura 12: Grafico Bland-Altman (24 horas- Algoritmo 2).	40
Figura 13: Grafico Bland-Altman (1 semana - Algoritmo 1)	40
Figura 14: Grafico Bland-Altman (1 semana - Algoritmo 2)	41
Figura 15: Grafico Bland-Altman (1 mes- Algoritmo 1).	41
Figura 16: Grafico Bland-Altman (1 mes- Algoritmo 2).	42
Figura 17: Interfaz gráfica	45

Figura 18: Herramienta de detección del QT.....	50
Figura 19: Ejemplo de interfaz gráfica	51
Figura 20: Editar datos en modo manual	52
Figura 21: Modificar cambios de edición en modo manual	53
Figura 22: Guardar cambios de edición en modo manual	53
Figura 23: Datos del intervalo QT	54
Figura 24: Ejemplo de las herramientas de ayuda en el modo gráfico.	55

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1: Validación de los resultados (CCI).....	42
Tabla 2: Sensibilidad algoritmo 1	44
Tabla 3: Sensibilidad algoritmo 2.....	44

Lista de Apéndices

	Pág.
Apéndice A. Manual de usuario de la herramienta de detección de QT.....	50

Resumen

TÍTULO: EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO DE ALGORITMOS PARA LA SEGMENTACIÓN DEL INTERVALO QT EN SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS DE NEONATOS.*

AUTOR: MARÍA ANGÉLICA ÁLVAREZ ZAPARDIEL **

PALABRAS CLAVE: ALGORITMO, SEGMENTACIÓN, INTERVALO QT, NEONATO

DESCRIPCIÓN:

El análisis del electrocardiograma proporciona información importante del estado del sistema cardiovascular de un paciente, por esta razón, existen muchas técnicas de procesamiento de señales que permiten extraer características significativas de la señal de ECG que facilitan el diagnóstico médico. En este trabajo se implementaron dos algoritmos de segmentación del intervalo QT enfocados a señales de electrocardiografía de pacientes neonatos. El desarrollo de la herramienta se basó en métodos usados para la localización de los puntos de interés en la señal de ECG pacientes adultos que muestran resultados acertados: la Transformada Wavelet Continua, el método de Pan Tompkins y el método de la pendiente. Debido a las diferencias entre la señal de ECG de adultos y neonatos y a las variaciones en la morfología de la onda T en registros neonatales, fue necesario realizar modificaciones a los algoritmos establecidos para pacientes adultos y diseñar una etapa de detección de las variaciones de la onda T para garantizar la correcta delimitación del inicio y fin del intervalo QT. Los resultados se validaron frente a la valoración manual de un experto mediante un análisis de concordancia con el método de Bland-Altman y el coeficiente de correlación intercalase (CCI) que en el peor de los casos fue de 87%, para así evaluar el desempeño del software en términos de la sensibilidad, donde el algoritmo basado en la Transformada Wavelet Continua mostró mejores resultados.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.
Director: Prof. Franklin Alexander Sepúlveda Sepúlveda.

Abstract

TITLE: EVALUATION OF THE PERFORMANCE OF ALGORITHMS FOR SEGMENTATION OF QT INTERVAL IN ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNALS OF NEWBORNS.*

AUTHOR: MARÍA ANGÉLICA ÁLVAREZ ZAPARDIEL **

KEYWORDS: ALGORITHM, SEGMENTATION, QT INTERVAL, NEWBORN.

DESCRIPTION:

Electrocardiogram analysis provides important information about the state of a patient's cardiovascular system, for this reason, there are many signal processing techniques that allow significant features extraction of the ECG signal that facilitate medical diagnosis. In this work, two QT interval segmentation algorithms were implemented focusing on electrocardiography signals from newborn patients. The development of the tool was based on methods with successful results in ECG signal of adult patients used for locating points of interest: The Continuous Wavelet Transformation, the Pan Tompkins method and the slope method. Because of the differences between ECG signal of adults and ECG signal of newborns, and morphology variations of T-wave in neonatal records, it was required to make modifications to the established algorithms for adult patients and design a detection phase of the variations of T-wave to ensure an accurate delimitation of the start and end of QT interval. Results were validated regarding to an expert manual valuation through an concordance analysis with the Bland-Altman method and the interclass correlation coefficient (ICC) that in the worst case was 87%, that way the software performance evaluation in terms of sensitivity was made, where the algorithm based on the Continuous Wavelet Transformed showed better results.

* Undergraduate Project

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.
Director: Prof. Franklin Alexander Sepúlveda Sepúlveda.

Introducción

El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón. El cribado y análisis del ECG representa una solución no invasiva para la valoración cardiovascular de un paciente y el diagnóstico de anomalías cardíacas, ya sea mediante la inspección visual o el uso de herramientas de software (Páez y Salgar, 2006). Por esta razón existen varias técnicas de procesamiento de señales que permiten la extracción de características y parámetros temporales de la señal de ECG que facilitan la evaluación y el diagnóstico en adultos; sin embargo, el estudio de estos métodos es escaso en pacientes neonatos. Ello se debe a que el electrocardiograma pediátrico y el del adulto no pueden estudiarse de igual modo debido a diferencias significativas entre ambas señales cardíacas. Estas diferencias son causadas principalmente por el desarrollo fisiológico desde el momento de nacimiento hasta la adolescencia del paciente y cambian con la edad, sobre todo durante el primer mes de vida (Rueda y Duarte, 2006). Las diferencias consisten básicamente en que la frecuencia cardíaca del neonato es mayor que la del adulto y las duraciones de los intervalos (PR, QRS, QT) son más cortas. Esta condición se debe considerar al momento de interpretar el ECG pediátrico porque parámetros que se consideran normales en el ECG neonatal pueden pasar por anormales en el ECG de adultos.

Una de las duraciones básicas de gran interés en el estudio del ECG pediátrico es el intervalo QT (intervalo de tiempo definido desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T), que representa la despolarización y repolarización del músculo ventricular y se ha relacionado con varias irregularidades como la taquicardia ventricular, el síndrome de Brugada y el síndrome de

QT largo (Iskan, Sariozkan, Yilmaz, A., & Yilmaz C., 2017). Con el fin de diagnosticar a tiempo estas patologías es importante extraer correctamente los parámetros temporales que delimitan el intervalo. Sin embargo, la dificultad para detectar el final de la onda T por medio de la observación puede causar resultados erróneos. Los problemas para encontrar este punto consisten en sus componentes de baja frecuencia debido a que es complicado definir el final de la onda cuando es plana. Otro problema es su solapamiento con la onda P y la presencia de la onda U en el ciclo cardiaco donde el principio de ésta se fusiona con el final de la onda T. Estos inconvenientes dificultan el diagnóstico y la intervención médica correspondiente, por ello es necesaria la aplicación de técnicas computacionales.

Existen varios estudios de métodos usados en la segmentación del intervalo QT en pacientes adultos, entre ellos se destaca el método basado en la Transformada Wavelet Continua (TWC) que ha sugerido buenos resultados, además de trabajos como el desarrollado en Zhou, Zhu, Wang, & Wei (2010) donde se comparan seis métodos a partir de señales de ECG simuladas, estos métodos incluyen el método del área, de umbral, de la pendiente, el diferencial y el método basado en la Transformada Wavelet continua y discreta. Pero los estudios referentes a la medición automática del intervalo QT en pacientes neonatos son escasos, esto se debe en parte a la insuficiencia de límites de normalidad para el ECG pediátrico (Rueda *et al.*, 2009), aunque existen estudios orientados a determinar los parámetros electrocardiográficos normales en el ECG pediátrico, estos trabajos tienen ciertas falencias como el registro de la señal de ECG con una frecuencia de muestreo poco apropiada o un ancho de banda muy corto para la señal del electrocardiograma neonatal, esto es consecuencia de la subestimación de la toma de este examen en neonatología en Colombia (Rueda y Duarte, 2006).

Se hace necesaria la búsqueda de métodos computacionales que permitan la segmentación del intervalo QT en pacientes neonatos, dado que su duración anormal se ha visto asociada con el síndrome de muerte súbita infantil (Rueda y Duarte, 2006). En este trabajo se presentan dos algoritmos con propósitos de segmentación del intervalo QT en señales de electrocardiografía pertenecientes a recién nacidos, estos métodos son la Transformada Wavelet Continua y el método de la pendiente, y han dado resultados favorables en la extracción de los parámetros temporales de interés en señales de ECG de pacientes adultos, sin embargo, ha sido necesario realizar ajustes debido a las diferencias entre el ECG pediátrico y el de adultos.

1. Consideraciones

1.1 Base de datos

Las señales de electrocardiografía que se consideraron en este trabajo fueron obtenidas por medio de un equipo de instrumentación biomédica de referencia Biopac MP35, en el desarrollo de la tesis de grado “Detección de singularidades y puntos característicos de la señal electrocardiográfica neonatal por medio de la transformada wavelet” (Páez y Salgar, 2006), donde el dispositivo se calibró previamente debido a las diferencias existentes entre la señal de ECG neonatal y la señal de ECG del adulto para la cual el equipo se encuentra graduado por defecto. Las consideraciones que se tuvieron en cuenta fueron: la frecuencia de muestreo y la digitalización de la señal.

La población de estudio para la extracción de la señal de ECG consistió en neonatos sanos nacidos en el Hospital Universitario de Santander en Bucaramanga entre febrero a mayo del 2006, teniendo en cuenta requisitos como: ausencia de patología base en la madre, control prenatal, embarazo a término, parto no complicado y valoración neonatal normal por pediatría.

Se tomó la señal de ECG de 120 pacientes, 3 electrocardiogramas para cada uno, el primero a las 24 horas del nacimiento, el segundo a la semana y el último al mes, donde la recolección de los datos consistió en la adquisición de las señales, el envío al computador y su almacenamiento. El registro consistió en la toma en tiempo real de siete derivaciones precordiales (V1, V2, V3 V4 V5 V6 Y V3R) y dos bipolares (D1 Y D2), con las que se calculan las derivaciones faltantes.

El trabajo desarrollado en Páez y Salgar (2006) presenta los registros de ECG obtenidas originalmente del equipo y las señales después de una etapa de preprocesamiento para la disminución de ruido y la reducción de la línea base. Estas señales fueron las seleccionadas para el desarrollo de este trabajo. Es importante mencionar que en la base de datos algunas señales fueron descartadas debido a la mala toma de la señal de electrocardiografía.

1.2 Equipo de medición

El equipo de medición con el que se tomaron los registros de las señales de electrocardiografía es el sistema Biopac Student Lab PRO Mp35, que cuenta con dos componentes, el sistema de hardware que se encarga de la adquisición de la señal y el sistema de software que permite la visualización de los datos y que el usuario realice los ajustes necesarios. El Mp35 tiene un microprocesador interno para controlar la adquisición de datos y la comunicación con el

computador. El dispositivo tiene cuatro entradas analógicas, una de las cuales se puede utilizar como entrada de activación.

En la toma de las señales se usaron únicamente tres canales, dos de ellos para las derivaciones DI y DII y el tercero para las derivaciones precordiales en el que el electrodo se rotaba cada cierto tiempo para obtener cada una de ellas. Uno de los valores que el sistema permite ajustar es la ganancia, que para la toma de estas señales fue de 1200 debido a su amplitud (0,5 mV a 1,5 mV) (Páez y Salgar, 2006).

