

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/303875264>

GENERACION DE ALERTAS DE ANOMALÍAS CARDIACAS USANDO UN ALGORITMO INTELIGENTE HÍBRIDO

Conference Paper · October 2015

CITATIONS

2

READS

577

4 authors, including:



César Enrique Rose

Instituto Tecnológico de Hermosillo (ITH)

20 PUBLICATIONS 20 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Maria Trinidad

TRINIDAD CHACSINKIN YUCATAN

4 PUBLICATIONS 2 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Diseño de una Arquitectura para la Monitorización Domiciliaria Usando Variables Biomédicas y de Contexto para una Plataforma e-Salud: Aplicación en Pacientes con Patologías Cardíacas [View project](#)



Sistema de Gestión de Conocimiento para una División de Investigación y Educación Tecnológica [View project](#)

GENERACION DE ALERTAS DE ANOMALÍAS CARDIACAS USANDO UN ALGORITMO INTELIGENTE HÍBRIDO

César Enrique Rose Gómez, María Trinidad Serna Encinas
Instituto Tecnológico de Hermosillo
División de Estudios de Posgrado e Investigación
Avenida Tecnológico S/N, Colonia Sahuaro, Hermosillo, Sonora, México
Tel. (662) 2606500, Fax (662) 2606500
e-mail: {crose@ith.mx, tserna@ith.mx}

RESUMEN.

Las arritmias son problemas de la frecuencia cardiaca o del ritmo de los latidos del corazón. Durante una arritmia, el corazón puede latir demasiado rápido, demasiado lento o de manera irregular. La mayoría de las arritmias son inofensivas, pero algunas pueden ser graves e incluso poner en riesgo la vida. En este artículo se presenta una propuesta para la detección de algunas anomalías cardíacas y la generación automática de una alerta. El algoritmo propuesto utiliza una red neuronal que permite clasificar las arritmias bajo las clases establecidas por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI, por sus siglas en inglés) y un conjunto de reglas para la detección de algunas de ellas.

Palabras Clave: Arritmia cardiaca, red neuronal, sistema basado en reglas, alerta.

ABSTRACT.

Arrhythmias are problems in heart rate or rhythm of the heartbeat. During an arrhythmia, the heart can beat too fast, too slow or irregularly. Most arrhythmias are harmless, but some can be serious and even life threatening. In this paper a proposal for the detection of some cardiac abnormalities and automatically generating an alert occurs. The proposed algorithm uses a neural network for classifying arrhythmias under Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) classes and a set of rules to detect some of them.

Keywords: Arrhythmia, neural network, system based in rules, alert.

1. INTRODUCCIÓN.

De acuerdo al INEGI [1], hace 70 años las principales causas de muerte en México eran las enfermedades transmisibles como, parásitos e infecciones en el aparato digestivo o respiratorio. Estos padecimientos se controlaron o erradicaron con el incremento de hospitales y médicos, así como por las campañas de vacunación. Entre 1960 y el año 2000 el número de muertes por este tipo de enfermedades disminuyó, pero aumentaron las ocasionadas por cáncer, por los accidentes y las derivadas de la violencia. En el 2005, las principales causas de muerte fueron: Enfermedades del corazón, tumores malignos y diabetes. Al 2012, estas últimas enfermedades siguen siendo las principales causa de muerte, ocupando las enfermedades del corazón el primer lugar para personas de 60 años o más [2]. El Estado de Sonora se encuentra en los primeros lugares de enfermedades cardiovasculares, el ISSSTE reporta que en el año 2012 se tuvieron 1998 infartos, que corresponden al 14% de las defunciones totales; además, se tuvieron 684 casos de enfermedades cerebro vasculares y

