

Artículo Original

<https://doi.org/10.22463/0122820X.4790>

Cardiac Holter monitoring based on a diagnostic methodology of fundamental cardiac dynamics in probability theory

Holter cardiaco basado en una metodología diagnóstica de la dinámica cardiaca fundamentado en la teoría de la probabilidad

Yesica Tatiana Beltrán-Gómez¹, Jorge Gómez-Rojas^{2*}, Miguel Ángel Martelo-Ramirez⁵, Mauricio Antonio Serrano-Alvarez⁴

¹ MSc. en Ingeniería electrónica, ybeltrang@unimagdalena.edu.co, <https://orcid.org/0000-0001-8437-4082>, Universidad del Magdalena, Santa Marta, Colombia.

² PhD. en Ingeniería, jgomez@unimagdalena.edu.co, <https://orcid.org/0000-0002-0840-8743>, Universidad del Magdalena, Santa Marta, Colombia.

³ Ing. electrónico, miguelmarteloar@unimagdalena.edu.co, <https://orcid.org/0009-0002-5737-1075>, Universidad del Magdalena, Santa Marta, Colombia.

⁴ Ing. Electrónico, mserrano@unimagdalena.edu.co, <https://orcid.org/0000-0002-8460-0964>, Universidad del Magdalena, Santa Marta, Colombia.

Cómo citar: Y. T. Beltrán-Gómez, J. Gómez-Rojas, M. Ángel Martelo-Ramirez, y M. A. Serrano-Alvarez, "Holter cardiaco basado en una metodología diagnóstica de la dinámica cardiaca fundamentado en la teoría de la probabilidad", *Respuestas*, vol. 29, n.º 3, pp. 60-71, sep-dic. 2024. <https://doi.org/10.22463/0122820X.4790>

Received on June 15, 2024 - Approved on August 28, 2024.

ABSTRACT

Keywords:

Electrocardiography, filters, probability theory, cardiac dynamics, frequency.

Cardiovascular diseases are one of the main causes of death worldwide, including Colombia. Additionally, there are concerns about how people with a history of myocardial infarction may be affected by the COVID-19 virus. To address this issue, software called Cardio Analyzer was developed, which uses a diagnostic methodology based on probability theory to differentiate cardiac dynamics in patients with a history of acute myocardial infarction and COVID-19. This software has three data entry methods and performs mathematical calculations to support medical diagnosis. In addition, the details of the design and implementation of a holter that records the electrical activity of the heart for more than 24 hours are described, using electronic and digital decoration elements. The developed hardware was integrated with the mentioned software and reliable results validated by means of a cardiac arrhythmia simulator were obtained.

RESUMEN

Palabras clave:

Electrocardiografía, filtros, teoría de la probabilidad, dinámica cardiaca, frecuencia.

Las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de muerte en todo el mundo y Colombia no es la excepción. Además, hay preocupación por cómo las personas con antecedentes de infarto agudo de miocardio pueden verse afectadas por el virus COVID-19. Para abordar este problema, se desarrolló un software llamado Cardio Analyzer, que utiliza una metodología diagnóstica basada en la teoría de la probabilidad para diferenciar las dinámicas cardíacas en pacientes con antecedentes de infarto agudo de miocardio. Este software tiene tres métodos de ingreso de datos y realiza cálculos matemáticos para apoyar el diagnóstico médico. Además, se describen los detalles del diseño y la implementación de un holter que registra la actividad eléctrica del corazón durante más de 24 horas, utilizando elementos de electrónica analógica y digital. El hardware desarrollado fue integrado con el software mencionado y se obtienen resultados confiables validados mediante un simulador de arritmias cardíacas.

*Corresponding author

E-mail Address: ybeltrang@unimagdalena.edu.co (Yesica Tatiana Beltrán-Gómez)



Peer review is the responsibility of the Universidad Francisco de Paula Santander.
This is an article under the license CC BY-NC 4.0

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte a nivel mundial, cobrándose aproximadamente 17.9 millones de vidas cada año y correspondiendo al 32% de todas las muertes registradas en el mundo. Este grupo de trastornos del corazón afecta la circulación sanguínea, incluyendo cardiopatías coronarias, enfermedades cerebrovasculares y cardiopatías reumáticas [1]. En Colombia, la enfermedad de isquemia del corazón ocupa el primer lugar en decesos con el 17% de la mortalidad nacional en 2022 [2].

