

Diagnóstico de Flutter Ventricular a partir del Procesamiento Digital de Señales Electrocardiográficas en Matlab

JUÁREZ ACOSTA ANA VALERIA, ORIHUELA BRINDIS RAFAEL, ZÁRATE ORTIZ REYNOLDS

Resumen—En el presente trabajo se describe el desarrollo de un electrocardiógrafo portátil y se presenta un algoritmo para realizar el análisis de las señales electrocardiográficas de forma automática, determinando algunas tendencias hacia posibles afecciones cardíacas como el flutter ventricular. El sistema de adquisición está conformado por un conjunto de amplificadores y filtros que acondicionan y procesan la señal proveniente de la actividad eléctrica cardíaca. La señal adquirida es transmitida a un computador para el posterior procesamiento, realizado mediante el software Matlab®. El sistema desarrollado ha permitido la obtención eficiente del electrocardiograma y la identificación de flutters ventriculares en función de su comportamiento en el dominio frecuencial.

Palabras clave: ECG, flutter ventricular, frecuencia cardíaca, procesamiento digital.

Abstract—This paper describes the development of a portable electrocardiograph and presents an algorithm to perform the analysis of electrocardiographic signals automatically, determining some trends towards possible cardiac conditions such as ventricular flutter. The acquisition system consists of a set of amplifiers and filters that condition and process the electrocardiographic signals. The acquired signal is transmitted to a computer for further processing, performed using Matlab® software. The developed system has allowed the efficient obtaining of the electrocardiogram and the identification of ventricular flutters in function of its behavior in the frequency domain.

Keywords: EKG, ventricular flutter, heart rate, digital processing.

I. INTRODUCCIÓN

Los problemas cardiovasculares representan un gran peligro a nivel mundial debido a que constituyen la principal causa de muerte en todo el mundo, tanto en hombres como en mujeres [1]. En México, según el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), durante el 2015 más de 121, 427 personas fallecieron a causa de alguna enfermedad del corazón, constituyendo cerca del 19% del índice de mortalidad de la población [2].

JUÁREZ ACOSTA ANA VALERIA, ORIHUELA BRINDIS RAFAEL, ZÁRATE ORTIZ REYNOLDS pertenecen a la carrera INGENIERÍA BIOMÉDICA de la Facultad de Ingeniería y realizaron el proyecto dentro del curso PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES BIOMÉDICAS (annavalu.acosta@hotmail.com; rafaob_9@live.com.mx; z_a_portrey@hotmail.com).

El proyecto fue asesorado por ALBERTO ISAAC PÉREZ SANPABLO.

La alta incidencia de enfermedades cardiovasculares se debe principalmente a la inactividad física, mala alimentación (alta en carbohidratos y grasas) y al alto consumo de tabaco y alcohol. Estos factores, a su vez, se ven asociados a otras enfermedades como el sobrepeso, la hipertensión arterial y la hiperglucemia, que aumentan considerablemente el riesgo de sufrir un ataque cardíaco. No obstante, el verdadero riesgo yace en la ausencia de síntomas previos que, a pesar de la manifestación de lo antes mencionado, alerten sobre la presencia de una afectación cardíaca o un posible infarto [3].

El diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares comúnmente se basa en la información contenida en el electrocardiograma (ECG), que es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón que proporciona información almacenable, transmisible y procesable. Una limitante del ECG para el correcto diagnóstico de las enfermedades es la subjetividad de su interpretación, que está sujeto al criterio del especialista. Para obtener un diagnóstico mucho más preciso, se necesita de un programa capaz de detectar cada componente de la señal registrada [3].

Por lo anterior, la detección temprana de problemas asociados a la actividad y fisiología cardíaca constituye un factor clave en la mejora de la atención médica y, en consecuencia, en la calidad de vida de las personas.