318 muertes por enfermedad hipertensiva [3]. En el 2014, el INEGI indica que el 47.9% de los decesos en Sonora son originados por enfermedades isquémicas del corazón en hombres y mujeres. Estas cifras no son muy alentadoras si se considera que a nivel mundial, la investigación para el desarrollo de tecnología que ayude en la solución de diversas problemáticas en el área de cardiología ha sido impresionante, resultados de esto son por ejemplo el electrocardiógrafo, monitores de ECG, Holters cardiacos, equipos para pruebas de esfuerzo cardiaco y cardiorespiratorias, sistemas de visualización cardiovascular, software para cardiología, entre otros. De alguna manera, el incremento de médicos, hospitales y tecnología debe permitir inferir que las estadísticas, con respecto a las enfermedades cardíacas, deben disminuir; sin embargo, otro tipo de problemas se han agregado, ocasionando con ello un incremento estas estadísticas. Lo anterior, junto con el avance de nuevas tecnologías es el motivo por el cual la investigación en esta área se sigue realizando para ayudar a las personas con este tipo de padecimientos. Actualmente, en el Instituto Tecnológico de Hermosillo se desarrolla el proyecto de investigación “Sistema Inteligente para Alertas de Cardiopatías en Pacientes de Tipo Ambulatorio”¹, en la figura 1 se ilustra el esquema general del sistema previamente mencionado. El objetivo general de este proyecto es diseñar un sistema con técnicas inteligentes que permitan detectar y monitorear anomalías cardíacas en pacientes no hospitalizados. De tal manera, que se generen alertas para una atención inmediata del médico y/o familiares del paciente.

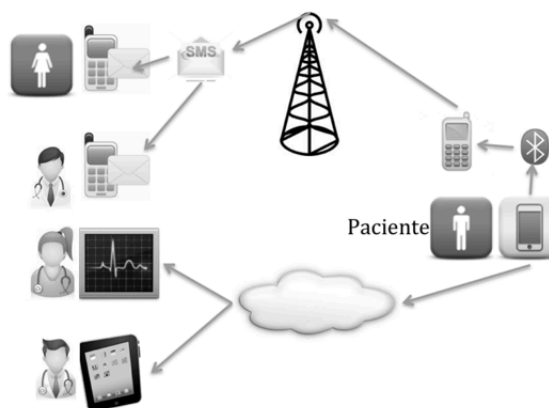


Figura 1. Esquema general del sistema en desarrollo

¹ Proyecto Clave 5079.13-P Tecnológico Nacional de México

El trabajo mostrado en este artículo corresponde a uno de los módulos que componen este sistema. Específicamente, se presenta el algoritmo para la detección de las anomalías, el tipo de alertas que se generan, la experimentación y los resultados obtenidos.

2. DESARROLLO.

2.1. Antecedentes.

El diagnóstico, el seguimiento de terapia y el pronóstico de las enfermedades cardiovasculares, se suele basar en un examen rápido y confiable llamado electrocardiograma (ECG). El electrocardiograma es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón y proporciona abundante información que puede ser almacenada, transmitida y procesada de diversas maneras. La interpretación de señales electrocardiográficas es una de las muchas ramas de la ciencia médica, que es estudiada por un médico especializado en cardiología, para hacer un diagnóstico de enfermedades cardíacas o reconocer alguna cardiopatía. En la electrocardiografía clínica se estudian las señales ECG, éstas tienen ciertas características y propiedades que permiten identificar patrones normales y anormales. Estas características son parámetros, como el límite de duración de la onda representativa en los electrocardiogramas, los cambios en la frecuencia cardíaca, alteraciones de onda, la posición del eje cardíaco y las amplitudes positivas o negativas de la onda característica. El estudio de todos los parámetros ayuda al cardiólogo a diagnosticar anomalías; por ejemplo, ataques al corazón, problemas de conducción, embolias, arritmias, hipertrofias, taquicardias y bradicardias.

El procesamiento de la señal ECG consta de dos partes, la primera de ellas trata el mejoramiento de la señal y la segunda la detección de los eventos como: Complejo QRS, intervalo RR, onda P, onda T, segmento ST, intervalo PR, etc. Las técnicas de análisis automático de ECG se encuentran en dos grandes grupos: (a) aquellas que directamente usan las muestras extraídas de la señal, esto es, se usan técnicas de empare de una plantilla predefinida con un latido, lo cual es computacionalmente costoso. (b) los métodos basados en la extracción de características, usualmente miden magnitudes como el ancho, alto y área del complejo QRS, el intervalo RR, etc. [4][5][6].

El algoritmo que se ha desarrollado para obtener las anteriores características usa el algoritmo Pan-Tompkins [7] para la identificación de la magnitud de los picos de la onda R, de la onda Q y de la onda S. Posteriormente la detección del complejo QRS, esto es, el inicio del complejo QRS y el final del complejo QRS, así como la onda P y la onda T son realizadas usando la transformada Wavelet. Ya que el objetivo de este artículo es presentar el algoritmo para identificar las anomalías, en [8] se puede encontrar el algoritmo realizado para obtener las características del ECG.