1.3 Señal de ECG neonatal

La señal de ECG cuenta con ondas, complejos, intervalos y segmentos que representan los procesos electrofisiológicos y son de gran importancia en el diagnóstico electrocardiográfico. El ciclo cardiaco consiste en la sucesión de la onda *P*, el complejo *QRS* y la onda *T*. Las ondas originan dos segmentos: el *PQ* y el *ST*, y dos intervalos, el *PR* y el *QT*. Este último es de especial interés para el desarrollo de este proyecto y se encuentra comprendido desde el inicio del complejo *QRS* hasta el final de la onda *T*. En la Figura 1 se muestra un ciclo cardiaco con los puntos característicos y el intervalo de interés en el que se concentra este trabajo.

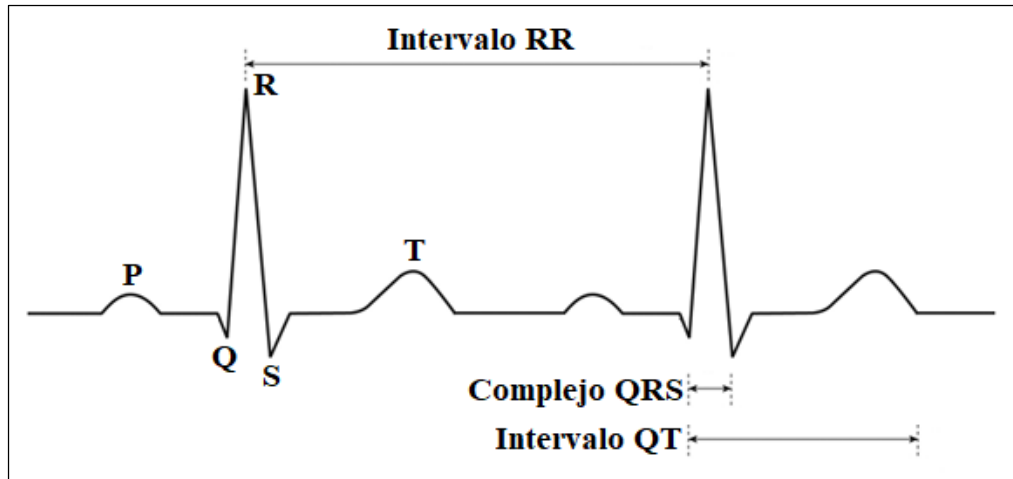


Figura 1: Puntos característicos del ECG. Adaptado de Páez y Salgar, (2006)

Los métodos de segmentación del intervalo *QT* se encuentran enfocados a registros electrocardiográficos de pacientes adultos, por ello, implementar estos algoritmos en una población diferente supone realizar cambios para obtener los puntos deseados de manera exitosa. Es necesario tener en cuenta cuáles son las diferencias que existen entre la señal de ECG neonatal y la de pacientes adultos, donde los cambios en el ECG ocurren desde el nacimiento hasta la vida adulta, y están relacionados con cambios en el desarrollo fisiológico, tamaño del cuerpo, posición y tamaño del corazón en relación con el tamaño del cuerpo y las variaciones en el tamaño y posición de las cámaras cardíacas (Schwartz *et al.*, 2002). La mayoría de los indicadores normales en el ECG de adultos son anormales en el recién nacido. La principal diferencia consiste en la frecuencia cardíaca que en un paciente mayor se encuentra en el rango de 60 a 100 latidos por minuto (*lpm*), en un neonato sano y en reposo estos valores van de 150 a 230 *lpm* (Páez y Salgar, 2006). Adicionalmente, la duración del complejo *QRS* y sus amplitudes difieren significativamente; en consecuencia, algunos parámetros del ECG infantil como el intervalo *PR*, el segmento *ST* y la onda *T* se ven modificados. El segmento *ST* puede presentar elevaciones y la onda *T* inversiones de polaridad, siendo este comportamiento considerado como normal en el ECG

pediátrico y un indicador de anormalidad en el ECG de un adulto. La banda de frecuencias entre las que se encuentra el ECG de pacientes adultos es de 0,05 [Hz] a 100 [Hz], mientras el contenido frecuencial de la señal de neonatos es de 0,5 [Hz] a 300 [Hz], lo que implica mayor probabilidad de componentes indeseables como ruido, interferencia y artefactos por movimiento (Páez y Salgar, 2006).

Es necesario considerar las características del intervalo de interés para este trabajo, donde la medición se debe realizar en los canales DII, V5 o V6 (Schwartz *et al.*, 2002). La dificultad más grande consiste en encontrar el final de la onda *T*, ya que por la frecuencia cardiaca de los recién nacidos la onda *P* se puede superponer a la onda *T* especialmente cuando el intervalo *QT* es prolongado. Debido a que la duración del intervalo *QT* cambia con la frecuencia cardiaca, esta se corrige en función de ella usando la fórmula de Bazett, y se denomina *QT* corregido (*QTc*).

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (1)$$

En el cuarto día de vida el *QTc* medio es de 400 ± 20 [ms] (Schwartz *et al.*, 2002), por ello el límite normal superior de *QTc* es de 440 [ms]. Existen complicaciones a la hora de medir el intervalo *QT* en neonatos debido a la dificultad para discernir si un cambio en la amplitud corresponde a la onda *T* o se debe a artefactos que oscurecen la señal, que en este tipo de pacientes es muy común por la dificultad para registrar el electrocardiograma. Por ejemplo, para el registro de la base de datos estudiada se presentaron inconvenientes con los electrodos columna porque el adhesivo no se pegaba bajo condiciones de sudoración en la piel durante mucho tiempo, cuando los electrodos se despegaban, se generaban señales artefacto, además del movimiento del recién nacido que generaba espurios en la señal (Páez y Salgar, 2006).

En la Figura 2 se presenta un ciclo cardiaco de un paciente adulto y el de un recién nacido con el fin de observar la separación de las ondas T y P en ambos casos. Se puede apreciar la dificultad para detectar el final de la onda T en neonatos.

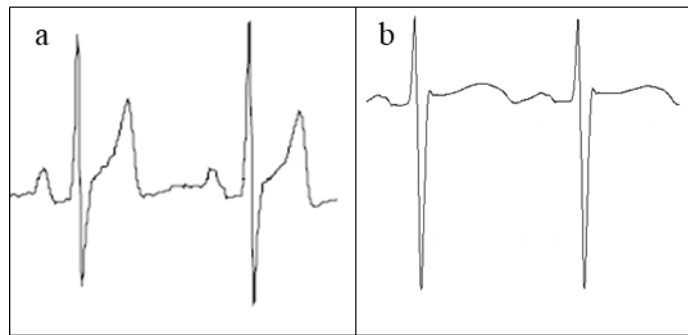


Figura 2: a) Señal ECG adulto. b) Señal ECG neonato.

Adaptado de Sánchez y Montero (2007).

2. Métodos

Para el desarrollo de este trabajo se implementaron dos algoritmos que tienen resultados favorables en la segmentación del intervalo QT en pacientes adultos, como lo son la Transformada Wavelet Continua, el método de Pan Tompkins y el método de la pendiente; aunque se debe tener en cuenta que deben ajustarse ciertos parámetros por la diferencia que existe entre la señal de ECG pediátrica y la de un paciente adulto. En este capítulo, se describen los métodos escogidos, así como los pasos relevantes que se proponen en los trabajos guía para determinar el intervalo QT .

2.1 Método Pan Tompkins

Para la detección del inicio del intervalo QT (punto Q) se ha utilizado el algoritmo propuesto en (Escolá, 2009) basado en el método de Pan Tompkins, el cual es ampliamente usado en el análisis del complejo QRS . Este método consiste básicamente en una etapa de filtrado, derivación e integración de la señal de ECG, para luego encontrar los cambios bruscos de pendiente que caracterizan el complejo QRS . En la Figura 3 se observan los pasos relevantes del algoritmo.



Figura 3: Diagrama de bloques del algoritmo Pan Tompkins.

Inicialmente la señal pasa por un filtro pasa banda digital compuesto por un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas en cascada con el fin de atenuar el ruido y analizar la banda de frecuencias de interés del complejo QRS . Este filtro reduce ruidos causados por influencia muscular, fluctuación de la línea base e interferencia de la onda T (Escolá, 2009). Con ello se eliminan componentes de alta y baja frecuencia que no aportan información para su detección. La banda de paso requerida para el análisis del complejo QRS es de 5 a 15 [Hz]; pero estas frecuencias solo pueden aplicarse para señales de ECG de pacientes adultos, por los que debieron modificarse. Una vez eliminadas las componentes frecuenciales que no son de interés, la señal filtrada pasa por una etapa de derivación que refleja la velocidad de variación de la señal filtrada. Como se trabaja con señales discretizadas en el tiempo existe una limitación en cuanto al intervalo de tiempo mínimo de

integración que está condicionado por la frecuencia de muestreo con la que se obtuvo la señal. Por ende, la mejor aproximación se logra como se expresa en la ecuación 2.

$$\frac{dF(t)}{dt} \frac{(F(t + \Delta t) - F(t))}{\Delta t} = (\text{señal}(i + 1) - \text{señal}(i)) * fs \quad (2)$$

Para discriminar fácilmente los cambios de pendiente abruptos y de corta duración se eleva al cuadrado la derivada, dado que esta operación permite que todos los puntos sean positivos y la amplificación se enfatiza en los picos de gran magnitud (puntos de interés). Una vez se tiene la velocidad de variación de la señal se deben encontrar los puntos donde la pendiente es mayor para así hallar la posición del pico de complejo QRS. Para ello se considera que la señal buscada se caracteriza por tener una alta pendiente positiva seguida de una pendiente negativa, donde el punto medio entre ambos picos de la derivada es cero y corresponde al valor máximo del complejo QRS. Esto se implementa integrando en un intervalo de tiempo la señal analizando la energía de esta en la ventana de integración, teniendo especial cuidado en la elección del intervalo de integración que permite una correcta detección del punto *R*.

El paso final del método consiste en una toma de decisión acerca de la localización del punto *R*. Teniendo los picos del paso de integración para distinguir el complejo con precisión, y dado que no es suficiente con detectar los máximos del paso anterior, se debe hacer un análisis de la pendiente y amplitud de la señal para definir correctamente la ubicación de *R*. El primer paso consiste en la búsqueda de los máximos de la señal de integración que superan un nivel de umbral relacionado al valor medio de la señal. Si no existe el pico se disminuye el valor de umbral. Cuando se hallan los picos se localiza el tiempo correspondiente al máximo anterior y al siguiente, con el fin de analizar el entorno de dichos valores. De este modo se compara la pendiente de los puntos y se determina si se trata de un pico *R* o corresponde a una onda *T*. Por último, se encuentra la

diferencia de tiempo con el pico anterior y se evalúa si el punto corresponde al complejo *QRS* o es ruido.

2.2 Método de la pendiente

Uno de los retos en la delimitación automática del intervalo *QT* consiste en la localización del final de la onda *T*. Un método que se ha implementado para tal propósito es el de la pendiente que consiste en la intersección de la línea isoeletrica de la señal de ECG con la tangente al punto de pendiente máximo de la onda *T* (Basamad, 2010), como se ilustra en la Figura 4.