En investigaciones anteriores se han desarrollado proyectos basados en la transformada Wavelet para la detección de los segmentos QRS y las ondas P y T de las señales electrocardiográficas. A este respecto, Tsipouras [4] propone que la identificación de estos segmentos y sus longitudes, puede ayudar a determinar si existe alguna cardiopatía. Sin embargo, presentan una importante limitante: una sola función wavelet no es capaz de ajustarse a todas las estructuras inestables (substratos arrítmicos) en las formas de onda de un ECG, eliminando la posibilidad de detectar una anomalía de conducción o afecciones que producen riesgos de taquicardia ventricular, o de anticipar un ataque cardíaco [5].

Estas consideraciones fundamentan el propósito de este proyecto, que consiste en desarrollar un dispositivo capaz de detectar la ocurrencia del flutter ventricular en base a patrones de comportamiento de la actividad cardíaca (no a la morfología) con el objetivo de beneficiar a la población en general, y principalmente a la mexicana, que posee altos índices de mortalidad a causa de enfermedades cardíacas diagnosticadas tardíamente por la innegable necesidad de contar con un ojo experto y la saturación de los servicios de salud en el país.

Lo expuesto anteriormente y el hecho de que el flutter ventricular produce alteraciones en la frecuencia y potencia de la señal cardíaca, hace posible pensar en un diagnóstico oportuno a través del procesamiento digital, aplicando un algoritmo lo suficientemente eficaz para permitir la detección del flutter ventricular, de las señales registradas en un electrocardiograma y coadyuvar en la reducción de muertes por ataques cardíacos asociados al diagnóstico tardío de los pacientes.

II. MARCO TEÓRICO

El corazón es un órgano hueco y musculoso rodeado por el pericardio y situado en el centro del pecho, entre los pulmones. Se encuentra dividido en cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos. De forma similar a una bomba, impulsa la sangre por todo el organismo, realizando esta labor en fases sucesivas [6].

La frecuencia cardíaca se define como el número de latidos por minuto (lpm). En promedio, el corazón late alrededor de setenta veces por minuto y bombea diariamente cerca de 10, 000 litros de sangre [7]. Esta frecuencia es analizada por diferentes métodos y su forma más básica es la electrocardiografía.

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico visible de la actividad eléctrica de corazón [8]. Está compuesto por una serie de formas de onda que ocurren en forma repetitiva, las cuales se originan de una línea original plana llamada línea isoelectrónica [9].

En un ECG normal, todos los latidos aparecen con morfologías similares, separados por espacios iguales (intervalos). Cada latido se conforma por tres unidades principales: onda P, complejo QRS y onda T [9].

En el Cuadro I se describe la relación entre las diferentes ondas y segmentos, su duración (en milisegundos) y su amplitud (en milivoltios), representativas en el ECG.

CUADRO I
RELACIÓN ENTRE ONDAS Y SEGMENTOS REPRESENTATIVOS DE UN ELECTROCARDIOGRAMA [10].

Inscripción	Amplitud [mV]	Duración [ms]
<i>Onda P</i>	< 2.5	< 100
<i>Intervalo PR</i>	-	120 - 220
<i>Complejo QRS</i>	< 25	60 - 120
<i>Onda T</i>	< 6	-
<i>Intervalo QT</i>	-	350 - 440
<i>Intervalo RR</i>	-	600 - 1000
<i>Segmento ST</i>	< -1	50 - 150

A. Arritmias frecuentes

Se denomina arritmia a toda irregularidad en el ritmo natural del corazón [11].

Las arritmias observadas con mayor frecuencia se originan en el nodo sinoauricular (SA), que es el responsable de generar el estímulo eléctrico que hace que los ventrículos se contraigan y bombeen la sangre hacia afuera [9]. En este tipo de arritmias: arritmia sinusal, taquicardia sinusal y bradicardia sinusal, la onda P y el complejo QRS tienen la misma configuración que en un ECG normal. Sin embargo, la

diferencia estriba en la frecuencia de y regularidad de los impulsos [12].

En la arritmia sinusal, todos los complejos se observan normales, pero la frecuencia cardíaca es irregular. Aumenta con la inspiración y disminuye con la espiración [9].