En la última década, las muertes relacionadas con enfermedades cardiovasculares han aumentado significativamente en todo el mundo, incluyendo Colombia [2]. Al mismo tiempo, ha habido un gran avance en el ámbito tecnológico e investigativo, generando tratamientos y dispositivos que permiten la detección temprana y análisis de posibles síntomas de enfermedades cardiovasculares [3]. Un ejemplo de estos dispositivos es el holter cardiaco, que permite monitorear la dinámica cardiaca del paciente de manera ambulatoria y no invasiva, evaluando los cambios en la dinámica de los fenómenos eléctricos que son de corta duración y de manera transitoria [4]

Actualmente, en la cardiología, existe un gran interés en estudiar los factores que afectan la variabilidad de la frecuencia cardiaca y su impacto en los pacientes. Se ha encontrado que la actividad física y la sepsis pueden aumentar o disminuir la variación de la frecuencia cardiaca, respectivamente. Además, los pacientes que tienen una muerte cardiaca súbita tienen una tendencia hacia una disminución progresiva y significativa en la variabilidad de la frecuencia cardiaca, al igual que aquellos que presentan fallas cardiacas congestivas y arritmias no fatales [5], [6], [7].

El infarto agudo de miocardio es una de las principales causas de mortalidad en todo el mundo y puede causar daño irreversible al músculo cardíaco [8]. Se han implementado varias aproximaciones para estimar pronósticos a corto y largo plazo en pacientes con infarto agudo de miocardio, principalmente a través del estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

La aplicación de leyes físicas y matemáticas en el estudio de la dinámica cardíaca ha propiciado el desarrollo de pruebas diagnósticas en la clínica que permiten complementar los abordajes diagnósticos y predictivos en cardiología. Ejemplo de ello resulta la aplicación de la teoría de la probabilidad al análisis de registros holter, logrando el desarrollo de una metodología diagnóstica que establece valores de probabilidad con respecto a la ocurrencia de eventos específicos. Esta metodología puede ser aplicada para detectar posibles enfermedades cardiovasculares en pacientes con COVID-19 que tienen antecedentes de infarto agudo de miocardio.

Materiales y Métodos

Diseño del Holter Cardiaco

El desarrollo del presente proyecto consta de 3 partes importantes: adquisición de señales electrocardiográficas (ECG), filtrado del ruido de las señales y entrega de señales resultantes para ser leída por microprocesadores [1], [7], [9]. Se utilizaron principalmente los siguientes componentes: Amplificadores operacionales TL084, amplificadores de instrumentación INA122, resistencias de precisión SMD, capacitores no polarizados SMD y cable ECG 5 Leads.

En la figura 1 se muestra el diagrama de bloques de la etapa de adquisición de señales electrocardiográficas. Este es el sistema encargado de adquirir y entregar las señales eléctricas producidas por el corazón, el cual es abastecido por baterías para garantizar su autonomía. Igualmente, se puede apreciar la conexión que debe ser realizada al paciente para la adquisición de las señales, para así entregar las derivas I, II y III [10], [11]

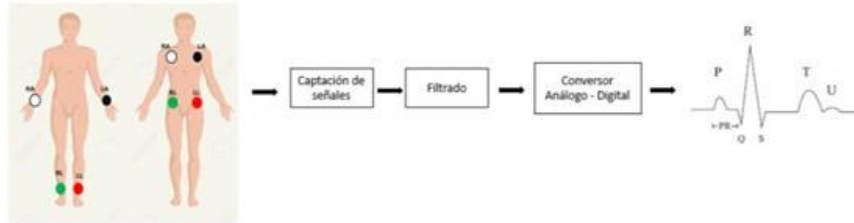


Figura 1. Esquema general de la adquisición y entrega de señales electrocardiográficas. Fuente propia.

el dispositivo se encuentran los componentes y configuración necesaria para obtener las señales eléctricas del corazón; cuenta con sensores (electrodos) y un cable ECG de 5 leads, mediante el cual se obtienen las derivaciones bipolares de Einthoven, a nivel de circuitos cuenta con las siguientes etapas: adquisición (buffer), pre-amplificación, circuito de protección pierna derecha, filtrado y conversión análogo-digital. En la figura 2 se puede observar el diagrama de bloques en el cual se entrega más detalle de cada etapa [12], [13], [14].