2.2. Tipos de Cardiopatías.

Las arritmias son problemas de la frecuencia cardíaca o del ritmo de los latidos del corazón. Durante una arritmia el corazón puede latir demasiado rápido, demasiado despacio o de manera irregular. La mayoría de las arritmias son

inofensivas, pero algunas pueden ser graves e incluso poner en peligro la vida.

Durante una arritmia es posible que el corazón no pueda bombear suficiente sangre al resto del cuerpo. La falta de circulación de la sangre puede causar daños en el cerebro, el corazón y otros órganos. Una clasificación general de las arritmias se muestra a continuación:

1. El primer grupo incluye fibrilación ventricular y taquicardia, los cuales son desórdenes críticos y requieren terapia de inmediato con un desfibrilador.

2. El segundo grupo incluye arritmias que no son críticas pero requieren terapia para prevenir problemas más adelante.

3. Desórdenes crónicos de la estructura mecánica del corazón, tales como hipertrofia ventricular izquierda.

De acuerdo al estándar internacional AAMI (ANSI/AAMI EC57:1998/(R) 2003) [9] las arritmias se clasifican en cinco grupos: Sv (Latidos Supraventricular Ectópico), V (Latidos Ventricular Ectópico), F (Latidos de Fusión), Q (Latidos desconocidos) y N (Cualquier latido que no se encuentre en las clases Sv, V, F o Q). Cada una de estas clases tiene diversas arritmias.

2.3. Tipos de Alertas.

Las enfermedades del aparato circulatorio y, en concreto, las enfermedades coronarias, son una de las principales causas de muerte en los países desarrollados. Existen diversas patologías cardíacas como la isquemia y los infartos al miocardio [10]. El infarto de miocardio se produce al obstruirse las arterias por las que circula la sangre en el corazón. Al obstruirse las arterias, las células del miocardio no reciben sangre, se dañan y pueden llegar a morir. Como consecuencia, el corazón falla. Adicionalmente, existen las arritmias. Una arritmia es un ritmo cardíaco anormal. Las arritmias más sencillas de definir, sin introducirnos en cual es su lugar de origen, son la bradicardia (frecuencia cardíaca en reposo menor a 60 latidos por minuto) y la taquicardia (frecuencia cardíaca en reposo mayor a 100 latidos por minuto). En este trabajo se consideran los anteriores umbrales de frecuencia cardíaca para personas adultas. Las arritmias en general se pueden dividir en arritmias ventriculares [11] y arritmias supraventriculares [12].

Las arritmias ventriculares se asocian a una importante morbilidad y mortalidad, y continúan siendo una complicación importante de las cardiopatías, con riesgo de muerte súbita cardíaca. Por ejemplo, las arritmias PVC (Contracción Ventricular Prematura), pueden aparecer en pacientes sanos y no necesariamente son síntomas de enfermedad. Su frecuencia aumenta con la edad, en estados de bradicardia o taquicardia, o en pacientes que hayan sufrido un infarto agudo de miocardio. La Taquicardia Ventricular aparece con más frecuencia en pacientes adultos que han tenido un infarto o una enfermedad arterial coronaria.

La Fibrilación Ventricular (FV) es una perturbación severa del ritmo eléctrico del corazón, asociada a un colapso hemodinámico. Las enfermedades arteriales coronarias, con o sin infarto de miocardio, son la causa más común asociadas a esta perturbación. La FV es muy peligrosa pues el bombeo de sangre es insuficiente como para que llegue oxígeno al cerebro, lo cual puede provocar la muerte si no se atiende a tiempo.

En el caso de haber padecido un infarto de miocardio, la

aparición del bloqueo de rama derecha (RBBB, por sus siglas en inglés) es un indicador de mortalidad. En los casos donde existe RBBB antes de sufrir el infarto, la mortalidad es menor. En los casos de pacientes con bloqueo de rama izquierda (LBBB, por sus siglas en inglés) sospechosos de tener una lesión isquémica, la probabilidad de sufrir un infarto de miocardio es cinco veces superior a los pacientes que sólo muestran LBBB.