En la taquicardia sinusal, todos los complejos son normales, pero la frecuencia cardíaca es mayor de 100 latidos por minuto (raramente excede los 140) [12], a excepción del flutter.

El flutter ventricular se origina cuando la frecuencia cardíaca supera los 200 lpm. En este caso, el ECG registra un patrón continuo sin una clara definición de los complejos QRS y las ondas T. Esta cardiopatía se destaca por constituir un estado de emergencia intermedia entre la taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular [10].

En la bradicardia sinusal, la frecuencia cardíaca es menor de 60 lpm, conservando todos los complejos su configuración normal [9].

B. Procesamiento digital

Una vez adquirida la señal se realiza un pre-procesamiento en el cual se filtra el ruido, se elimina la interferencia de la red y se corrigen las variaciones de línea base. Posteriormente se hace una compresión de la señal, eliminando la información redundante sin perder las características de la señal. Mediante segmentación y normalización, se lleva a cabo la detección del complejo QRS, el pico de la onda R y las ondas P y T. Finalmente, se extrae el mínimo conjunto de datos que proporcionen la mayor información posible [13].

Una de las técnicas más usadas para el filtrado de las señales consiste en el uso de filtros paso-bajas. Uno de los filtros más implementados es el filtro Butterworth, diseñado para producir una respuesta plana hasta la frecuencia de corte y una caída de 20 decibeles por década [14].

La segmentación y normalización resultan cruciales en el diagnóstico certero dado que permiten aislar, en duración y amplitud, las características de la onda. Es importante destacar que la distancia estándar existente entre los picos R de un ECG de una persona sana es de 0.55 segundos [14].

III. METODOLOGÍA

A. Adquisición de la señal de referencia

Se emplearon tres electrodos superficiales circulares de Ag/AgCl (3M, RedDot), con un diámetro de $\frac{3}{4}$ de pulgada. Los electrodos se colocaron en los pectorales (2) y en la parte derecha y baja del abdomen (1) del sujeto de prueba, cuidando que ninguno de ellos entrara en contacto con el hueso. No se siguió ningún protocolo para la limpieza de la piel ni para la remoción de vello.

El sujeto de prueba fue un hombre de 21 años de edad, de 1.75 m de talla y 110 kg de peso. Ubicado dentro de la categoría de Obesidad III, sin ningún deterioro de tipo muscular u óseo, ni ningún tipo de problema respiratorio, y quien realiza entrenamiento cardiovascular y con pesas diariamente durante 2 horas. No se emplearon más sujetos de prueba dado que el objetivo que se perseguía era únicamente validar el funcionamiento del electrocardiógrafo portátil; el resto de las señales fueron obtenidas de una base de datos.

Para la adquisición de la señal, se construyó un electrocardiograma de dos canales. Cada canal se conectó a un seguidor de voltaje, seguido de un amplificador de instrumentación diferencial AD620. La ganancia del amplificador fue ajustada a 1000 debido a que la señal obtenida a través de la interfaz piel-electrodo fue sumamente pequeña (alrededor de los 0.3 mV).

Lo anterior se verificó introduciendo una señal sinusoidal de 10 mV proveniente de un generador de señales (Tektronik, AFG2021) a la entrada del AD620. La señal y la salida del amplificador se visualizaron con ayuda de un osciloscopio (Rohde & Schwarz HAMEG, HMO2022) y, con el cociente calculado de la relación salida-entrada, se comprobó una ganancia igual a la deseada y un CMRR (Rechazo al Modo Común) de 117.95 dB.

Después de la etapa de amplificación, se estableció una etapa de filtrado, conformada por un filtro paso-banda tipo Butterworth de segundo orden con un ancho de banda de 149.1 Hz (frecuencia de corte inferior = 0.9 Hz, frecuencia de corte superior = 150 Hz).

Verificada la correcta adquisición del ECG y la calidad de las señales registradas, se procedió a realizar la placa de circuito impreso (PCB, por sus siglas en inglés). Ésta fue acoplada a una banda elástica, ajustable a las dimensiones del tórax del sujeto, con el objetivo de atribuirle un carácter ergonómico. Con el mismo propósito, se incorporaron al dispositivo electrodos activos, diseñados esencialmente para reducir la introducción de ruido a las señales adquiridas. El sistema completo fue alimentado con una batería externa (MOBO, 2200 MAH 1) de 5 V, brindándole una naturaleza portátil y en condiciones de uso.