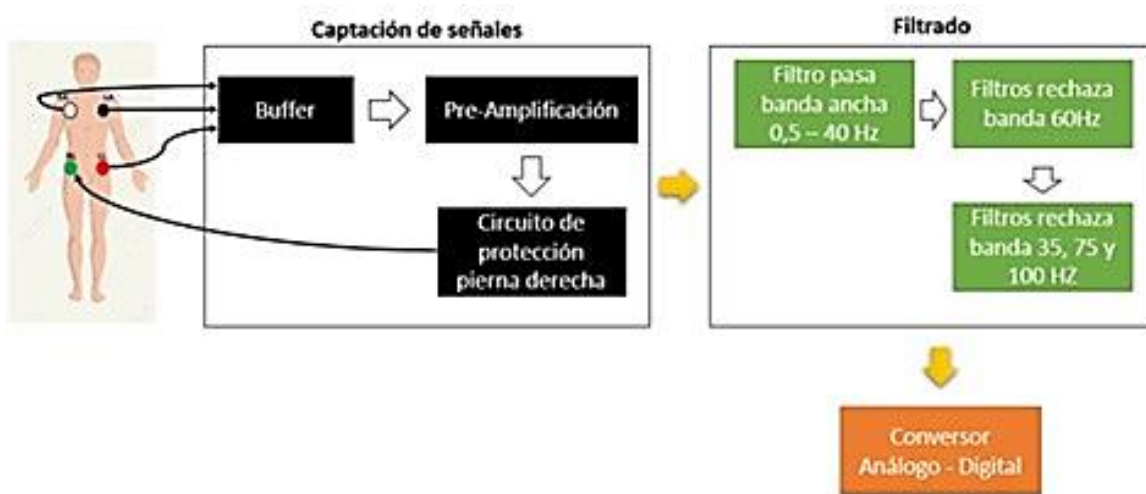


Figura 2. Subetapas que componen el sistema general. Fuente propia

En la etapa de captación de señales se tuvo en cuenta el ancho de banda en el cual se encuentran las señales electrocardiográficas, en el rango de 0.05 – 100 Hz. Esto con la finalidad de aislar de manera gradual el espectro de frecuencia y así no tener cruces o ruidos causado por armónicos a diferentes frecuencias [10]. Para el Buffer, se utilizó un filtro RC de primer orden acoplado a un amplificador operacional (OpAmp) en configuración de emisor seguidor.

La etapa de pre-amplificación fue diseñada a partir de un amplificador operacional de instrumentación de referencia INA122, el cual según la información en la hoja de datos del fabricante está configurada con una ganancia estipulada de 5 veces más la ganancia que el diseñador desee trabajar, esto controlado

mediante una resistencia variable o fija llamada RG. Con este operacional se implementó un filtro pasa baja de primer orden con la finalidad de contrarrestar el desplazamiento de la línea basal.

El circuito de protección pierna derecha tiene como función principal retroalimentar mediante la pierna derecha o costado derecho del paciente, el objetivo es atenuar el ruido de 60Hz que proviene de las líneas de distribución eléctricas, estas frecuencias son captadas por la persona debido al funcionamiento del cuerpo humano, ya que, este se comporta como una antena receptora.

Para el diseño de esta etapa se realizaron dos configuraciones, primero un seguidor de voltaje, en la cual ingresa la señal proveniente de un divisor de tensión entre los terminales 1 y 8 de la etapa de pre-amplificación. Luego la señal captada ingresa a un circuito pasa baja de primer orden que es encargado de enviar ese voltaje resultante hacia el paciente, mediante el cable ECG por el terminal de conexión hacia el electrodo llamado RL.

En la etapa de filtrado se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones:

- El ancho de banda en el cual se encuentran las señales ECG: estas señales están en un ancho de banda correspondiente a los 0.05 – 100 Hz, pero con fines diagnósticos este ancho de banda puede llegar hasta los 200 Hz.
- La eliminación del ruido corresponde a frecuencias de 35, 60, 75 y 100 Hz, debido a los posibles armónicos que se puedan producir principalmente por las redes eléctricas, recordando que las redes eléctricas trabajan a una frecuencia entre 50 y 60 Hz.

Para la etapa del conversor analógico–digital se crea un desplazamiento en el eje del voltaje en la señal resultante, esto con la finalidad de que los microcontroladores puedan leer la señal cardiaca producida obtenida gracias al sistema, ya que los microcontroladores solo aceptan voltajes positivos en un rango de 0 a 5 voltios DC.

A continuación, se muestra el prototipo final diseñado para la adquisición de la señal, debido a las características de este y el uso móvil o portable deseado se requiere un diseño compacto, por tal motivo, se decidió utilizar la tecnología SMD para reducir de tamaño el circuito, actualmente la tarjeta de la figura 3 tiene dimensiones de 7x10 cm.



Figura 3. Implementación del diseño en componentes SMD. Fuente propia.