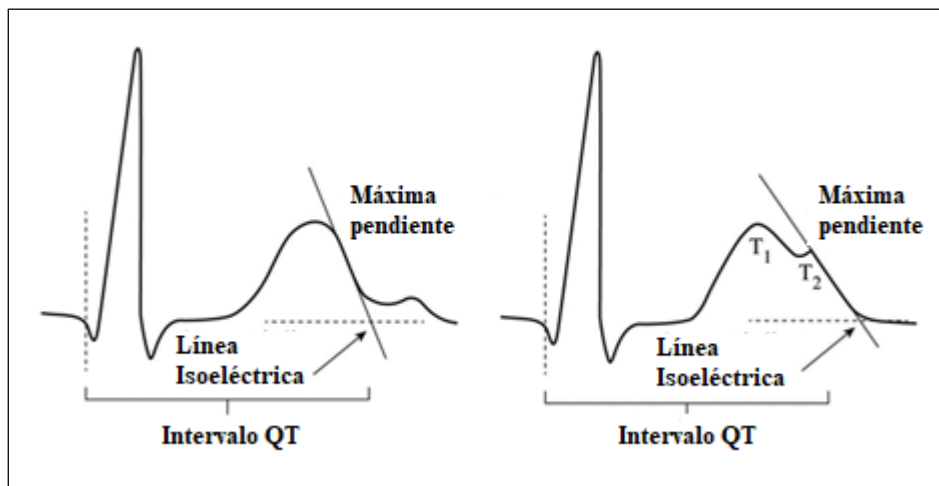


Figura 4: Recta tangente al punto de pendiente máximo de la onda.

Adaptado de Basamad, (2010).

La clave en el método de la pendiente consiste en encontrar el punto de pendiente máximo de la onda *T*, para ello es necesario el máximo de dicha onda que depende de su morfología. En la Figura 5 se ilustra el diagrama de bloques del algoritmo.

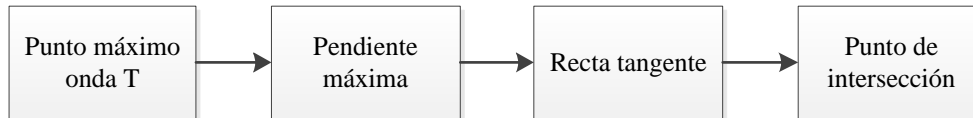


Figura 5: Diagrama de bloques de método de la pendiente.

En Hermans *et al.* (2017) para la localización del pico de la onda T se establece una ventana de tiempo entre el punto $R+50$ ms y $R+0.7RR$ y en este intervalo se encuentra el punto máximo o mínimo en caso de que la onda T sea positiva o negativa, respectivamente. Luego se encuentra la pendiente máxima de la onda T entre el máximo de la onda T definido en el paso anterior y el punto máximo de T más el 30% de RR . El paso siguiente consiste en la estimación de una tangente al punto de pendiente máxima. Por último, se encuentra la intersección de la recta con la línea base de la señal. De esta manera finaliza la detección del final de la onda T por medio del método de la pendiente. Los valores propuestos en Hermans *et al.* (2017) para la localización del final del intervalo QT funcionan solamente con señales de ECG de pacientes adultos, fue necesario realizar modificaciones que se ajustaran a las señales de interés.

2.3 Transformada Wavelet

La Transformada Wavelet es una herramienta ampliamente usada en el análisis de señales biomédicas debido a su habilidad para tratar con procesos no estacionarios; además, posee una conveniente forma de análisis en los dominios conjuntos de tiempo y frecuencia (Páez y Salgar, 2006). Es de esperarse que ha sido implementada en muchas aplicaciones de extracción de parámetros y características de la señal de ECG. En Zhou *et al.* (2010) se realiza una comparación de varios métodos con propósitos de segmentación del intervalo QT, y se muestra la Transformada

Wavelet Continua (TWC) presenta los mejores resultados. Por esta razón, este es uno de los métodos escogidos para extraer los parámetros temporales de interés en este trabajo de la señal de ECG pediátrica.

En Sáenz (2012) se implementó como función base la *quadratic spline*, para determinar los máximos y mínimos locales de la señal, que dan el criterio para definir la ubicación de los puntos característicos. El éxito de la localización del intervalo QT depende inicialmente de una correcta determinación del complejo QRS, por esta razón, el paso inicial del algoritmo corresponde a la ubicación de los puntos R de cada ciclo cardiaco. Para este fin, se aplica la Transformada Wavelet Continua a la señal de ECG y se descompone en nueve niveles, donde en el primer nivel se obtiene una mejor detección del complejo QRS. Con el módulo del coeficiente se calculan sus mínimos locales, que se filtran con la señal de ECG para encontrar el punto del primer R recorriendo la señal mediante una ventana de tamaño determinado y definiendo en mínimo local de mayor amplitud que corresponde a la localización temporal de los puntos R.

Una vez localizado el vector de puntos R de la señal, se procede a determinar la posición de los puntos Q. El primer paso consiste en calcular los máximos locales del primer nivel de la Transformada Wavelet, para filtrar estos datos con la señal de ECG. Para cada ciclo cardiaco se encuentra el máximo local anterior al punto R, que corresponde al inicio del complejo QRS.

Para la ubicación del final de la onda T se realiza un procedimiento similar al descrito en el párrafo anterior, sin embargo, es de gran importancia eliminar el complejo QRS. Este procedimiento consiste en el cálculo de la distancia ente el punto Q y R de cada ciclo cardiaco. Los valores de la onda comprendidos entre el punto Q y el doble de esta distancia se convierten en cero, por tanto, se tiene una señal con la información de las ondas T y P solamente. Con el primer nivel de la Transformada Wavelet Continua se calcula los máximos y mínimos locales, que posteriormente se

filtran con la señal. El máximo de la onda T corresponde al mínimo local con mayor amplitud y el final al máximo local inmediatamente siguiente del punto máximo de T.

3. Resultados

La implementación de los métodos se desarrolló en el software Matlab 2017^a. En este capítulo se describen los dos algoritmos que se llevaron a cabo en este proyecto con el fin de obtener los indicadores temporales del intervalo QT. Se presenta también la evaluación del desempeño validada con respecto a la valoración de un experto. Adicionalmente se muestra la interfaz gráfica de usuario que enfoca este trabajo a la población interesada en el estudio de cardiopatías de pacientes neonatos.

3.1 Algoritmos

Los algoritmos que demarcan el intervalo QT se basan en los métodos descritos en el capítulo anterior, sin embargo, fue necesario realizar cambios en ellos para garantizar la correcta identificación de los puntos de interés. Ello debido a que se debe tener en cuenta las consideraciones de la señal de ECG. Del mismo modo, la revisión de la base de datos también fue indispensable para determinar variaciones en la morfología de las ondas con respecto a los registros de la señal de ECG en adultos.

Los algoritmos de detección del inicio del intervalo QT no necesitaron cambios con respecto a los planteados por Sáenz (2012) y Escolá (2009). Por el contrario, en los métodos para hallar el final del intervalo fue preciso considerar todos los casos en las variaciones de la onda T que se presentan en el ECG neonatal.

Los métodos en los que se basa este trabajo suponen ondas T con morfología positiva que se presentan en la mayoría de los casos de las señales, pero también se encontraron morfologías negativas y bifásicas, a esto se suman las ondas T planas y el solapamiento del final de la onda T con el inicio de la onda P. En la Figura 6 se observa una recopilación de las diferentes morfologías de onda T contenidas en la base de datos.

Teniendo en cuenta la variedad de morfologías de la onda T y con el fin de garantizar un mejor desempeño de software, se observaron las derivaciones en las que se recomienda tomar la medida del intervalo QT (Schwartz *et al.*, 2002) y se escogió la que mejores condiciones presentaba en cuanto menor cantidad de espurios en la señal, definiendo que la derivación precordial V5 sería la estudiada en este análisis.

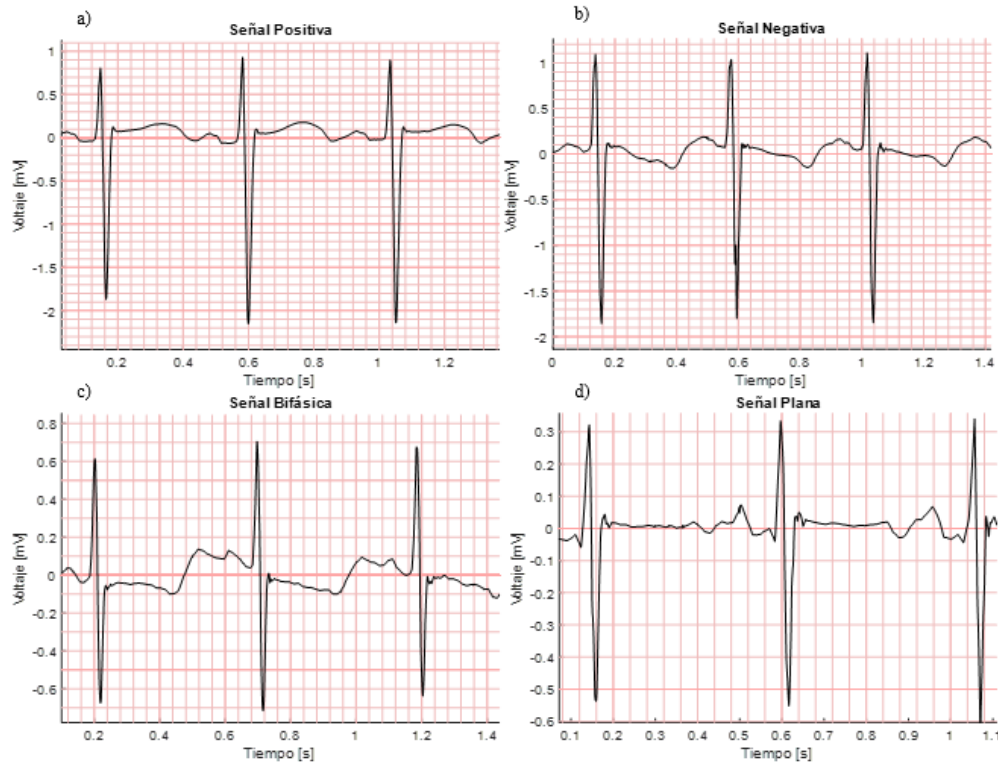


Figura 6: Morfologías de onda T. a) Onda T positiva. b) Onda T negativa. c) Onda T bifásica. d) Onda T plana.

Seguidamente se muestran el diseño de los algoritmos implementados, considerando los cambios necesarios para su funcionamiento exitoso.

3.1.1 Algoritmo 1 El primer paso de ambos algoritmos consiste en cargar la señal, teniendo en cuenta que la primera letra representa el tiempo en que se tomó el registro (A= a las 24 horas de nacido, B = a la semana, C = al mes de nacido) y, teniendo en cuenta que los siguientes tres caracteres hacen referencia al número del paciente. Seguidamente se escoge el canal que se desea analizar, que como ya se mencionó para este trabajo corresponde a la derivación precordial V5.

En la demarcación de los puntos *R* se aplica la Transformada Wavelet Continua para obtener los mínimos locales que permiten su localización en una ventana de 47 [ms]. Este valor se definió

observando las señales con mayor frecuencia cardiaca para garantizar la detección de todos los ciclos, pero no es suficiente encontrar el mínimo local con mayor amplitud porque es posible localizar valores que no corresponden al QRS (falsos positivos). Por esta razón el vector pasa por una serie de etapas de decisión para determinar si se trata realmente de un punto R o para ver si es ruido o se trata de una onda T con amplitud elevada. La primera etapa de decisión consiste en un análisis de amplitud de los mínimos localizados, determinando como verdaderos aquellos que superaran un umbral. El segundo consiste en un cálculo de la distancia promedio entre los picos del QRS. Con estas medidas se detectaron de forma acertada los valores de R.