En cuanto a las arritmias auriculares se tiene la Fibrilación Auricular (FA) y el aleteo auricular. La FA es la arritmia con mayor riesgo de embolia de origen cardiológico. Es una arritmia con elevada prevalencia y morbilidad, que en un principio tiene un inicio paroxístico, pero a largo plazo, acaba siendo permanente o crónica. La taquicardia auricular es una arritmia poco frecuente.

Ante la gran cantidad, de arritmias existentes, en este trabajo se han considerado sólo algunas de ellas que son de las más peligrosas, de tal manera que se detectan las siguientes anomalías:

- 1.- Bradicardia
- 2.- Taquicardia
- 3.- Fibrilación ventricular
- 4.- Fibrilación auricular
- 5.- Síndrome de QT largo
- 6.- Bloqueo de rama derecha
- 7.- Bloque de rama izquierda

2.4. Detección de Características.

La clasificación de las arritmias cardíacas puede ser realizada después de extraer los eventos (P,Q,R,S,T) de cada latido en la señal ECG. Una buena metodología de extracción de características puede clasificar de manera precisa anomalías cardíacas. Se han propuesto diferentes métodos para extraer las características de un ciclo cardíaco. Adicionalmente diversas soluciones han sido propuestas para el reconocimiento automático y clasificación de la señal ECG. Entre los métodos usados para el procesamiento del ECG están el análisis sintáctico y estadístico [13], discriminantes lineales [14], basados en conocimiento [15], el uso de redes neuronales [16][17][18], sistemas difusos [19], el enfoque bayesiano [20], agrupamiento [21][22][23] y sistemas híbridos [24].

Las características de un ciclo cardíaco pueden ser características en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia. En las diferentes investigaciones realizadas se han establecido de acuerdo a la metodología usada diversas características; por ejemplo, Cuesta-Frau [21] usa la morfología del complejo QRS, la prematuridad de latidos, cambios en la duración de la onda T y la duración del complejo QRS, lo anterior permite la detección de arritmias extrasístoles ventriculares. Por otro lado, Tsipouras [15] basa su clasificación de arritmias N,PVC,VF y BII con intervalos RR. En su tesis, Prakash [25] para detectar los grupos de arritmias establecidos por la AAMI, N,S,V,F y Q, considera los intervalos RR, la duración del complejo QRS, la duración de la onda T, la presencia/ausencia de la onda P y morfologías normalizadas del ECG y la onda T. Chazal [13] para detectar diversas arritmias utiliza una gran cantidad de características: Intervalos RR, duración del complejo QRS, duración de la onda T, la existencia de la onda P, morfología del complejo

QRS, morfología normalizada del complejo QRS y morfologías de ventanas asociadas al complejo QRS. Rodríguez-Sotelo en [23], usa las características de prematuridad y variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), morfología del complejo QRS, polaridad del complejo QRS, energía del complejo QRS, coeficientes basados en Hermite y la ondoleta Db2 para la detección del grupo de arritmias de acuerdo a la AAMI.

Para nuestra propuesta se ha considerado la selección de las siguientes características para realizar una clasificación de arritmias de acuerdo a las clases previamente mencionadas: Ritmo cardíaco para detectar taquicardias o bradicardias, los intervalos RR para establecer la prematuridad de VFC, ya que los latidos ectópicos auricular y ventricular manifiestan cambios abruptos de intervalos de puntos R, asimismo las características de prematuridad son asumidas a ser relevantes para identificar arritmias de tipo S. La duración del complejo QRS es importante para detectar arritmias supraventriculares, así como la detección de anomalías cardíacas muy peligrosas en conjunción con otras características como el intervalo PQ y el intervalo QTc. La morfología del complejo QRS es útil para la detección de latidos prematuros ventriculares junto con la morfología de la onda T y la morfología de la onda P. Otra característica usada en nuestra propuesta es la polaridad del complejo QRS, esta característica es sensible a arritmias ventriculares que exhiben QRS anormales tales como las extrasístoles ventriculares o bloqueos de rama. En nuestro caso se considera lo anterior para distinguir los bloqueos de rama izquierda o derecha. Otra característica para clasificar los bloqueos de rama es la energía del complejo QRS.