Metodología diagnóstica fundamentada en la teoría de la probabilidad

En cardiología, se ha hallado que la teoría de la probabilidad puede ser implementada para obtener una metodología de diagnóstico cardíaco. En esta metodología, se cuantifica desde una perspectiva probabilista los rangos de frecuencia cardíaca y la cantidad de latidos cardíacos. A partir de estos, se establecen tres parámetros que permiten diferenciar las dinámicas cardíacas. Por ejemplo, un recuento de rangos de frecuencia cardíaca superior a 17 indica normalidad mientras que la suma de las dos probabilidades más frecuentes en registros holter anormales es característico de enfermedad cuando presenta valores mayores a 0.319, entre otros criterios. Estos parámetros permiten obtener diagnósticos precisos de aplicación clínica para personas mayores de 21 años independiente de patologías, intervenciones y otras consideraciones epidemiológicas, tomando los registros en un tiempo de 19 horas [15], [16].

Para el desarrollo del software diagnóstico basado en la teoría de la probabilidad inicialmente, se organizaron las frecuencias cardíacas en rangos de 5 latidos por minuto para posteriormente cuantificar la probabilidad de cada rango con respecto a la cantidad total de las frecuencias que se obtuvieron de los registros. Después, se analizó la probabilidad que resulta de la cantidad de latidos por hora en rangos de 250 latidos, determinando así, un límite inferior y superior para acotar la cantidad mínima y máxima de latidos.

Posteriormente, el software procede a considerar los siguientes parámetros para diagnosticar las dinámicas cardíacas establecidos por Rodríguez et al. [15], [17]:

1. El número de rangos de la frecuencia cardiaca superior a 17 es característico de normalidad. Un valor menor a 14 generalmente es característico de enfermedad. Los valores intermedios deben determinarse mediante los siguientes parámetros.
2. Se aplican simultáneamente los parámetros a y b:
 - **a.** Diferencia entre los rangos de los dos valores de frecuencia con mayor probabilidad mayor o igual a 15 es característica de enfermedad.
 - **b.** La máxima probabilidad del número de latidos con valor igual o menor a 0.217 o mayor o igual a 0.304 es característico de enfermedad.

Para establecer la evaluación:

- Si solamente se presenta a, hay enfermedad.
 - Si se presenta a y b, hay enfermedad.
 - Si solamente se presenta b, hay evolución a la enfermedad.
 - Si se presenta b y un número de latidos menor a 3,000 o mayor a 6,250, hay enfermedad.
3. La suma de las dos probabilidades más frecuentes en registros holter enfermos es característico de enfermedad cuando presenta valores mayores a 0.319 en los siguientes casos:
 - Cuando los parámetros a y b también son característicos de enfermedad.
 - Cuando el parámetro b es característico de enfermedad.
 - Cuando el parámetro b es característico de enfermedad y se presenta un número menor a 3,000 o mayor a 6,250 latidos en una hora.

Interfaz gráfica con base en el diseño centrado en el usuario (UCD)

Para la elaboración de la interfaz gráfica se hace por medio de Tkinter, una librería del lenguaje de programación Python, esta herramienta está diseñada para la creación y desarrollo de aplicaciones de escritorio libre de licencias, la implementación se realizó por medio del lenguaje de programación Python, dada su versatilidad y manejo práctico. Utilizando el enfoque multidisciplinario UCD (diseño centrado en el usuario) que consiste en planificar lo que se va a realizar pensando en el usuario con base a las etapas de análisis, diseño, evaluación, implementación y despliegue, se logra obtener una interfaz gráfica amigable con el usuario en donde las necesidades se cumplan tanto funcional como visualmente.

Análisis y procesamiento de datos

Para el análisis y procesamiento de datos se hace con base a Pandas una librería del lenguaje de programación Python enfocada en el manejo y análisis de estructuras de datos en donde dispone de tres estructuras de datos diferentes [18]: series para estructuras de una dimensión, dataframe para estructuras de dos dimensiones (tablas) y panel para estructura de tres dimensiones (cubos).

Datafram es utilizado y considerado el mejor para el manejo de procesamiento de datos con archivos de tipo EXCEL debido a que puede leer las columnas de datos que se encuentren disponible permitiendo modificar u operar con éxito dichos datos que son importantes para el cálculo de la metodología diagnóstica en base a las frecuencias cardíacas máximas, frecuencias cardíacas mínimas y latidos que ingrese el usuario.