Posteriormente, la delimitación del inicio del complejo QRS consiste en encontrar el máximo local anterior a R, sin embargo, también fue necesario definir criterios para reducir el error, como la amplitud máxima del punto Q. Un proceso similar se llevó a cabo para definir el final del QRS, donde éste corresponde al máximo local inmediatamente siguiente a R. Con estos datos se elimina el complejo QRS de la señal para realizar a continuación el análisis de la onda T.

Como ya se ha mencionado, la localización del final de la onda T representa un reto debido principalmente a las variaciones en su morfología, por tanto, el algoritmo propuesto en Sáenz (2012) solo sería útil para ondas T positivas. Para acertar en la ubicación del final de la onda T fue preciso definir correctamente el punto máximo de la onda T que depende de su morfología, por lo tanto, fue indispensable tener un punto de partida para establecer correctamente la ventana de tiempo donde se busca el máximo de T. El método que se planteó para solventar esta dificultad consiste en la marcación del máximo de la onda P de la señal, ya que según estos puntos se define el final de la ventana de búsqueda del máximo de la onda T. La onda P coincide con el máximo local anterior a Q y para verificar que no se trate de un falso positivo, se usa el criterio de la derivada, comprobando que su valor sea cero en el valor definido como máximo de la onda P.

El máximo de la onda T corresponde entonces a el máximo local positivo más cercano a la onda P entre el final del QRS y el punto máximo de la onda P. Se procede a la búsqueda del final de la onda T, que está dada por los mínimos locales del primer coeficiente de la Transformada Wavelet y el proceso de selección depende de las variaciones en la onda T.

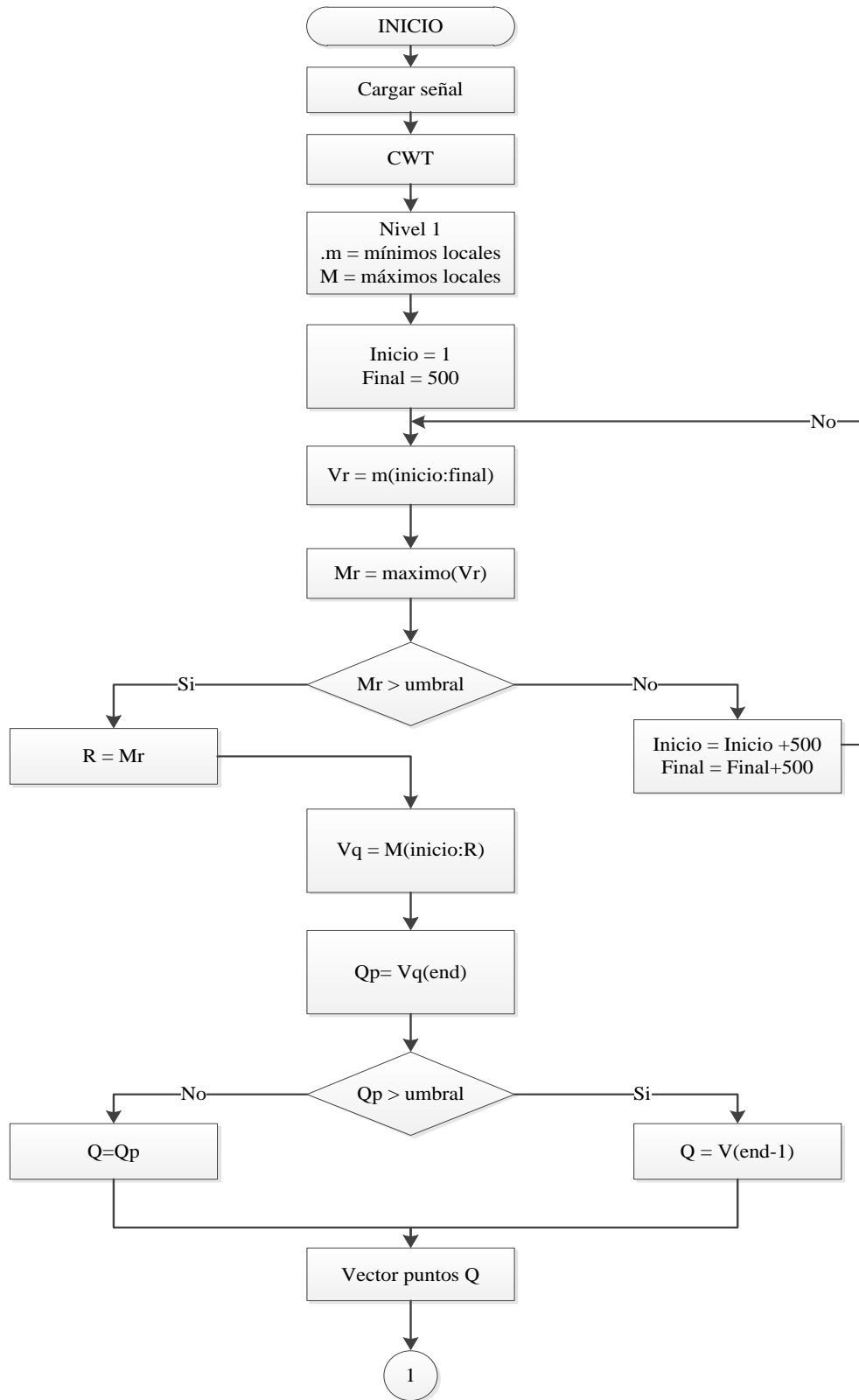


Figura 7: Diagrama de flujo Puntos Q algoritmo 1

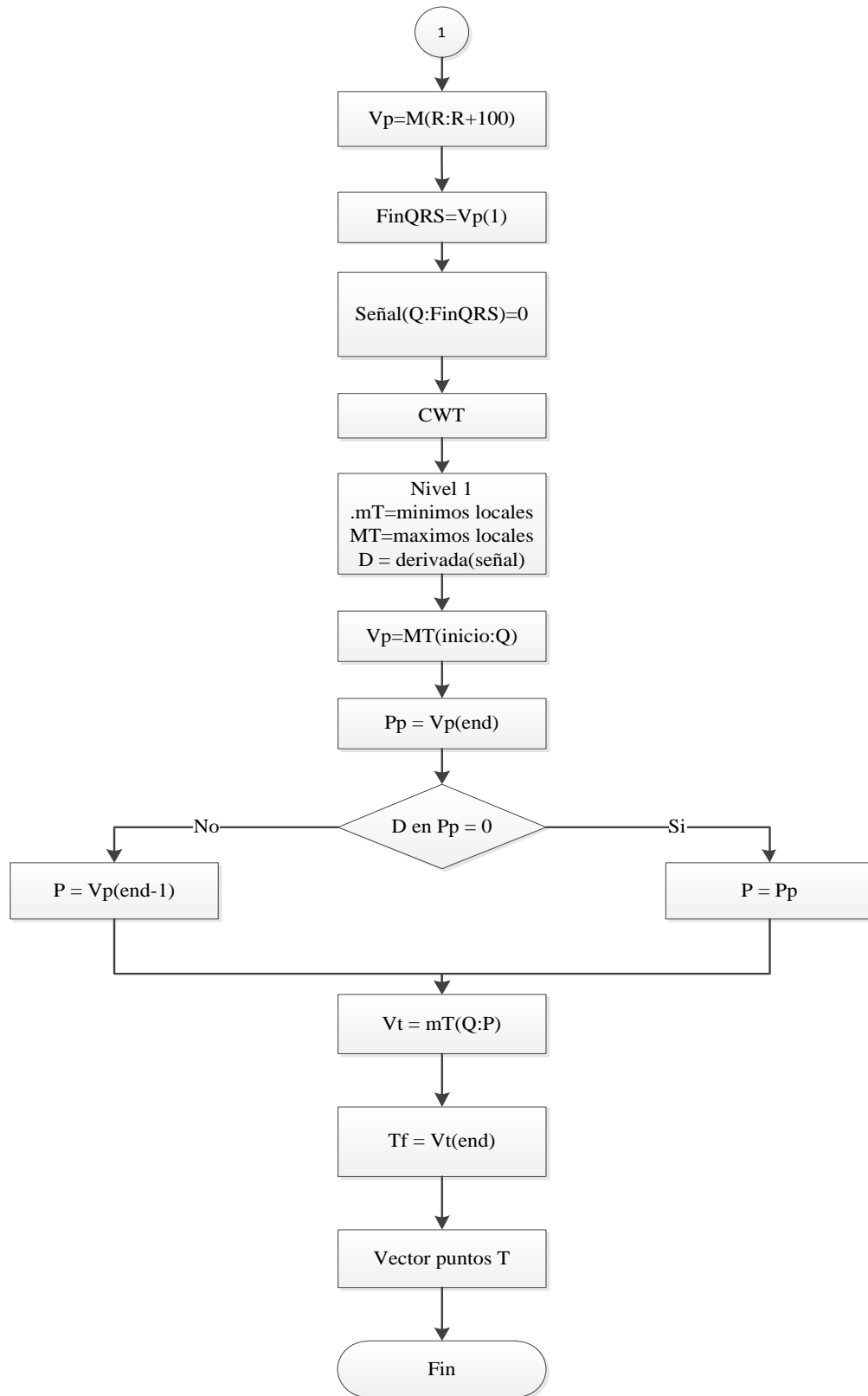


Figura 8: Diagrama de flujo Puntos T algoritmo 1

3.1.2 Algoritmo 2 Para la detección del punto Q se implementa el método de Pan Tompkins descrito en el apartado anterior. Los filtros se diseñaron con la herramienta Filter Designer de la toolbox de Matlab, el filtro pasa bajas tiene una frecuencia de corte de 45 [Hz] y el pasa altas de 0.5 [Hz]. La frecuencia de muestreo de ambos filtros es de 1200 [Hz]. En la etapa de integración de la señal se realizaron algunos cambios respecto al algoritmo descrito, debido a que el punto deseado consiste en el inicio de complejo QRS, y al realizar la integral de la señal, se observó que en esta etapa el punto correspondiente a Q presentaba un cambio abrupto en la pendiente de la señal, donde ésta pasaba de tener una pendiente cercana a cero a una positiva. Para localizar el inicio del complejo QRS se hallaron los cambios bruscos en la pendiente de la señal que cumplieran esta característica. Con el fin de garantizar la no detección de falsos positivos, se estableció un juicio de exclusión para todos los puntos detectados en una ventana de 0.17 [s] a partir del primer punto localizado. El resultado de este proceso es un vector cuyas coordenadas en x representan la localización temporal de los puntos Q, y las coordenadas en y su amplitud. En la Figura 9 se presenta el diagrama de la localización de los puntos Q por el algoritmo 2.