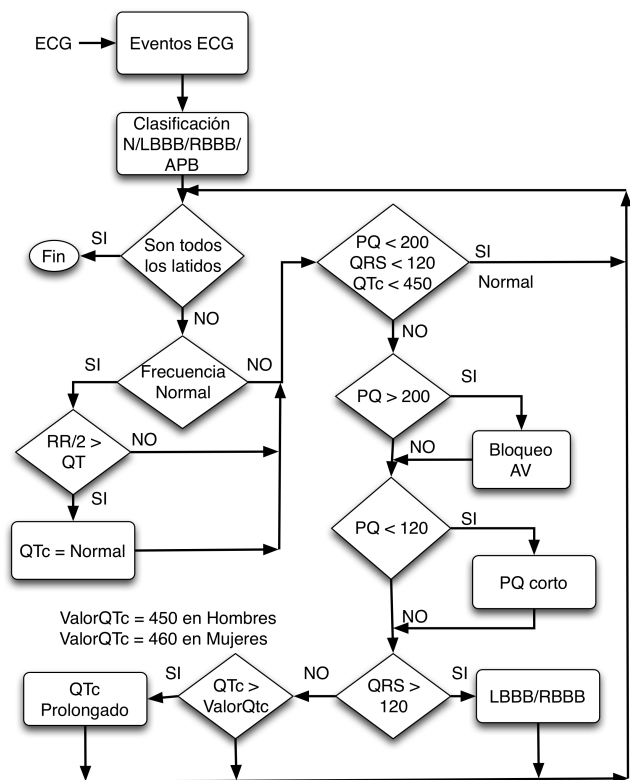


Figura 2. Algoritmo para verificar problemas de intervalos de conducción.

2.5. Algoritmo.

El algoritmo de nuestra propuesta esta basado en la sugerencia presentada en [26], está compuesto por un conjunto de reglas, las cuales usan diversos eventos extraídos de la señal ECG, tales como el intervalo PQ, el intervalo QT, intervalo PR, etc. y de un clasificador implementado con una red neuronal. De manera general el algoritmo considera los siguientes pasos:

- 1.- Detección de eventos en la señal ECG.
- 2.- Clasificación de Arritmias.
- 3.- Detección de Ritmo Normal.
- 4.- Detección de Bradicardia / Taquicardia.
- 5.- Análisis de Intervalos de Conducción.

En este artículo sólo se presenta el algoritmo correspondiente al último paso y es presentado en el diagrama de flujo de la figura 2, corresponde al algoritmo que permite la detección de bloqueos (LBBB,RBBB,AV), intervalo PQ de corta duración y el síndrome de QTc prolongado.

Como se puede apreciar en la figura 2, se tienen varias reglas que permiten determinar la normalidad de los latidos o la existencia de algún problema con arritmias. Primero se obtienen los eventos de la señal ECG, posteriormente se clasifican las arritmias bajo las clases de AAMI, debido a que existen una gran diversidad de arritmias, se consideró detectar algunas de ellas con reglas, así como algunas anomalías como el QTc prolongado.

2.6. Experimentación.

Para la experimentación se usó la base de datos de arritmias MIT-BIH [24], que contiene registros de señales ECG normales y registros de señales ECG, que están afectadas por efectos no estacionarios, tiene registros con tasa baja de señal a ruido (SNR), ritmos normales (NOR), complejos prematuros auriculares (PAC), complejos prematuros ventriculares (PVC), bloqueos de la rama izquierda (LBBB) y bloqueos de la rama derecha (RBBB), entre otros. En esta base de datos se encuentran registros con arritmias con una cantidad muy pequeña que no es posible generar conjuntos de entrenamiento y validación lo suficiente grandes para el entrenamiento de la red neuronal, cada una de ellos no es mayor del 1% de la base de datos [11]. Por lo tanto, se seleccionaron arritmias que fueran representativas, para el caso de la prueba del algoritmo, además de considerar los registros del latido normal (NOR), se consideraron los bloqueos de rama (LBBB y RBBB) y el latido prematuro auricular (APB).

Para este modelo de clasificación se experimentó con una red neuronal artificial, con retropropagación con gradiente conjugado, escalado de tres capas con 40 neuronas en su capa de entrada, 16 neuronas en su capa oculta y 4 neuronas en su capa de salida. Para el entrenamiento de la red neuronal se usaron los registros con muestras de diferentes partes de la señal, en total se usaron 136800 muestras, donde cada muestra corresponde a un intervalo de la señal ECG con una duración de 0.0027 segundos, estos registros se presentan en la tabla 1. Para la validación se usaron muestras de otros registros y muestras diferentes de los registros usados en el entrenamiento. En total se usaron para la validación 126720 muestras, la tabla 2 contiene los registros usados para la validación.