B. Adquisición de señales para flutter ventricular

La adquisición de las señales electrocardiográficas propias del flutter ventricular se realizó a través de una base de datos de señales fisiológicas (MIT-BIH Arrhythmia Database Physiobank, PhysioNet) [15]. Se descargaron cuatro señales para flutter ventricular, con una frecuencia de muestreo de 360 Hz y duración de 10 segundos.

C. Procesamiento de las señales

El procesamiento y análisis de las señales electrocardiográficas se realizó a través del software Matlab®. La validación de estas señales se llevó a cabo gracias a la comparación del resultado obtenido con el algoritmo desarrollado contra la literatura.

Primeramente se llevó a cabo el procesamiento de línea base a fin de asegurar la supresión de cualquier offset en las señales adquiridas. Para este caso se empleó un filtro tipo Butterworth paso-altas de cuarto orden, cuya frecuencia de corte se estableció en 0.5 Hz.

Una vez establecida la línea isoeletrica, se identificaron el punto R (equivalente al punto máximo en amplitud), S (equivalente al punto mínimo en amplitud) y Q del segmento QRS de la señal dentro de intervalos de 200 muestras, que equivalen a 0.56 segundos. Para la ubicación del punto S se invirtió la señal, reflejándola respecto al eje X. Para la ubicación del punto Q se establecieron dos umbrales, -0.5 V (inferior) y -0.21 V (superior).

A continuación, se generó un vector de longitud igual a 10 segundos de duración de la señal analizada, en el cual se almacenaron los puntos R y S encontrados en dicho lapso. Se obtuvo la frecuencia cardíaca en lpm multiplicando el número de puntos R identificados por seis.

Para la determinación del flutter ventricular se estableció un rango para la frecuencia cardíaca. Si la frecuencia cardíaca se encuentra entre 60 y 100 lpm, corresponde a un ECG normal. Si la frecuencia se encuentra por encima de los 100 lpm indica la presencia de flutter ventricular.

Finalmente, se creó una interfaz gráfica de usuario (GUI) conforme a una plantilla preestablecida de Matlab para la visualización de la señal electrocardiográfica, su periodograma y su espectrograma. La interfaz constó de tres gráficos para el despliegue de las señales, un botón para la activación de los comandos de despliegue y tres cuadros de texto para mostrar las características extraídas de la señal. El cuadro de texto correspondiente al diagnóstico realizado se configuró para cambiar de color en función del estado del ECG (verde en estado normal (Figura 1), rojo en flutter ventricular (Figura 2)).

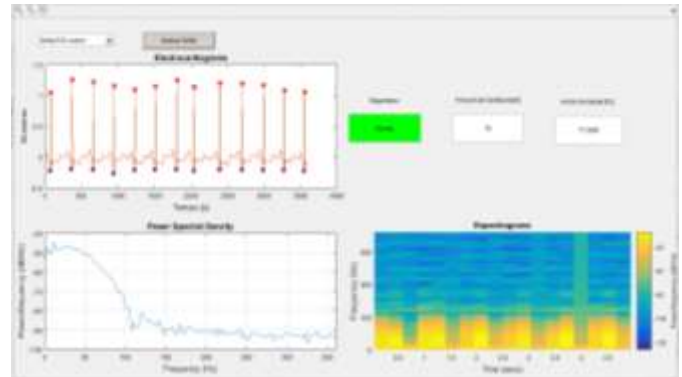


Figura 1. Interfaz gráfica de usuario desarrollada para el despliegue de señales electrocardiográficas, su densidad espectral de potencia, su espectrograma y parámetros característicos. Se muestra el comportamiento en el análisis de un ECG normal.