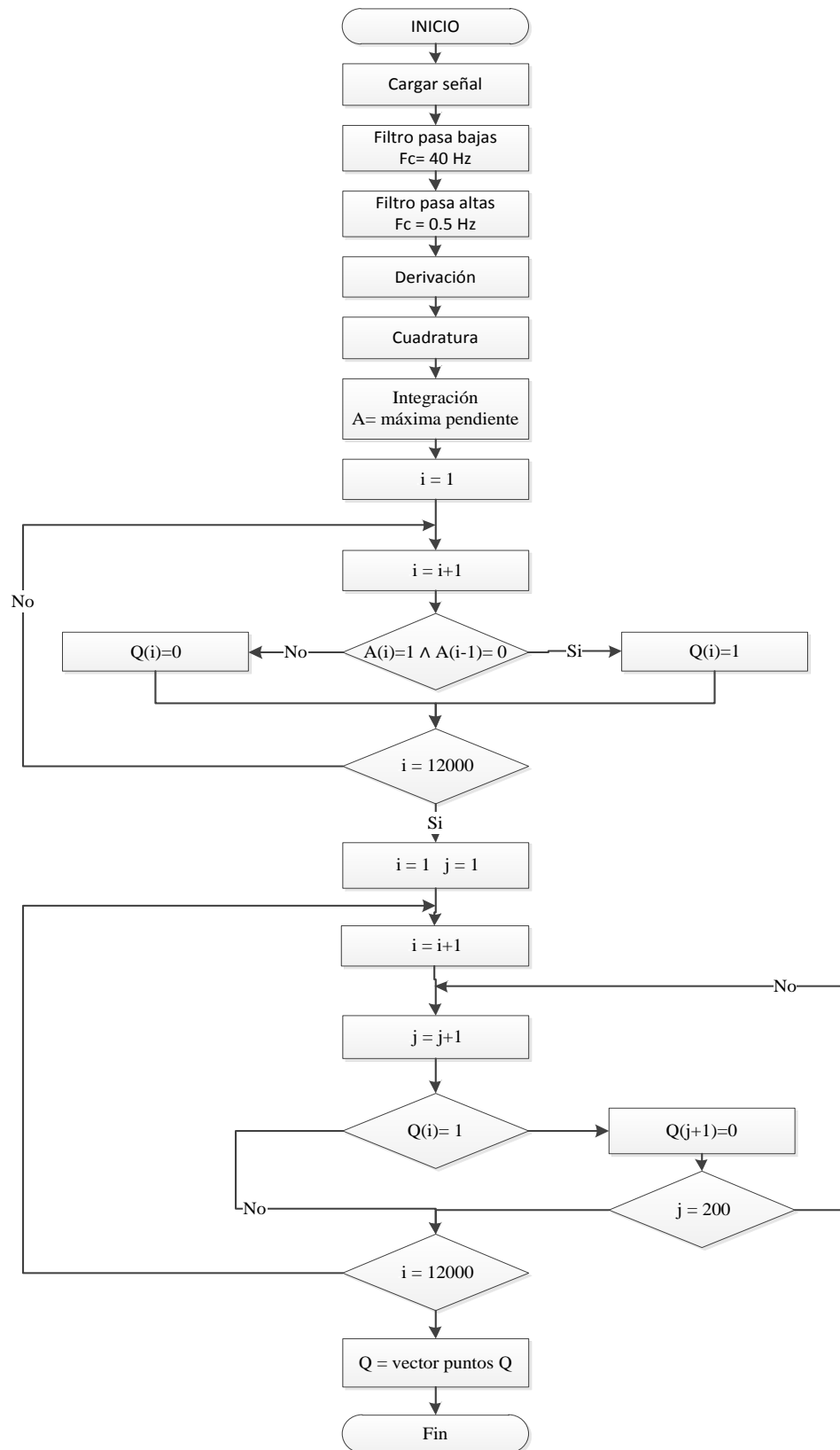


Figura 9: Diagrama de flujo Puntos Q algoritmo 2

Una vez localizado el inicio del complejo QRS se procede a la localización del final de la onda T. Para esta tarea se implementa el método de la pendiente descrito en la sección 2.2. El primer paso consiste en la localización del punto máximo de la onda T, para ello se demarca en final del complejo QRS en una ventana de tiempo de 7 [ms] después del punto Q, para obtener la señal de ECG sin el complejo QRS. A partir de este punto se define una ventana de tiempo para localizar el máximo de la onda T, considerando que puede ser positivo o negativo, en Hermans *et al.* (2017) la ventana para la localización del punto de interés es de $R + 50 \text{ ms}$ y $R + 0.7RR$, sin embargo, estos valores no dieron resultados favorables en las señales de la base de datos estudiadas, sobre todo en aquellas donde la morfología de la onda T era bifásica, por esta razón fue necesario definir un intervalo de tiempo dependiente de la morfología de la onda. La solución consistió en la demarcación del punto máximo de la onda P, definiendo el último cruce por cero de la derivada de la señal, en una ventana de tiempo desde el final del QRS del ciclo actual hasta el punto Q del ciclo siguiente.

El final de la ventana para localizar el máximo de la onda T fue el punto máximo de la onda P. Con esta ventana de tiempo se encontró el valor deseado hallando el último cruce por cero de la derivada de la señal de ECG. Seguidamente se determinó el punto de pendiente máxima de la onda T, con una ventana desde el pico de T hasta este punto más 23% de RR de la derivada de la señal. Por último, se trazó la recta tangente a la señal. El final de la onda T corresponde a la intersección de la pendiente con la señal de ECG, debido a que en la base de datos hay ondas T con morfología positiva, negativa y bifásica. En este punto se tiene toda la información de interés para el cálculo del intervalo QT, ya que se han localizado y almacenado los punto Q y T de la señal, el valor del intervalo consiste en la resta del inicio del QRS al final de la onda T de cada ciclo cardiaco. En la Figura 10 se muestra el diagrama de flujo para la detección del final de la onda T.

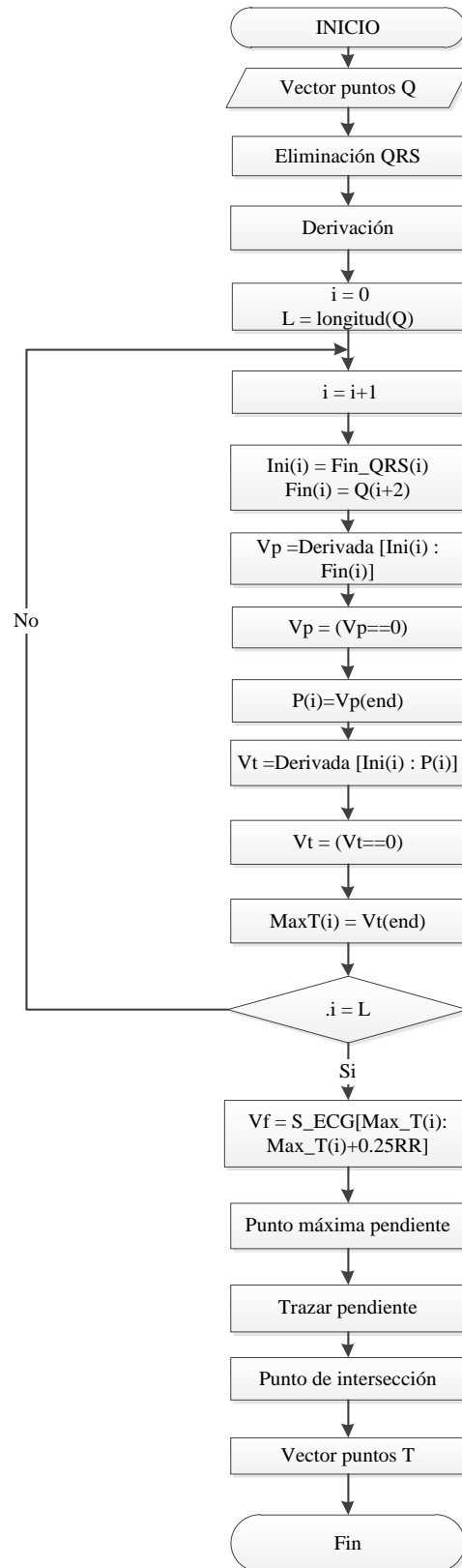


Figura 10: Diagrama de flujo Puntos T algoritmo 2

3.2 Validación

La validación hace referencia a la capacidad de la herramienta para medir correctamente la variable deseada. La validez se evalúa comparando los resultados obtenidos mediante el software con los de un patrón de referencia que identifica el diagnóstico real y es indispensable basarse en estudios de pruebas diagnósticas que permiten inferir el grado de acuerdo entre los métodos de medición. En este trabajo los datos de referencia se obtuvieron por medio del método manual con la valoración de un experto.

Para la comparación de los datos se tomaron 30 señales de cada periodo de tiempo (24 horas, 1 semana, 1 mes) de manera aleatoria, que corresponden a los mismos pacientes con el fin de analizar la evolución del comportamiento del intervalo QT. Los resultados de cada periodo de registro de la señal se evaluaron por aparte y se descartaron las señales (o ciclos cardiacos) en los que el final de la onda T era muy confuso de definir para el experto por no tener la certeza de contar con una medida de referencia correcta.

La validación se realizó por medio del método estadístico propuesto por Bland-Altman ideal para analizar gráficamente la concordancia entre dos métodos de diagnóstico. Consiste en la gráfica de las diferencias de las mediciones de dos observadores, frente al promedio de las dos mediciones. La grafica contiene dos líneas que representan los límites de acuerdo del 95% y se espera que este porcentaje de los puntos se encuentren en los límites de concordancia (Simancas y Arévalo, 2017).

Se obtuvo un gráfico Bland-Altman por cada tiempo de toma del registro de la señal y a su vez uno por cada método, utilizando el programa Excel.

Para interpretar el gráfico Bland-Altman, se espera que, si se escoge una muestra al azar, la diferencia entre los dos métodos se encuentre entre los límites de concordancia con un 95% de probabilidad. Si el valor está entre los límites y la diferencia con los datos de referencia no es clínicamente relevante, se puede decir que el método funciona. Desde la Figura 11 hasta la Figura 16 se aprecia el gráfico Bland-Altman para cada uno de los métodos en los distintos tiempos de la toma de la señal. La mayoría de los datos se encuentran dentro de los límites de concordancia para cada caso, sin embargo, las diferencias entre datos en las primeras 24 horas son mayores que en las señales de una semana y un mes. Se aprecia que el valor del intervalo QT es mayor en las primeras 24 horas presentando valores entre 200 y 400 [ms] y disminuye hasta los 320 [ms] en el primer mes. Estos valores de QT se encuentran entre los límites de normalidad reportados en neonatos (Schwartz *et al.*, 2002).