Tabla 1. Conjunto de entrenamiento para la clasificación

Evento	Registro	Latidos usados por Registro	Total Latidos	Duración Total
NOR	100	18	85	100 segundos
	101	17		
	113	13		
	115	14		
	122	23		
LBBB	109	33	91	100 segundos
	111	17		
	207	24		
	214	17		
RBBB	118	27	92	100 segundos
	124	17		
	212	48		
APB	209	43	85	80 segundos
	232	42		

Tabla 2. Conjunto de validación para la clasificación

Tipo	Registro	Latidos usados por Registro	Total Latidos	Duración Total
NOR	100	27	79	100 segundos
	101	14		
	113	13		
	115	15		
	122	10		
LBBB	111	44	81	100 segundos
	207	37		
RBBB	124	29	89	100 segundos
	212	60		
APB	232	35	35	52 segundos

Asimismo, para la experimentación del algoritmo previamente presentado, se consideró el conjunto de muestras de la tabla 3 con un total de 194400, para evaluar tanto la clasificación como la detección de alguna anomalía, en el registro se muestra si corresponde a una persona de genero masculino (M) o femenino (F), ya que el umbral del valor de QTc para masculino es de 450 mseg. y de 460 mseg. para femenino.

Tabla 3. Conjunto para la evaluación del algoritmo

Tipo	Registro	Latidos usados por Registro	Total Latidos	Tamaño
NOR	100 (M)	10	285	310 segundos
	101 (F)	8		
	103 (M)	8		
	105 (F)	13		
	106 (F)	7		
	112 (M)	12		
	113 (F)	6		

	115 (F)	7		
	116 (M)	10		
	117 (M)	6		
	119 (F)	4		
	121 (F)	6		
	122 (M)	12		
	123 (F)	5		
	200 (M)	7		
	201 (M)	11		
	202 (M)	6		
	203 (M)	5		
	205 (M)	11		
	209 (M)	12		
	210 (M)	13		
	213 (M)	15		
	215 (M)	15		
	219 (M)	10		
	220 (F)	8		
	221 (M)	6		
	222 (F)	10		
	223 (M)	10		
	228 (F)	9		
	230 (M)	11		
	234 (F)	12		
LBBB	109 (M)	34	82	90 segundos
	111 (F)	24		
	214 (M)	24		
RBBB	118 (M)	20	67	70 segundos
	124 (M)	12		
	212 (F)	35		
APB	232 (F)	29	29	70 segundos

3. RESULTADOS.

En la tabla 4 se encuentra la matriz de confusión de los resultados de la validación de la red neuronal.

Tabla 4. Matriz de confusión

	NOR	LBBB	RBBB	APB	Total
NOR	79	3	0	1	83
LBBB	0	78	0	0	78
RBBB	0	0	89	6	95
APB	0	0	0	28	28
	79	81	89	35	284

Las cantidades mostradas son el número de latidos detectados para cada clase. Para verificar las pruebas se usaron las métricas: Sensibilidad, Valor Predictivo Positivo, Especificidad y Valor Predictivo Negativo. La sensibilidad nos dice la capacidad del clasificador para obtener un resultado verdaderamente positivo; esto es, $VP/(VP+FN)$. La especificidad nos indica lo bien que detecta el clasificador los casos negativos; esto es, $VN/(VN+FP)$. El valor predictivo positivo determina la capacidad del clasificador de identificar un evento positivo; esto es, $VP/(VP+FP)$. El valor predictivo negativo determina la capacidad del clasificador de identificar un evento negativo; esto es, $VN/(VN+FN)$. Donde VP es verdadero positivo, VN es verdadero negativo, FN es falso negativo y FP es falso positivo. En la tabla 5 se muestran las métricas.

Tabla 5. Resultados de la validación

	Sensibilidad	Especificidad	Valor Predictivo Positivo	Valor Predictivo Negativo
NOR	100%	98%	95%	100%
LBBB	96.3%	100%	100%	98.5%
RBBB	100%	97%	93.6%	100%
APB	80.0%	100%	100%	97.3%

Los anteriores resultados motivaron a considerar el clasificador como bueno para usarlo en el algoritmo. Los resultados obtenidos con el algoritmo para la clasificación de las arritmias se presentan en la tabla 6, como se puede apreciar en general disminuyó el valor predictivo positivo (VPP), esto es debido a la diversidad de las muestras seleccionadas para la experimentación; sin embargo, esto indica que los registros clasificados manualmente como NOR tienen diferentes morfologías, como se puede verificar con la herramienta LightWAVE [28], lo anterior indica que estos registros se tienen que incluir en el clasificador para incrementar su valor predictivo positivo.