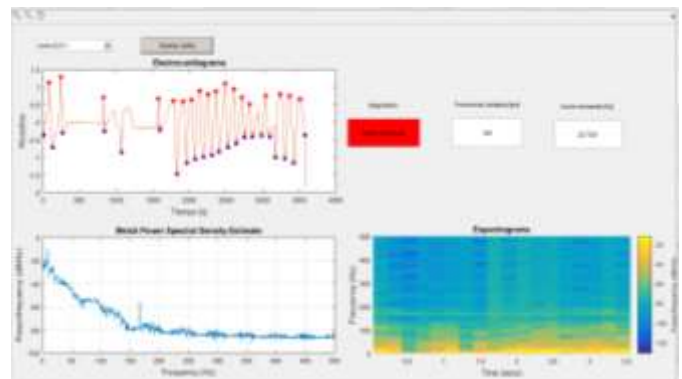


Figura 2. Interfaz gráfica de usuario desarrollada para el despliegue de señales electrocardiográficas, su densidad espectral de potencia, su espectrograma y parámetros característicos. Se muestra el comportamiento en el análisis de un ECG con flutter ventricular.

IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En la Figura 3 se puede observar que la señal obtenida, previa al procesamiento digital, presenta una línea base isoeletrica y escasamente contiene ruido proveniente de la

red eléctrica, lo cual favorece a la interpretación y análisis a través de la técnica de identificación de los puntos característicos de la onda del ECG.

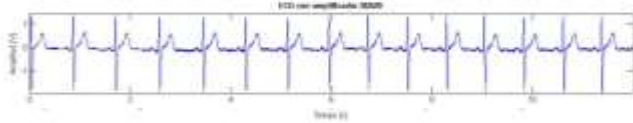


Figura 3. Señal electrocardiográfica amplificada y filtrada.

En la Figura 4 y Figura 5 se puede observar que el algoritmo desarrollado es capaz de identificar con precisión los puntos R y S que conforman el complejo QRS, independientemente de la irregularidad de las señales electrocardiográficas.

Únicamente se observaron fallas en la detección de los puntos S cuando éstos se encontraban por encima de los -0.3 V.

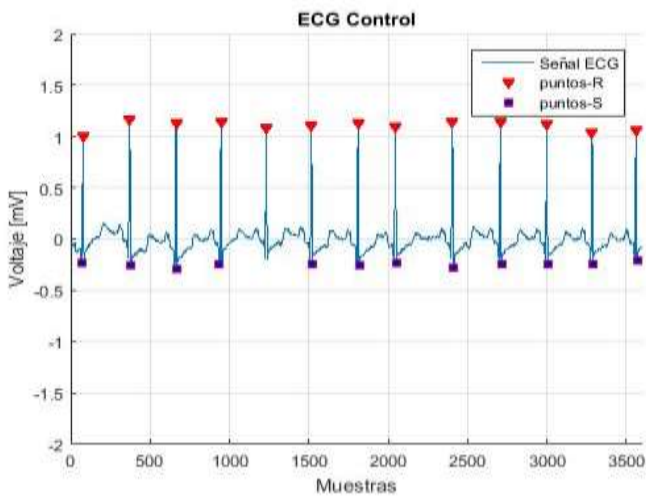


Figura 4. Identificación de los puntos R, S y Q en un ECG normal en intervalos de 200 muestras, equivalentes a 0.56 segundos.

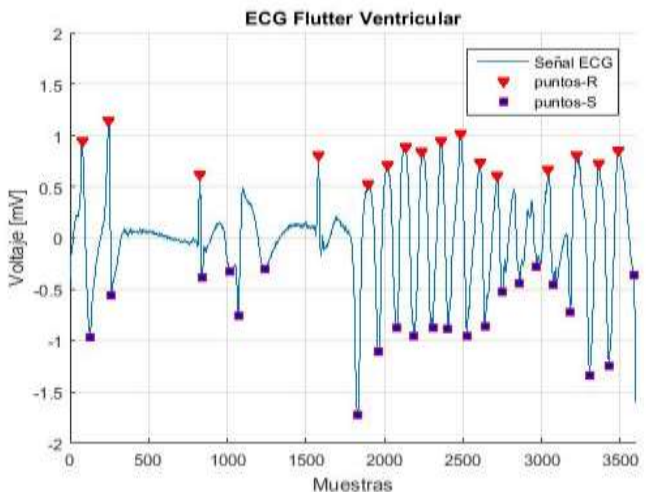


Figura 5. Identificación de los puntos R, S y Q en un ECG para flutter ventricular en intervalos de 200 muestras., equivalentes a 0.56 segundos.