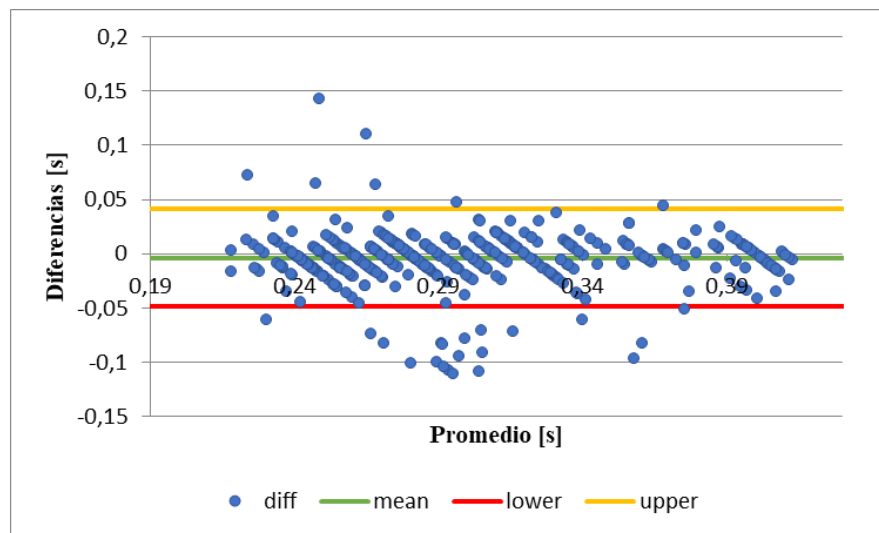


Figura 11: Gráfico Bland-Altman (24 horas- Algoritmo 1)

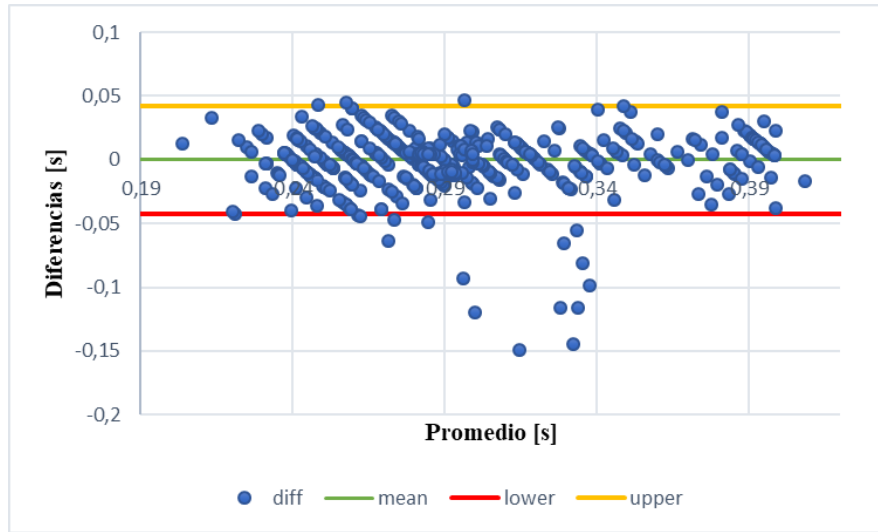


Figura 12: Grafico Bland-Altman (24 horas- Algoritmo 2)

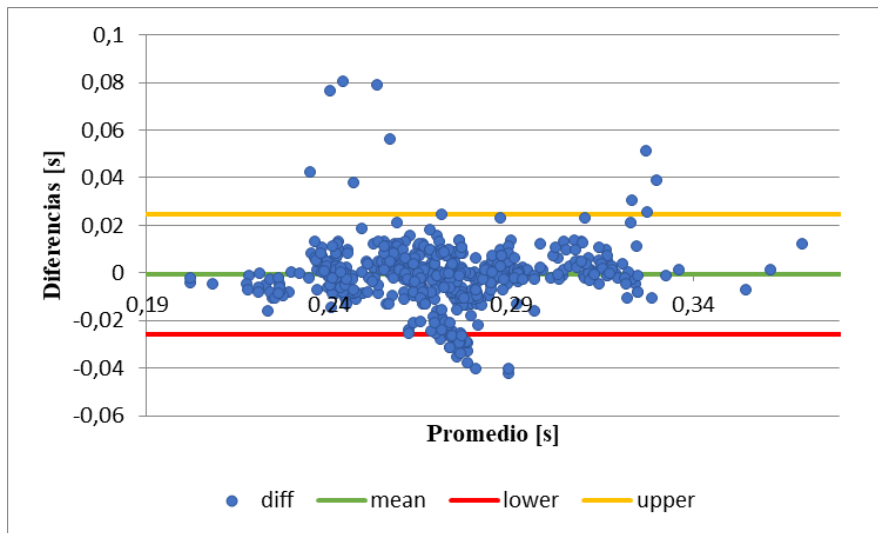


Figura 13: Grafico Bland-Altman (1 semana - Algoritmo 1)

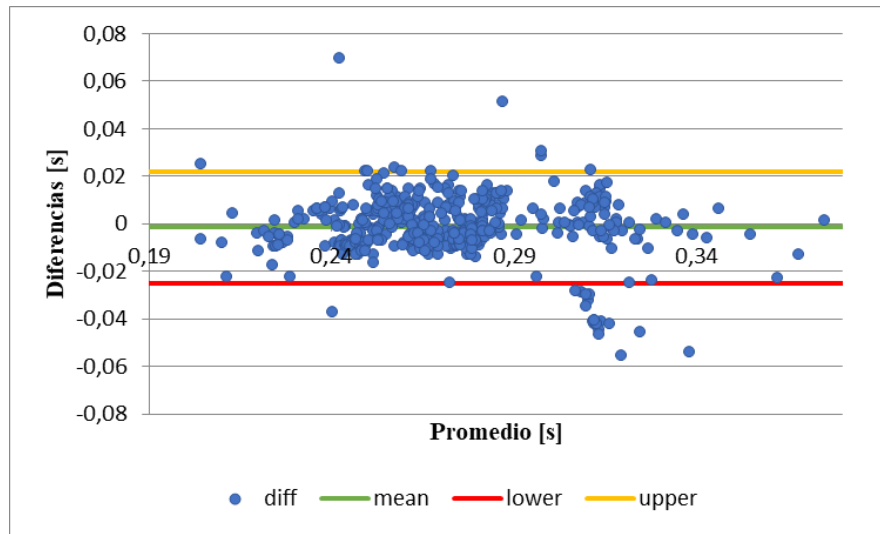


Figura 14: Grafico Bland-Altman (1 semana - Algoritmo 2)

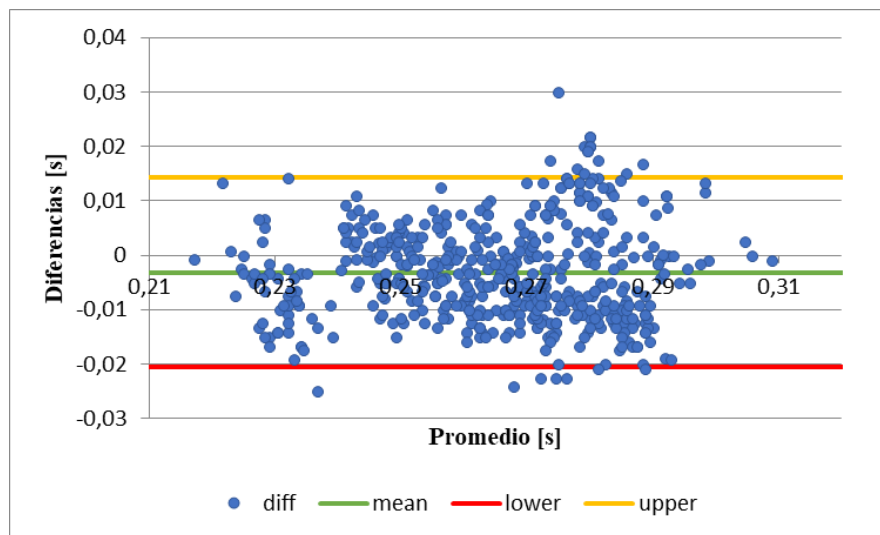


Figura 15: Grafico Bland-Altman (1 mes- Algoritmo 1)

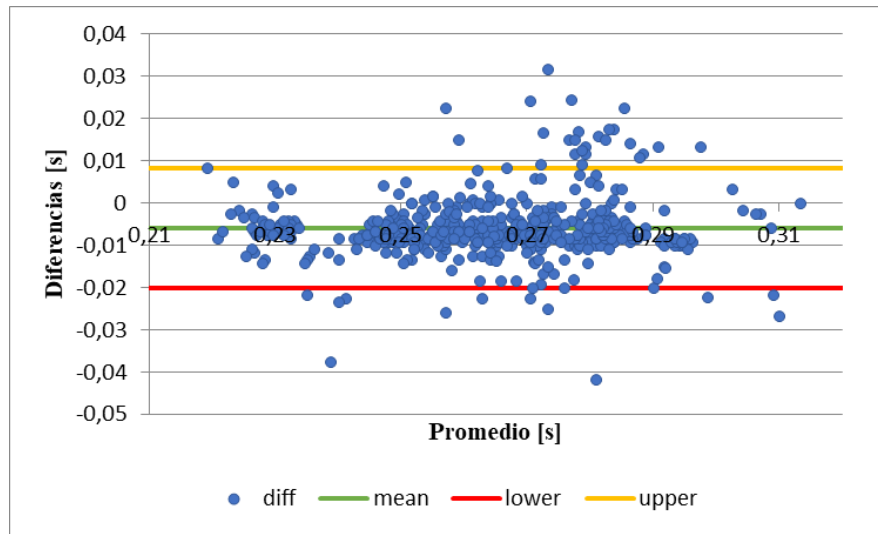


Figura 16: Grafico Bland-Altman (1 mes- Algoritmo 2)

Adicionalmente se calculó el coeficiente de correlación interclase (CCI), una medida estadística que determina el grado de concordancia de observaciones hechas por diferentes métodos y describe la proporción de la variación entre las medidas. Para interpretar el CCI se usó la Escala de Landis y Koch (Feinstein y Kramer, 1981), que califica el porcentaje de concordancia en seis categorías: menor al 0% concordancia pobre, del 0% al 20% concordancia leve, del 21% al 40% concordancia regular, del 41% al 60% concordancia moderada, del 61% al 80% concordancia sustancial y del 81% al 100% concordancia casi perfecta.

Tabla 1:

Validación de los resultados (CCI)

CCI	24 HORAS	1 SEMANA	1 MES
ALGORITMO 1	89%	88%	87%
ALGORITMO 2	87%	90%	88%

Se observa que los dos algoritmos presentan una concordancia casi perfecta en los tres tiempos de toma de la señal.

3.3 valuación de desempeño

La evaluación de desempeño comienza por la cuantificación de la magnitud de detección correcta de los puntos de interés. Es un análisis general de la confiabilidad de los resultados que se obtienen mediante los algoritmos implementados para definir la probabilidad con la que el programa detecta el intervalo QT cuando está presente y no se equivoque al realizar dicha detección. El desempeño se evalúa calculando el grado de sensibilidad, para ello es necesario abordar los siguientes conceptos: VP (Verdaderos positivos) el programa detecta una variable cuando el experto lo hizo y FN (Falsos negativos) el programa detecta una variable cuando el experto no lo hizo.

La sensibilidad se refiere a la probabilidad de catalogar correctamente una variable media, dicho de otro modo, la probabilidad de una detección del intervalo cuando está presente. La ecuación para calcular este parámetro es:

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \cdot 100 \quad (3)$$

Los resultados se compararon con los datos de referencia y se tomaron como acertados aquellos cuyo error absoluto fue inferior a 15 [ms], por sugerencia del experto.

Para realizar la evaluación se determina que el software detecte el intervalo QT cuando el experto lo detectó y en el lugar donde éste determinó, de este modo, si la herramienta detecta una variable donde el experto dicta, se cataloga como un verdadero positivo, de lo contrario se trata de un falso negativo. En la Tabla 2 y 3 se muestra el cálculo de la sensibilidad para cada tiempo de registro de la señal, tomando 30 señales en cada uno de ellos.

