

**DISEÑO DE ALGORITMO PARA CUANTIFICACIÓN DE FRECUENCIA
CARDIACA PROMEDIO EN DISPOSITIVO ARM (MÁQUINAS AVANZADAS
TIPO RISC)**

JULY ALEJANDRA URBANO VARGAS

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C
2017**

**DISEÑO DE ALGORITMO PARA CUANTIFICACIÓN DE FRECUENCIA
CARDIACA PROMEDIO EN DISPOSITIVO ARM (MÁQUINAS AVANZADAS
TIPO RISC)**

JULY ALEJANDRA URBANO VARGAS

Monografía de Proyecto de Grado

**Director: Javier Enrique González Barajas
Docente Facultad Ingeniería Electrónica.**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÁ
2017**

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	7
1. PROBLEMA	8
1.1 ANTECEDENTES.....	9
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	11
1.3 COMPONENTE HUMANISTA.....	13
1.4 OBJETIVOS.....	15
2. MARCO TEÓRICO.....	16
2.1 ¿Qué es un electrocardiograma?	16
2.2 ¿Cómo funciona un electrocardiograma?.....	17
2.3 ¿Qué es un electrocardiógrafo?	18
2.3.1 Derivaciones bipolares	18
2.3.2 Derivaciones Monopolares aumentadas	18
2.3.3 Derivaciones precordiales	19
2.4 ¿Qué es frecuencia cardíaca instantánea?	19
2.5 Detección de la onda R.....	19
2.5.1 Intervalo R-R.....	20
2.6 Dispositivos Digitales Programables:.....	20
2.6.1 ARM Advanced RISC Machines (Máquinas Avanzadas Tipo RISC)	20
2.6.2 RISC (Reduced Instruction Set Computer)	20
2.6.3 Arduino.....	20
2.6.4 Olimexino STM32.....	20
2.6.5 Arduino DUE:.....	21
2.6.6 Shield EKG-EMG :	21
2.6.7 Arduino Ethernet Shield	22
2.7 Técnicas de Tratamiento Digital:	23
2.7.1 Tratamiento digital de señales	23
2.7.2 Filtro promediador	24
2.7.3 Filtro derivador.....	24
2.7.4 Histograma de una señal.....	24
2.7.5 Umbralización de la señal cardíaca.....	25
3 DISEÑO Y EJECUCIÓN DEL PROYECTO	26
3.1 PLATAFORMA PARA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL	26
3.2 SISTEMA PARA ADQUISICIÓN Y DIGITALIZACIÓN	26
3.2.1 Cálculo del histograma:	28
3.2.2 Cálculo de la primera derivada:.....	29
3.2.3 Cálculo del punto máximo del histograma	29
4 RESULTADOS DEL PROYECTO	33
4.1 Resultados de las pruebas de adquisición de señales ECG	33
4.2 Pruebas con señales ECG con diferentes frecuencias (BPM):	34

4.3	Cálculo del porcentaje de error:.....	44
4.4	Pruebas con componente de ruido:.....	44
4.5	Interfaz gráfica:	56
5	CONCLUSIONES	58
ANEXOS		60
BIBLIOGRAFÍA		70

TABLAS

Tabla 1. Amplitudes máximas de las señales electrocardiográficas.	38
Tabla 2. Amplitudes mínimas de las señales electrocardiográficas.....	38
Tabla 3. Comparación entre el número de ondas R del ECG y el número de ondas R obtenido.....	43
Tabla 4. Cálculo del tiempo entre ondas R y comparación entre el número de muestras teórico y práctico.	43
Tabla 5. Cálculo del porcentaje de error entre el número de muestras teórico y el promedio de las muestras obtenido mediante el algoritmo.....	44
Tabla 6. Comparación entre tiempos de onda R para los algoritmos empleados.....	55
Tabla 7. Cálculo del porcentaje de error para las muestras adquiridas con el algoritmo con bloque de filtrado.	56

ANEXOS

ANEXO 1. Código desarrollado para la implementación del algoritmo para cálculo de la frecuencia cardiaca promedio sin bloque de filtrado.	60
ANEXO 2. Código desarrollado para la implementación del algoritmo para cálculo de la frecuencia cardiaca promedio con bloque de filtrado.	65

INTRODUCCIÓN

La señal electrocardiográfica (ECG) describe el comportamiento eléctrico del corazón [38] la componente con mayor amplitud de esta señal es la onda R y es primordial para el cálculo de la frecuencia cardiaca. [39]

Una gran cantidad de técnicas han sido desarrolladas para el cálculo de la frecuencia cardiaca empleando la onda R, algunas de ellas emplean técnicas demandantes como poderosos y costosos dispositivos programables, calculo del umbral adaptativo, bancos de filtros, transformadas y operaciones matemáticas, entre otros [10,40,41]. Actualmente las investigaciones se están enfocando en generar dispositivos portátiles para el calculo del ECG empleando tecnologías como FPGAs (Field Programmable Gate Array) [42,43], procesadores digitales de señales y microcontroladores [3,44,45].

Este proyecto presenta el diseño de un sistema digital desarrollado en la plataforma Arduino Due con el objetivo de obtener parámetros de la seña electrocardiográfica. Arduino es una herramienta de hardware abierto orientada al diseño de dispositivos, y la adquisición de bloques de datos, los algoritmos empleados en Arduino son desarrollados en lenguaje C mediante su plataforma de desarrollo integrada (IDE) [31].