Procesamiento de señal para la detección de picos R en la señal cardíaca

El procesamiento de señal para la detección de picos R en la señal cardíaca se hizo mediante el uso de dos librerías fundamentales para lograr el objetivo, una de ellas es Matplotlib [19], la cual está especializada para la creación de gráficos en dos dimensiones y la librería de Scipy [20] que contiene módulos para optimización, algebra lineal, integración, interpolación, funciones especiales, FFT, procesamiento de señales e imágenes entre otras tareas relacionadas con la ciencia e ingeniería.

En la detección de picos R de la señal cardíaca se dio uso a un módulo específico de la librería Scipy que es Signal y una función denominada find_peaks que permite por medio de unos parámetros de filtrado lograr la detección de los picos en las señales, en esta ocasión utilizado para los picos R de una señal cardíaca logrando una efectividad que depende del ingreso de la señal correctamente.

Resultados y Discusión

Se obtienen las señales del holter cardíaco de forma exitosa, las validaciones se realizan con posibles pacientes, estudiantes de ingeniería electrónica de la Universidad del Magdalena y a través de un simulador de arritmias cardíacas facilitado por la empresa Ingemesp SAS. Para la adquisición de la señal se utilizaron electrodos y un cable de electrocardiografía de 5 leads. A continuación, en las figuras 4-6 se muestran las señales obtenidas con el holter, derivada I, II y III, respectivamente.

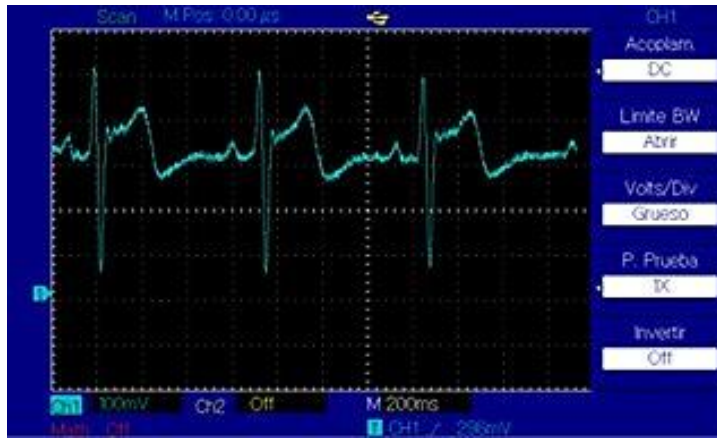


Figura 4. Salida señal derivada I con desplazamiento entre 0 y 5 voltios. Fuente Propia.



Figura 5. Salida señal derivada II con desplazamiento entre 0 y 5 voltios.. Fuente Propia.



Figura 6. Salida señal derivada III con desplazamiento entre 0 y 5 voltios. Fuente Propia.

En la figura 7 se observa la sumatoria de las señales derivadas, esta se procesa para ingresar al software como fue mencionado anteriormente. En la figura 8, se observa la interfaz gráfica que visualiza el usuario para ingresar los datos de la señal del holter. Esta información puede ser ingresada de forma manual en las casillas de hora, Fc max, Fc min y latidos, o de forma automática ingresando el archivo exportado del holter a través del botón buscar archivo. Luego se procesan los datos y se observa algo similar a la figura 9.

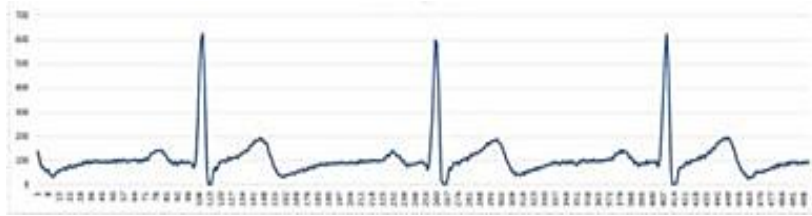


Figura 7. Imagen de datos procesados para el ingreso al software diagnóstico. Fuente Propia