Tabla 2:

Sensibilidad algoritmo 1

<i>TOTAL</i>	24 HORAS	1 SEMANA	1 MES
<i>V.P.</i>	441	461	492
<i>F.N.</i>	103	73	49
<i>SENSIBILIDAD</i>	81%	86%	91%

Tabla 3:

Sensibilidad algoritmo 2

<i>TOTAL</i>	24 HORAS	1 SEMANA	1 MES
<i>V.P.</i>	431	478	498
<i>F.N.</i>	113	56	43
<i>SENSIBILIDAD</i>	79%	89%	92%

3.4 Interfaz gráfica

Como producto final de este trabajo se presenta una interfaz gráfica de usuario con el fin de orientar el proyecto a la comunidad interesada en el estudio de cardiopatías pediátricas. La interfaz permite escoger el tiempo de registro de la señal, el paciente y el método con el que se desea realizar la detección del QT. Los resultados se presentan en forma gráfica y escrita. Debido a que este software no es una herramienta de diagnóstico, si no, de apoyo para profesionales e interesados en el área de cardiopatía neonatal es posible modificar los datos a criterio del experto. Adicionalmente, los datos se pueden guardar en *Excel* para su análisis.

La grilla que se visualiza cuando se cargan las señales es similar al papel usado en electrocardiografía, donde las separaciones verticales se dan cada 40 [ms] y una vez pasan 0,2 [s] se tiene una línea más gruesa. Asimismo, las divisiones horizontales se encuentran cada 0,1 [mV]

y hay la línea más marcada se ve cada 0,5 [mV]. Estos valores dependen de la velocidad del papel que en la toma de estas señales fue de 25 [mm/s].

En la Figura 17 se muestra una imagen de la interfaz. El manual de usuario se detalla en el apéndice A.

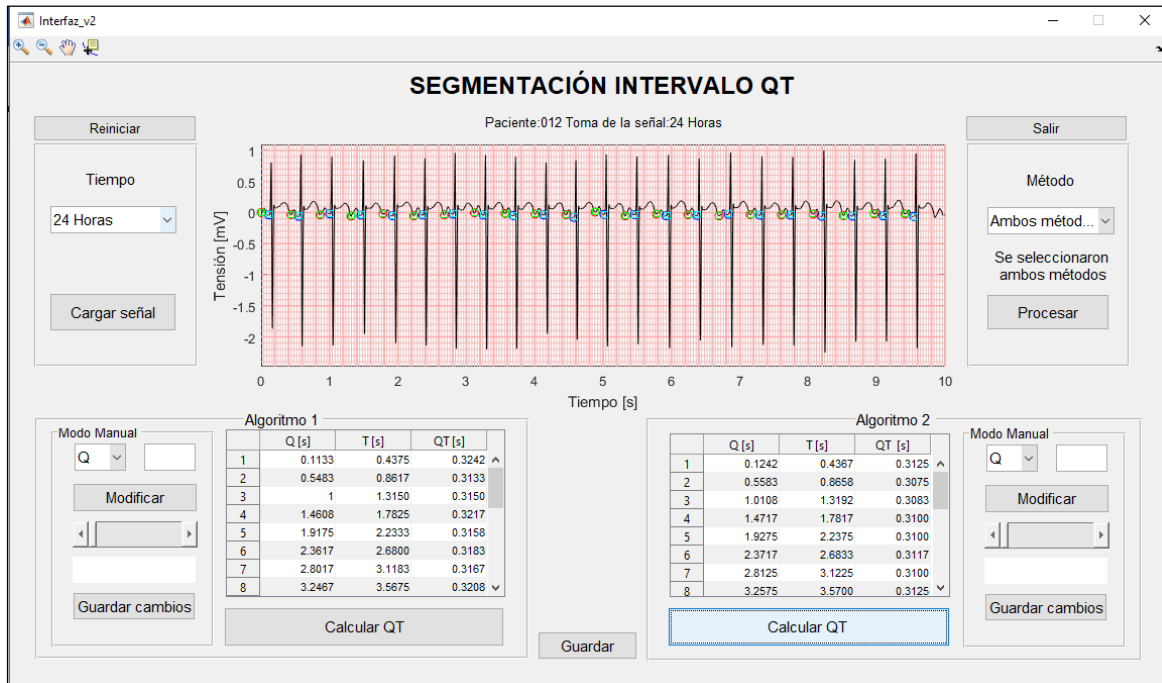


Figura 17: Interfaz gráfica

4. Conclusiones

- Se diseñaron dos algoritmos de detección y medición del intervalo QT en registros de ECG neonatales, por medio de la Transformada Wavelet, el método de Pan Tompkins y el método de la pendiente. Estos algoritmos tienen la capacidad de localizar los puntos Q y T y de medir

sus amplitudes. Se encontraron diferencias significativas entre las morfologías de ondas T descritas para pacientes adultos y las de pacientes neonatos contenidas en la base de datos, lo que supuso un cambio en los algoritmos para la correcta delimitación del intervalo QT.

- Los algoritmos de segmentación de QT mostraron una detección correcta en el canal analizado. Los errores en los datos se introducen cuando el final de la onda T está contaminado con ruido o cuando su morfología es controvertible.
- En las señales de ECG de adultos tanto para el método de la transformada wavelet como para el método de la pendiente, el coeficiente de correlación intercalase (CCI) es del 95%. En contraste, en pacientes neonatos el CCI en el caso del algoritmo basado en la Transformada Wavelet es del 89%, 88% y 87% para los tiempos de registro de 24 horas, 1 semana y 1 mes, respectivamente. En el algoritmo basado en el método de la pendiente el CCI es del 87%, 90% y 88%, para los tiempos de registro de 24 horas, 1 semana y 1 mes, respectivamente. Por tanto, desde el punto de vista de concordancia, el método de la pendiente es mejor, pero desde el punto de vista de sensibilidad el método de la Transformada Wavelet presenta mejores resultados.

5. Recomendaciones

- La Transformada Wavelet presenta mejores resultados en cuanto a sensibilidad y el método de la pendiente es mejor desde el punto de vista de concordancia, se propone implementar

un algoritmo que fusione los dos métodos para mejorar el desempeño de detección de QT en el electrocardiograma neonatal.

- Las variaciones en la morfología en la onda T del ECG pediátrico se deben considerar para delimitar de forma correcta el intervalo QT, se sugiere la implementación de técnicas más avanzadas capaces de clasificar este parámetro.

Referencias bibliográficas

- Basamad Z. (2010). QT Interval: The proper measurement techniques. University of Alberta. Department of Cardiology. *Shiraz E Medical Journal*, 11(2), 97-101.
- Duque E. (2009). Medición de intervalos temporales en la señal ecg utilizando Transformada Wavelet. Universidad Tecnológica de Pereira. *Scientia et Technica*, 49-54.
- Escolá, J. (2009). Análisis e implementación de algoritmo de detección del complejo QRS en tiempo real. *Universidad Tecnológica Nacional*.
- Feinstein R., Kramer Michael S. (1981). The Biostatistics of concordance. *Clinical biostatistics LIV*. 29, 111–123.
- Hermans B., Vink A., Bennis F., Filippini L., Meijborg V., Wilde A.,... Delhass T. (2017). The development and validation of an easy to use automatic QT-interval algorithm. *PLOS ONE* 12(9).
- Iscan, M., Sariozkan, S., Yilmaz, A., & Yilmaz C. (2017). Multilead QT Interval Analysis Algorithm Based on Continuous Wavelet Transform. *4th International Conference on Electrical and Electronics Engineering*.
- Liebman, J. (2010). The normal electrocardiogram in the newborn and neonatal period and its progression. *Journal of electrocardiology*. 43(6),524-529.
- Páez, N., y Salgar, J. (2006). Detección de singularidades y puntos característicos de la señal electrocardiográfica neonatal por medio de la transformada Wavelet. *Trabajo de investigación de pregrado en Ingeniería Electrónica UIS*.
- Rueda, O., Trigos, P., Mora, V., Velandia, J., Becerra, P., Otero, A.,...Duarte, C. (2009). Hallazgos electrocardiográficos en una muestra de neonatos sanos de la ciudad de Bucaramanga. *Revista médica sanitas*. 12(4), 44-55.

- Rueda, O., y Duarte, C. (2006). Cambios evolutivos en los trazos electrocardiográficos en los neonatos normales de la ciudad de Bucaramanga. *Proyecto de investigación en el área de clínica básica, Universidad Industrial de Santander.*
- Sáenz E. (2012). Caracterización de una señal ECG mediante un análisis automático. Universidad Pública de Navarra. *Trabajo de investigación de maestría en Ingeniería Biomédica.*
- Sánchez M., Montero R. (2007). Construcción de una base de datos de señales electrocardiográficas y datos clínicos de pacientes con diagnóstico de diabetes mellitus, enfermedad cerebrovascular, infarto agudo de miocardio y/o arritmia cardiaca; y medición de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en dicho grupo de pacientes. *Trabajo de investigación de pregrado en Ingeniería Electrónica UIS.*
- Schwartz P., Garson A., Paul T., Stramba-Badiale M., Vetter V. L., Villain E., & Wren C. (2002). Guidelines for the interpretation of the neonatal electrocardiogram. Elsevier Science Ltd on behalf of The European Society of Cardiology. *European Heart Journal*, 23(17), 1329-1344.
- Simancas M., Arévalo L. (2017). Desempeño de cuatro métodos estadísticos para evaluación de la concordancia prueba-reprueba de variables continuas en una muestra. *Revista Biosalud*, 16(1), 19-29.
- Zhou, X., Zhu, X., Wang, H., & Wei, D. (2010). Measurement of QT Interval Prolongation: a Comparative Evaluation of Six Algorithms Using Simulated Electrocardiograms. *Biomedical Information Technology Lab the University of Aizu.*

Apéndices

Apéndice A. Manual de usuario de la herramienta de detección de QT

El primer paso para el uso de la herramienta de detección automática del intervalo QT, consiste en iniciar MATLAB y comprobar que se encuentre en la carpeta *IntervaloQT* donde se está el paquete de señales y códigos necesarios para ejecutar la interfaz.

Para dar inicio al software, se debe digitar en el *Command Window* de MATLAB: *Interfaz_v2* y oprimir la tecla *Enter*. Inmediatamente surge la interfaz gráfica de usuario (Figura 18).