Las señales eléctricas generadas por un corazón en condiciones normales ocupan un ancho de banda de potencia de 102.7 Hz (Figura 6), mientras que aquellas registradas en ciertas afecciones cardíacas como el flutter ventricular producen una alteración en la densidad espectral de la

potencia (Figura 7), permitiendo una adecuada discriminación de cardiopatías en función de su comportamiento frecuencial (Cuadro II).

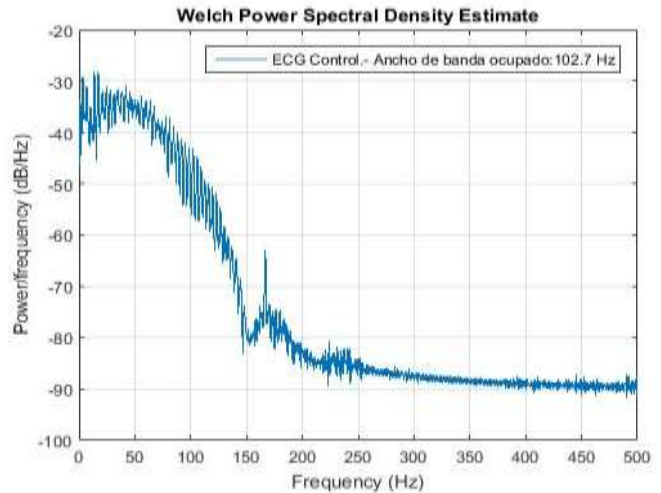


Figura 6. Estimación de la densidad espectral de potencia para una señal ECG normal mediante el periodograma de Welch.

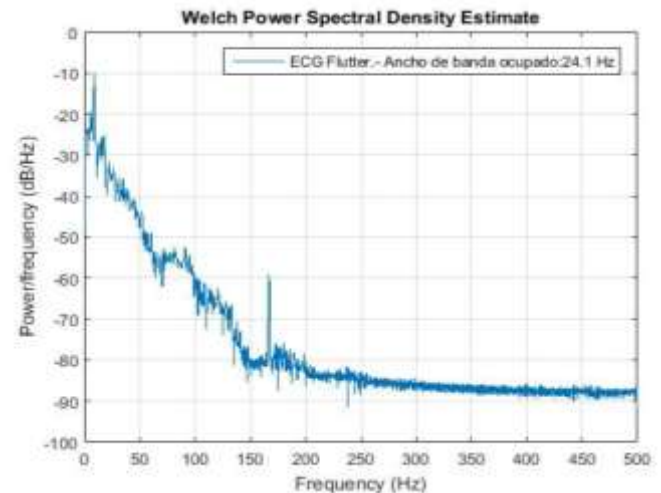


Figura 7. Estimación de la densidad espectral de potencia para una señal ECG para flutter ventricular mediante el periodograma de Welch.

CUADRO II
DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE FLUTTER VENTRICULAR PARA SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.

Señal	Dx.	Frec. Card. [lpm]	Ancho de banda [Hz]	Evaluación
1	Normal	78	77.5006	Correcta
2	F. Vent.	108	22.7321	Correcta
3	F. Vent.	120	41.2629	Correcta
4	Normal	78	81.5173	Correcta

Dx. = Diagnóstico, Frec. Card. = Frecuencia Cardíaca, F. Vent. = Flutter Ventricular.

V. CONCLUSIONES

Al trabajar con señales biomédicas, el procesamiento constituye uno de las fases críticas en el diagnóstico oportuno de enfermedades ya que la interpretación que se haga de las señales registradas puede verse modificada drásticamente a causa de la utilización de técnicas y métodos de procesamiento inadecuadas.