Tabla 6. Resultados del algoritmo en la clasificación

	NOR	LBBB	RBBB	APB	OTRO	VPP
NOR	239	17	3	12	14	83.8%
LBBB	4	77	0	0	1	93.9%
RBBB	0	0	64	0	3	95.52
APB	0	0	1	26	2	89.6%

La tabla 7 muestra algunos de los resultados con el algoritmo con respecto a la detección de otras arritmias y/o anomalías, donde AV indica un bloqueo AV, PQ corto es la duración del intervalo PQ, el cual puede influir para el síndrome de Wolf-Parkinson-White y en la última columna se tiene el síndrome de QTc prolongado.

Tabla 7. Resultados del algoritmo

Reg.	Latido Clasificado	Cantidad Latidos	AV	PQ corto	QTc Prolongado
100	NOR	10	1	0	9
101	NOR	8	0	0	1
103	NOR	10	0	0	0
105	NOR	11	0	0	4
109	LBBB	13	0	7	13
111	LBBB	9	9	0	0
214	LBBB	9	3	0	9
118	RBBB	8	1	5	7
124	RBBB	6	0	0	5
212	RBBB	12	0	0	4
232	APB	7	0	1	7
232	APB	6	0	0	4

Los valores obtenidos, como el QTc Prolongado, si se mantiene en 10 o más latidos se genera una alerta, asimismo cuando se detecta una bradicardia con algún bloqueo AV o una taquicardia. Estas alertas se envían a una estación para que sea valorada por el médico. Es importante señalar que el sistema que se encuentra en desarrollo, incluye el algoritmo presentado en este artículo, es un sistema de diagnóstico asistido y por lo tanto, el médico realiza el diagnóstico final.

4. CONCLUSIONES.

Ya que el problema de analizar y detectar anomalías cardíacas de una forma automática es muy complejo, el tratar de resolverlo usando una sola técnica es muy complicado. En este artículo se ha mostrado que el usar algoritmos híbridos permite determinar arritmias y algunas anomalías cardíacas. Aún cuando los resultados son alentadores, se requiere realizar más investigación para la implementación de algoritmos que detecten arritmias muy peligrosas como la fibrilación ventricular y la fibrilación auricular. Asimismo, debido a la naturaleza del sistema en desarrollo, el cual considera pacientes de tipo ambulatorio, se tiene como trabajo futuro el monitoreo del nivel del segmento ST el cual es un indicador claro de una patología muy peligrosa, el infarto.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