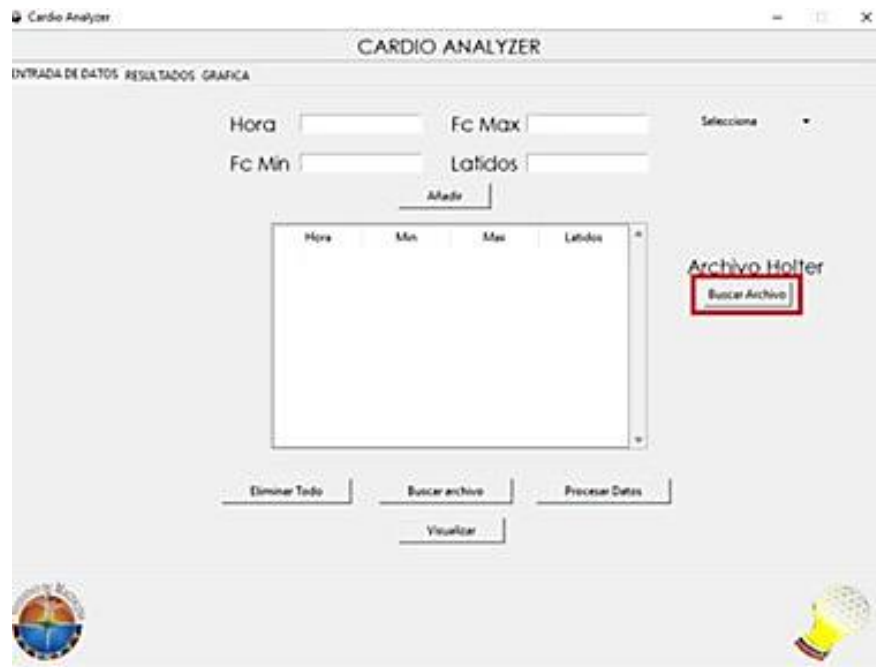


Figura 8. Interfaz de usuario del software para el ingreso del archivo extraído del holter. Fuente Propia

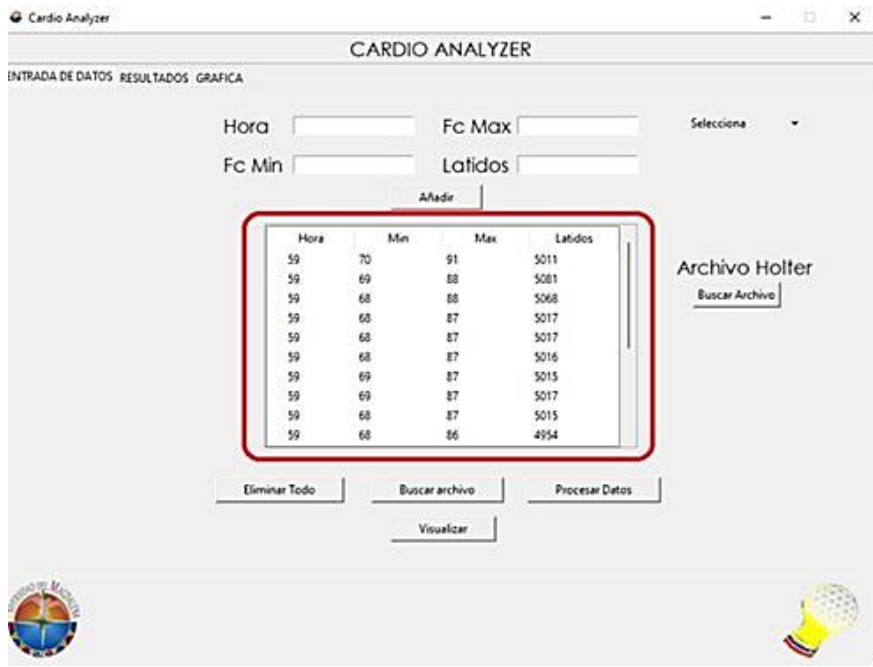


Figura 9. Visualización de datos ingresados por el archivo del holter. Fuente Propia

Al hacer clic en el botón visualizar ya se tendrán los cálculos propios de la metodología como se observa en la figura 10. Y finalmente, se podrá generar un PDF con esta información tal como se observa en la figura 11 y esta herramienta puede ser utilizada por el personal médico como un apoyo al diagnóstico.