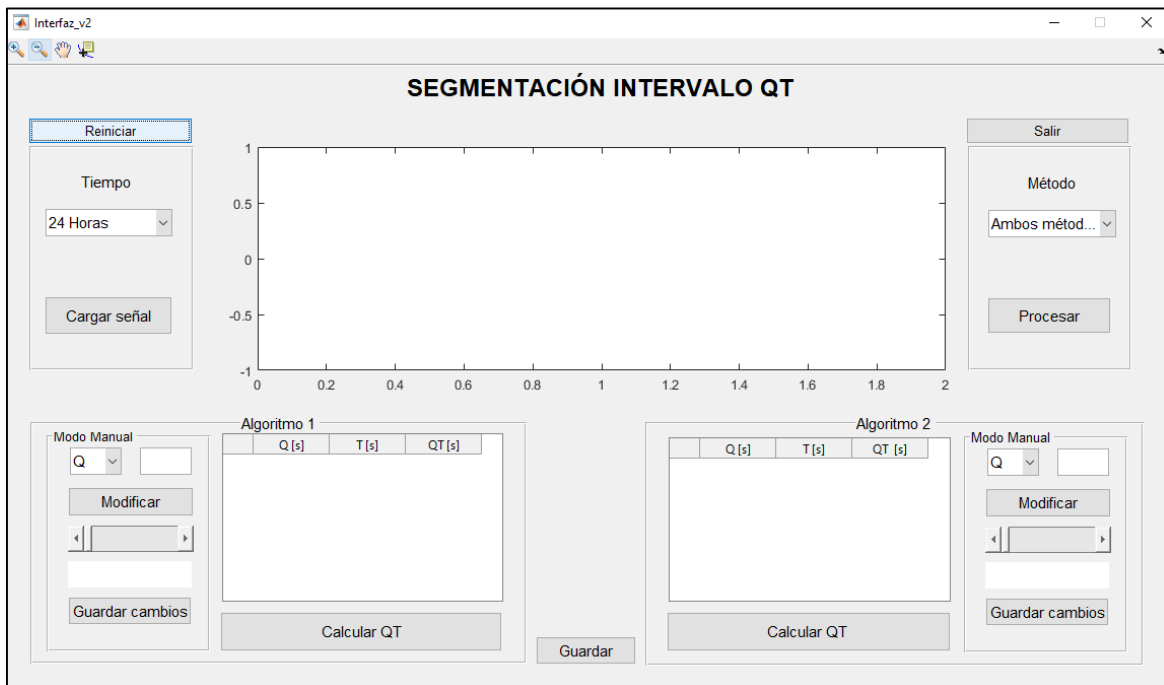


Figura 18: Herramienta de detección del QT

El usuario tiene la posibilidad de seleccionar el tiempo de registro de la señal (24 horas, 1 semana o un mes). Si no se escoge el tiempo la herramienta toma por defecto 24 horas. Asimismo, es necesario escoger el registro que se quiere analizar, teniendo en cuenta que hay 120 pacientes. Para este paso se da clic a el botón *Cargar señal* y el programa despliega una ventana en la que se muestra la lista de señales entre las que se puede escoger. Una seleccionada, se grafica la señal y en la parte superior se muestra el tiempo y paciente que se está analizando.

El paso siguiente consiste en escoger el método de detección del QT, para ello hay un menú desplegable con las opciones: WT, SLOPE o Ambos métodos. En este punto ya es posible iniciar el análisis de la señal, dando clic al botón *Procesar*.

La herramienta muestra los resultados gráficos y numéricos dependiendo del método seleccionado como se observa en la Figura 19.

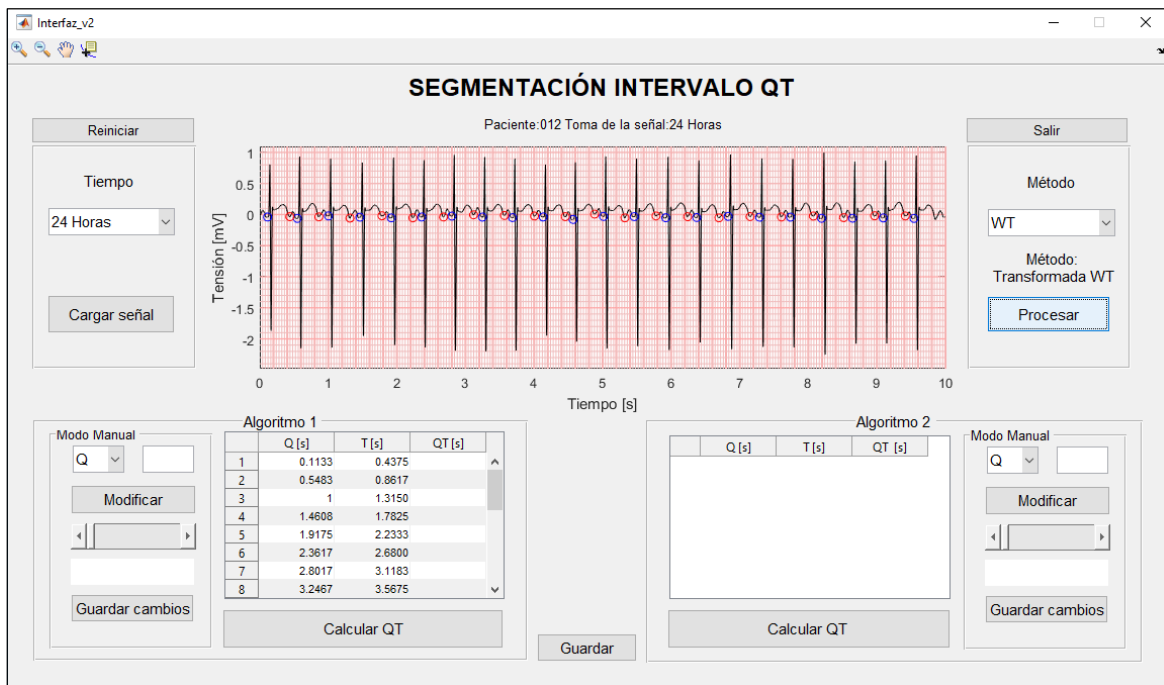


Figura 19: Ejemplo de interfaz gráfica

Para este ejemplo, se seleccionó el método de la Transformada Wavelet, por ello los campos pertenecientes al algoritmo 2 están vacíos.

La herramienta cuenta con un modo manual que permite modificar los datos a criterio del experto. Cada algoritmo tiene por separado esta opción. Para editar los datos manualmente es necesario identificar el punto que se quiere alterar (Q o el final de T) y el ciclo cardíaco. De este modo si se desea cambiar el dato del tercer ciclo del final de la onda T, se escoge la opción *T*, en el menú desplegable y se digita el número 3, como se muestra en la Figura 20.

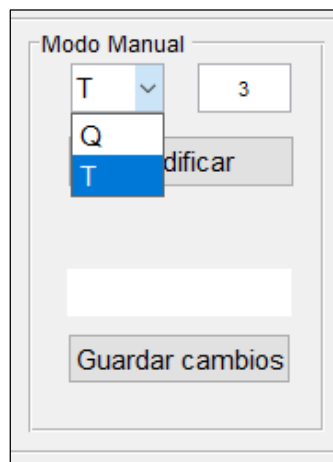


Figura 20: Editar datos en modo manual

Posteriormente se pulsa el botón *Modificar* para activar la opción de editar el valor, que aparece en el recuadro posterior (Figura 21).

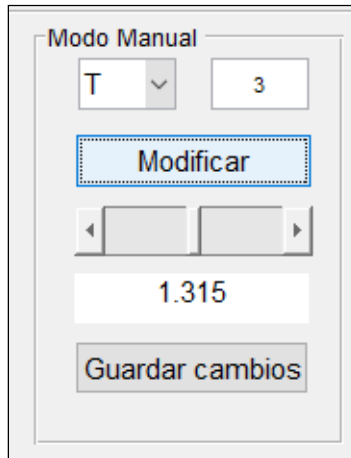


Figura 21: Modificar cambios de edición en modo manual

El dato que se muestra corresponde a la ubicación actual del final de la onda T en segundos. Es posible desplazarlo a la derecha o a la izquierda. Como se ilustra en la Figura 22.

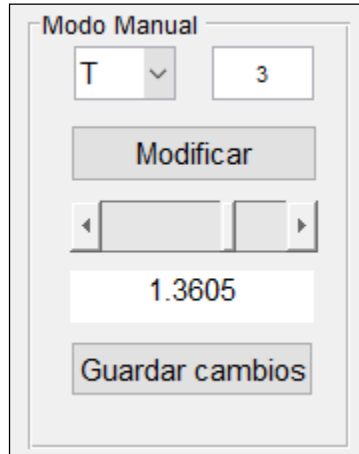


Figura 22: Guardar cambios de edición en modo manual

Una vez las modificaciones realizadas son satisfactorias para el profesional, se pulsa la opción *Guardar cambios* e inmediatamente en la tabla de datos y en la gráfica se modifica el valor editado.

En este punto es posible calcular el valor del intervalo analizado, dando clic al botón *Calcular QT*.

Los datos aparecen en la tabla.

	Q [s]	T [s]	QT [s]	
1	0.1217	0.4375	0.3158	^
2	0.5567	0.8617	0.3050	
3	1.0083	1.3438	0.3355	
4	1.4692	1.7825	0.3133	
5	1.9258	2.2333	0.3075	
6	2.3700	2.6800	0.3100	
7	2.8100	3.1183	0.3083	
8	3.2550	3.5675	0.3125	v

Calcular QT

Figura 23: Datos del intervalo QT

La herramienta cuenta con un botón de *Guardar* que exporta los datos a un documento de Excel y permite seleccionar la carpeta de destino. Adicionalmente se tiene el botón de reinicio para limpiar todos los campos de la interfaz, y un botón de salir.

En la parte superior derecha hay unas opciones que facilitan la visualización de los datos en la gráfica, se trata de una opción de zoom, de desplazamiento por la gráfica y de etiqueta de datos, ideales para hacer comparaciones entre los dos algoritmos o para identificar de forma más clara los puntos de interés si es necesario editar los datos. En la Figura 24 se observa un ejemplo de ello.

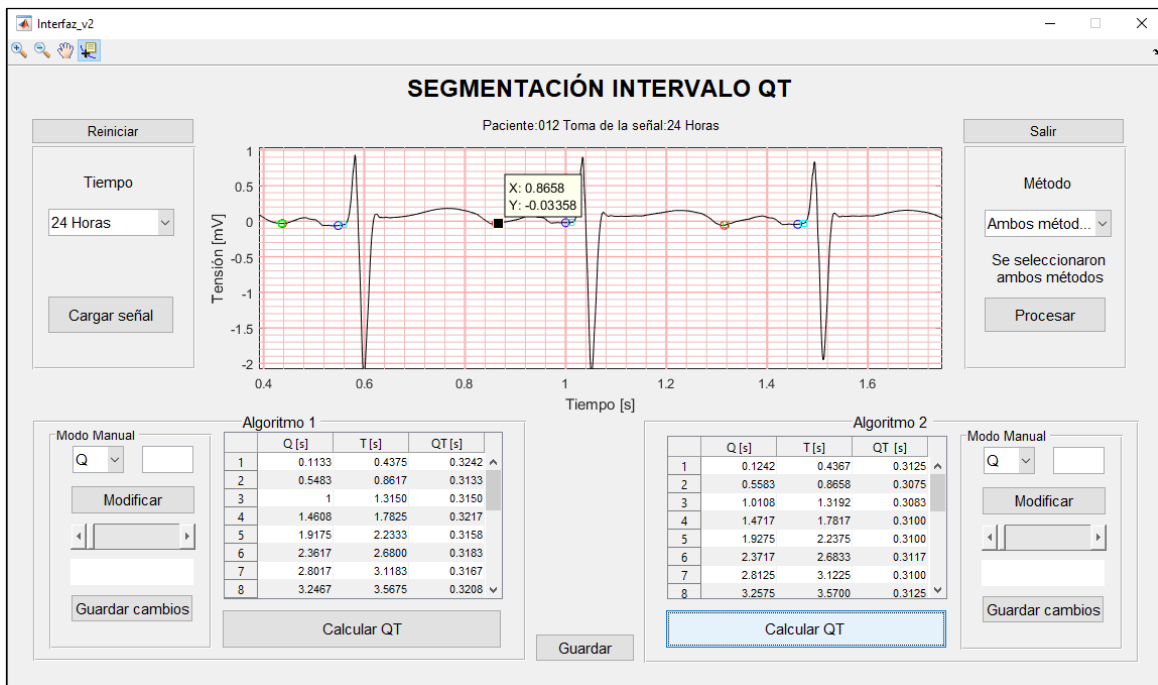


Figura 24: Ejemplo de las herramientas de ayuda en el modo gráfico.