En este trabajo se implementó un sistema de adquisición y se desarrolló un algoritmo que, aunado al análisis temporal y espectral de las señales, tiene grandes aportaciones en la toma de decisiones asertivas ante un episodio de infarto al miocardio. Sin embargo, es importante resaltar que, al estar enfocado en la identificación del flutter ventricular, no es capaz de evitar una afectación de este tipo. De modo que, podemos destacar el apoyo y la orientación de la atención médica a enfermedades cardiovasculares como la principal ventaja de este trabajo, sin descartar además el hecho de que es el primer prototipo desarrollado dentro de esta categoría.

La principal desventaja que se encuentra para su implementación es que está limitado a la identificación de eventos de flutter ventricular, los cuales no siempre se presentan como signos de alteración en el funcionamiento del corazón. No obstante, surge aquí la posibilidad de desarrollar nuevos algoritmos que favorezcan la detección de otras cardiopatías y que, aunado a la portabilidad del dispositivo, hagan de éste una herramienta confiable para el monitoreo de la actividad cardíaca fuera y dentro de un hospital.

VI. REFERENCIAS

- [1] Rose, C. & Serna, M. Procesamiento del Electrocardiograma para la Detección de Cardiopatías (1st ed., pp. 1 - 4). Hermosillo: División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Hermosillo. Retrieved from http://enc2014.cicese.mx/Memorias/paper_19.pdf
- [2] Estadísticas por tema. (2016). Www3.inegi.org.mx. Retrieved 23 November 2016, from <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/sisept/Default.aspx?t=mdemo107&s=est&c>
- [3] OMS | Enfermedades cardiovasculares. (2016). Who.int. Retrieved 23 November 2016, from <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- [4] M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis, D. Sideris, "An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal", *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 33, pp. 237-250, 2005.
- [5] Reyna Carranza, M. & Jané Campos, R. (2001). Análisis Multi-Wavelet para la detección de conductividad ventricular anormal en señales ECG de alta resolución. *Rev Biomed*, 12(2), 98-110. Retrieved from <http://www.uady.mx/~biomedic/rb011223.pdf>
- [6] Dalle D., Devroede G., Thibault R., Perrault J. (1975): "Computer analysis of BS", *Comput. Biol. Med.*, 4: 247-256.
- [7] Tompkins, W. (1993). *Biomedical digital signal processing* (1st ed.). Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall.
- [8] Benson M. J., Castillo F. D., Wingate D. L., Demetropoulos J., Spyrou N. M. (1993): "The computer as referee in the analysis of human small bowel \ motility", *Am. J. Physiol.*, 264: G645-654.
- [9] Ramírez Hernández, J. & Guapacha García, M. (2016). ANALISIS DE VARIABILIDAD EN SEÑALES CARDIOVASCULARES UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES. Universidad Tecnológica de Pereira. Retrieved 17 November 2016, from <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/2025/6213822R173.pdf?sequence=1>
- [10] Laguna P, Thakor N, Caminal P, Jane R & Yoon HR (1990) New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: Performance and applications. *Med Biol Eng Comput* 28: 67-73. 10 http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/arrhy_sp.cfm
- [11] Huszar, Robert J. "Arritmias: Principios, Interpretación y Tratamiento" (3^o ED.), Elsevier España S.A., 2005.
- [12] Mulder L (1992) Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. *Biol Psychol* 34: 205-236.
- [13] Laguna, Pablo. Acondicionamiento de la señal ECG y extracción de parámetros clínicamente útiles. Curso de verano de la Universidad de Cantabria: Técnicas avanzadas de tratamientos de señal para la mejora del proceso asistencial en el entorno de la medicina especializada.
- [14] Lorenzo Romero, J. (2015). ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS USANDO TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL. L'Oberta en Obert. Retrieved 18 November 2016, from <http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/40186/6/jlorenzozoroTFC0115memoria.pdf>
- [15] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages: <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>], 2000.