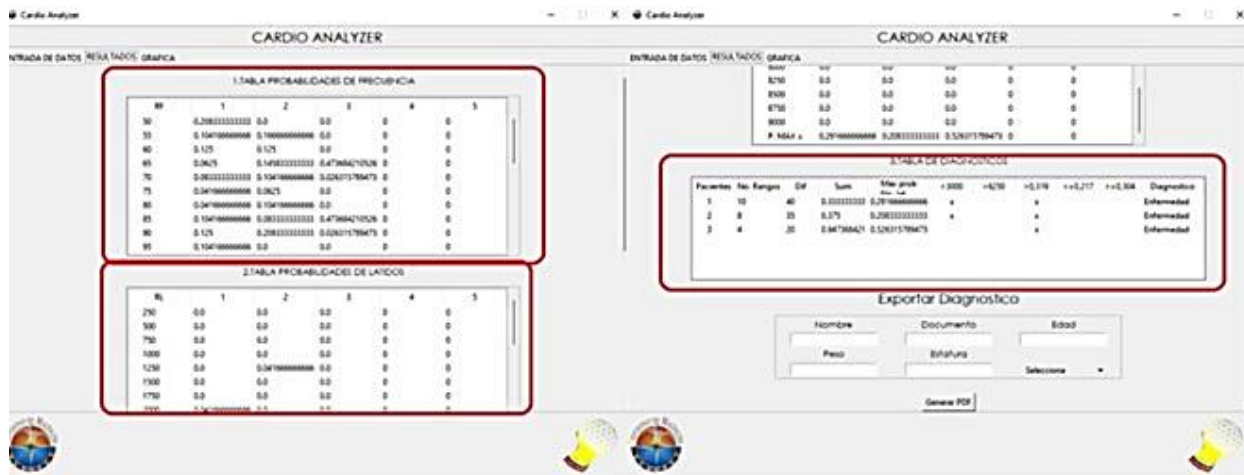


Figura 10. Resultados obtenidos a través del software diagnostico "Cardio Analyzer". Fuente Propia



Reporte de resultado holter cardíaco

Análisis mediante una teoría basada en la teoría de la probabilidad*



Nombre del paciente: Jose Salas
 Documento de identidad: xxxxxxxxxxxx
 Edad: 22
 Peso: 75 Kg
 Estatura: 1.75 m

Hora	FC min	FC max	Latidos
12:00	61	78	4182
13:00	61	85	4177
14:00	54	73	3618
15:00	54	58	4025
16:00	64	92	4251
17:00	64	96	4953
18:00	65	95	4742
19:00	65	84	4244
20:00	63	88	4187
21:00	55	89	3950
22:00	51	73	3378
23:00	50	93	3785
0:00	54	78	3589
1:00	52	95	3724
2:00	52	96	3593
3:00	50	91	3632
4:00	59	87	4109
5:00	52	73	3520
6:00	52	94	4484
7:00	74	96	5212
8:00	67	91	4514
9:00	64	82	2023
10:00	59	88	3997
11:00	57	94	4213

Tabla probabilidades de frecuencia		Tabla probabilidades de Latidos	
RF	Probabilidad	RF	Probabilidad
50	0.20833	1000	0.00000
55	0.10417	1250	0.00000
60	0.12500	1500	0.00000
65	0.06250	1750	0.00000
70	0.08333	2000	0.04167
75	0.04167	2250	0.00000
80	0.04167	2500	0.00000
85	0.10417	2750	0.00000
90	0.12500	3000	0.00000
95	0.10417	3250	0.04167
100	0.00000	3500	0.25000
105	0.00000	3750	0.12500
110	0.00000	4000	0.29167
115	0.00000	4250	0.08333
120	0.00000	4500	0.08333
125	0.00000	4750	0.04167
130	0.00000	5000	0.04167
P. MAX =	0.20833	P. MAX =	0.29167

Nro Rangos	Dif	Sum	Max Prob No. Lat	<0000	=0250	<0.312	=0.217	=0.304
10	40	0.333	0.29167	*		*		

Diagnostico

Enfermedad

Espacio para comentarios

Firma

Figura 11. Reporte generado en PDF por cada paciente. Fuente Propia.

Conclusiones

El sistema permite obtener de manera satisfactoria las señales que le han sido suministradas a través de un simulador de paciente, el cual puede simular aproximadamente 150 arritmias cardiacas, entregando resultados confiables que posteriormente son grabados y visualizados por el software de apoyo diagnóstico y verificado por personal especializado.

El algoritmo implementado para la detección de los picos R obtiene una respuesta eficiente, la metodología implementada en el software genera un avance con respecto a la automatización de los cálculos que se pueden realizar en el ámbito de la medicina en el estudio de las dinámicas cardiacas de los pacientes con antecedente de infarto agudo de miocardio.

El desarrollo del software denominado Cardio Analyzer con la metodología implementada solo es el comienzo de una investigación a gran escala a desarrollar diferentes metodologías para la dinámica cardíaca con el fin de reducir o detectar a tiempo el riesgo de padecer una enfermedad letal.