- [1] INEGI, Estadísticas a Propósito del Día Mundial del Corazón, Instituto Nacional de Estadística y Geografía, 2007.
- [2] SSA, Sistema Epidemiológico y Estadístico de las Defunciones, Secretaría de Salud, 2009.
- [3] ISSSTE, Sonora, 2014
- [4] O. Vera, E. Duque, y J. Rivera, "Extracción de Características de la señal Electrocardiográfica mediante Software de Análisis Matemático", *Scientia Et Technica*, vol. XII, num- 31, pp. 59-64, 2006.
- [5] B. Saritha, V. Sukanya, Y. Narasimha Murthy, "ECG Signal Analysis Using Wavelet Trnsforms", P. Sasikala and R.S.D. WahidaBanu, (2011), (IJCSIT) International Journal of Computer Science and Information Technologies, Vol. 2 (1) , 489-493 Bulg. J. Phys. 35, pp. 68-77, 2008
- [6] M. Elgendi, B. Eskofier, S. Dokos and D. Abbott, Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems, *PLoS One* 9 e84018, 2014.
- [7] J. Pan and W.J. Tompkins, "A Real Time qrs Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. bme-32, núm. 3, pp. 230-236, 1985.
- [8] C.E Rose-Gómez y M.T Serna-Encinas, "Procesamiento del Electrocardiograma para la detección de Cardiopatías, Memoria del Encuentro Nacional de Computación", ENC 2014, , Sociedad Mexicana de Ciencias de la Computación. ISBN: 978-0-9908236-0-5. Ocotlán, Oaxaca, México, Noviembre 2014.
- [9] <http://www.aami.org>, visitado en febrero de 2015.
- [10] Walsh, Fang & Fuster, *El Corazón: Manuel de Cardiología*, Mc Graw Hill, 13ª Edición, 2013.
- [11] L. Azcona Ciriza, L. Gómez Revuelto, C. García Alvero y A. Zabalza Echeverría, *Arritmias Ventriculares, Manual de Enfermería en Arritmias y Electrofisiología* Madrid, Asociación Española de Enfermería en Cardiología, Rodríguez Morales María de las Mercedes, Cabrerizo Sanz María del Pilar, Matas Avellà Mariona (eds.), 264 pp., ISBN 978-84-616-4047-8, 2013.
- [12] R. Nadal Rodríguez, M. T. Alarcón Navarro y M. D. Mateos Corchero, *Arritmias Supraventriculares, Manual de Enfermería en Arritmias y Electrofisiología* Madrid, Asociación Española de Enfermería en Cardiología, Rodríguez Morales María de las Mercedes, Cabrerizo Sanz María del Pilar, Matas Avellà Mariona (eds.), 264 pp., ISBN 978-84-616-4047-8, 2013.
- [13] B.K. Anuradha, K. Suresh, VC Veera Reddy. "Classification of cardiac signals using time domain methods". *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences* 3.3, 7-12, 2008.
- [14] P. De Chazal, M. O'Dwyer, R. B. Reilly. "Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features". *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 51.7, 1196-1206, 2004.
- [15] M. G. Tsipouras, I. D. Fotiadis, D. Sideris. "An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal". *Artificial Intelligence in Medicine* 33.3, 237-250, 2005..
- [16] Z. Dokur, T. Ölmez. "ECG beat classification by a novel hybrid neural network". *Computer methods and programs in biomedicine* 66.2, 167-181, 2001.
- [17] M.A. Chikh, et al. "The use of artificial neural network to detect the premature ventricular contraction (PVC) beats". (2003).
- [18] B. Anuradha, VC Veera Reddy. "ANN for classification of cardiac arrhythmias." *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences* 3.3 (2008): 1-6.
- [19] B. Anuradha, V. Reddy, C. Veera. "Cardiac arrhythmia classification using fuzzy classifiers". *Journal of Theoretical and Applied Information Technology* 4.4 (2008): 353-359. Engin, M. ECG beat classification using neuro-fuzzy network. *Pattern Recognition Letters*, 25, 1715-1722, 2004.
- [20] N.F. Amaya López, *Sistema Experto Bayesiano para la Identificación de Arritmias Cardíacas*. Diss. 2005.
- [21] D. Cuesta-Frau, et al. "Unsupervised classification of ventricular extrasystoles using bounded clustering algorithms and morphology matching". *Medical & biological engineering & computing* 45.3, 229-239, 2007.
- [22] D. Cuesta-Frau, J. C. Pérez-Cortés, G. Andreu-García. "Clustering of electrocardiograph signals in computer-aided Holter analysis". *Computer methods and programs in Biomedicine* 72.3, 179-196, 2003.
- [23] J.L. Rodríguez-Sotelo, C. D. Acosta-Medina, G. Castellanos-Domínguez. *Recognition of Cardiac Arrhythmia by Means of Beat Clustering on ECG-Holter Recordings*. INTECH Open Access Publisher, 2012.
- [24] O. Castillo et al. / *Expert Systems with Applications* 39, 2947-295, 2012.
- [25] J. Prakash Sahoo, *Analysis of ECG signal for Detection of Cardiac Arrhythmias*, Master of Technology in Telematics and Signal Processing, Department of Electronics and Communication Engineering National Institute Of Technology, Rourkela, Orissa 769 008, INDIA, 2011.
- [26] The ECG Course, en <http://en.ecgpedia.org>. Revisado en Febrero de 2015
- [27] G.B. Moody, R.G. Mark, "The MIT-BIH Arrhythmia Database on CD-ROM and software for use with it", *Computers in Cardiology* 17:185-188, 1990.
- [28] Herramienta LightWAVE, en <http://www.physionet.org/lightwave/>, último acceso en Mayo de 2015.