Referencias

- [1] N. V. Pacheco Barrios and L. Carrillo Larco, “Modelos pronósticos de enfermedades cardiovasculares en América Latina y el Caribe: Una revisión sistemática,” Universidad Peruana Cayetano Heredia, 2022.
- [2] Dirección de Censos y Demografía, “Estadísticas Vitales-EEVV,” 2023.
- [3] R. D. Daza Herrera, L. D. Escobar Quintero, G. Bracho Tovar, and M. L. Torres Nieto, “Desarrollo del prototipo de un sistema de monitoreo cardíaco ambulatorio implementando IoT,” Universidad Popular del Cesar, 2020. doi: 10.13140/RG.2.2.27887.05289.
- [4] L. R. Murga Choez and M. Molina, “Estudio del sistema Mysoul y de la telemedicina orientada a la atención de las afectaciones cardíacas, para el diseño de la aplicación móvil de visualización y análisis de las señales ECG para médicos,” 2015.
- [5] J. Quintero, S. Tabares, and J. Perdomo, “Prototipo Electrocardiógrafo Inalámbrico para la detección de enfermedades que desencadenen la muerte súbita, con software de diagnóstico médico aproximado,” in *3er Congreso Internacional AmITI*, 2016.
- [6] P. A. Enzo Pacilio, F. E., and L. Deneault, “Diseño e implementación de un sistema de adquisición de registros electrocardiográficos y pulsioximetría,” 2018. doi: 10.13140/RG.2.2.15558.42565.
- [7] D. Huaman Yrigoin, A. J. Valdez de la Cruz, R. N. Benites Saravia, and J. H. Grados Gamarra, “Diseño e implementación de un electrocardiógrafo con autodiagnóstico para reducir el índice de mortalidad ocasionada por patologías cardíacas que afectan a zonas con poblaciones vulnerables en el Perú,” Universidad Nacional del Callao, 2022.
- [8] World Heart Federation, “Enfermedad cardiovascular,” 2025. [Online]. Available: <https://www.world-heart-federation.org/wp-content/uploads/2017/11/infografia-WHF.pdf>
- [9] P. L. et al., “Arquitectura eficiente para la eliminación simultánea del wandering y el ruido en señales ECG,” in *XIII Jornadas de Computación Reconfigurable y Aplicaciones*, 2013, pp. 7–14.
- [10] A. Ochoa et al., “Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas,” *Sistemas, Cibernética e Informática*, pp. 10–15, 2010.

- [11] E. Sanchés Jiménez, Y. Hernández, and J. Ortiz, “Breve revisión de la literatura sobre Modelos Predictivos para la Detección de Enfermedades Cardiovasculares,” 2018.
- [12] C. Vidal Silva and V. Gatica Silva, “Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital,” 2010.
- [13] F. Pomares Herrera and F. Fernandez Periche, “Sistema de telemedicina UdC: Un nuevo paradigma en la atención médica colombiana para el sur de Bolívar,” *Revista de Tecnologías de la Informática y las Comunicaciones*, vol. 1, pp. 1–11, 2017.
- [14] R. Viloría, G. Bracho, M. L. Torres, and L. Torres, “Construcción de un prototipo de monitoreo de señales cardíacas aplicando tecnología inalámbrica ZigBee e internet,” *Revista de Investigaciones Andina*, vol. 21, no. 39, pp. 185–207, 2019. doi: 10.33132/01248146.1564.
- [15] J. Rodríguez, C. Correa, L. Ortiz, and S. Prieto, “Evaluación matemática de la dinámica cardíaca con la teoría de la probabilidad,” *Revista Mexicana de Cardiología*, vol. 20, no. 4, pp. 183–189, 2009.
- [16] J. O. Rodríguez V. et al., “Nueva metodología de evaluación del Holter basada en los sistemas dinámicos y la geometría fractal: confirmación de su aplicabilidad a nivel clínico,” *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, vol. 48, no. 1, pp. 27–36, 2016. doi: 10.18273/revsal.v48n1-2016003.
- [17] J. Rodríguez, S. Prieto, and L. J. Ramírez López, “A novel heart rate attractor for the prediction of cardiovascular disease,” *Inform. Med. Unlocked*, vol. 15, p. 100174, 2019. doi: 10.1016/j.imu.2019.100174.
- [18] T. Augspurger, J. Reback, and M. Roeschke, “Pandas,” 2025. [Online]. Available: <https://pandas.pydata.org/>
- [19] J. Hunter, D. Dale, E. Firing, and M. Droettboom, “Matplotlib,” 2025. [Online]. Available: <https://matplotlib.org/>
- [20] A. Nelson, C. Harris, C. Baumgarten, C. Carey, and E. Larson, “SciPy,” 2025. [Online]. Available: <https://scipy.org/about/>