El algoritmo presentado guarda los datos obtenidos mediante la adquisición de la señal electrocardiográfica para su posterior procesamiento, obteniendo el histograma y el umbral de dicha señal. Este ultimo genera una señal binaria donde se presenta un uno (1) cuando se obtiene presencia de la onda R y un cero (0) cuando no, el tiempo entre cada onda R presentada se conoce como tiempo R-R y permite realizar el cálculo de la cantidad de muestras entre cada onda R.

1. PROBLEMA

En el campo de la Ingeniería Biomédica existen actualmente muchos dispositivos orientados a la adquisición, tratamiento y cuantificación de parámetros basados en la señal electrocardiográfica (ECG). Mediante éste se puede obtener el cálculo de la frecuencia cardiaca, que está basada en la cuantificación en el tiempo entre la ocurrencia de cada una de las ondas R de la señal [1].

Estos equipos médicos emplean tecnologías cerradas y no permiten ver, manipular o mejorar los códigos de cuantificación y adquisición de dichas señales o sus respectivos parámetros. Por lo tanto no es posible agregar mejoras o realizar la cuantificación de nuevos parámetros, aún cuando estos dispositivos calculan la frecuencia cardiaca no permiten almacenar una gran cantidad de datos obtenidos para un posterior análisis. Esta condición dificulta el desarrollo en el sector académico e investigativo de nuevos algoritmos que permitan dar un valor agregado a la tecnología actual. Sin embargo en este mismo campo muchos grupos de investigación han enfocado sus estudios hacia el desarrollo de algoritmos de tratamiento digital de señales, que pueden generar innovación en cuanto al cálculo de los parámetros de la señal ECG, pero aún falta más integración en dispositivos portátiles [2]. Algunos de estos algoritmos están basados en técnicas matemáticas basadas en transformadas tiempo-frecuencia (Transformada de Fourier, Wavelet, entre otras) que requieren de poderosos dispositivos programables para ejecutar las operaciones matemáticas exigidas [3].

La finalidad de este proyecto está enfocada en dar solución a los problemas planteados en el párrafo anterior, ofreciendo el diseño de una estrategia que permita implementar algoritmos de cuantificación de los parámetros de la señal electrocardiográfica: mediante la detección de la onda R, teniendo como valor agregado la implementación de estrategias de diseño de algoritmos en código abierto para la detección de la onda R a través de técnicas matemáticas que impliquen cálculos menos complejos y no exijan dispositivos programables de alta gama. Para lograr esto se pueden emplear diferentes plataformas digitales como FPGAs (Field Programmable Gate Array), procesadores ARM, microcontroladores, entre otros. Este trabajo contribuirá a la investigación académica y desarrollo de algoritmos, permitiendo el uso de tecnologías eficientes, que a futuro podrían adaptarse para cubrir las necesidades de pacientes y médicos, que sean accesibles, y permitan a los usuarios obtener diagnósticos y monitoreo de manera remota.

1.1 ANTECEDENTES

Diversos proyectos y trabajos de investigación se han realizado en torno a la cuantificación y el tratamiento digital de la señal electrocardiográfica con el fin de realizar mediciones para obtener datos específicos de la misma. Para ello se han empleado plataformas digitales y microcontroladores así como la mezcla de los mismos.

En un proyecto desarrollado en el Instituto Nacional de Tecnología de Agartala, India (National Institute of Technology, Agartala Agartala, India) se diseñó un sistema de bajo costo, para realizar mediciones de la señal electrocardiográfica, fue realizado empleando un microcontrolador PIC18F4550, un amplificador operacional LT1028, y además cuenta con una interfaz hacia el PC mediante protocolo RS-232, la interfaz gráfica del mismo fue desarrollada en la herramienta LabVIEW. El desarrollo de dicho proyecto arrojó resultados satisfactorios, permitiendo el calculo de la señal electrocardiográfica eficientemente [4].

Así mismo en la Facultad de Ciencias de la Información e Ingeniería de Lanzhou University, China. (School of Information Science and Engineering, Lanzhou University) fue desarrollado un sistema inteligente de monitoreo y diagnóstico de ECG y anomalías cardiacas, portable y de muy bajo costo que además cuenta con una alarma y localización GPS. Dicho dispositivo fue realizado empleando un microcontrolador MSP430 y sus resultados fueron óptimos [5]. En la misma rama, en el trabajo desarrollado por estudiantes de Pune, India. Se muestra el desarrollo de un sistema de adquisición de ECG que almacena los datos obtenidos en tiempo real para futuros análisis. Fue desarrollado empleando el software Visual Basic 6 y el microcontrolador ATMEGA 16 [6].

En universidades de China e India se han realizado avances en la investigación y desarrollo de sistemas para cuantificación de la frecuencia cardiaca, generando así diseños de adquisición y procesamiento de señales cardiacas empleando circuitos de filtrado anti-aliasing, que cuentan con conexión USB para la transferencia de datos adquiridos a un computador personal [7], así como sistemas que emplean la transformada Wavelet para la extracción de la señal ECG [3,8].

Dentro de la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomás se cuenta con el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales, en el cual se han desarrollado diversos proyectos relacionados con el diseño de algoritmos que aportan a la solución del problema planteado anteriormente. Entre estos avances se encuentra la implementación de una metodología de filtrado digital para resaltar la onda R del complejo cardiaco empleando herramientas como LabView y el desarrollo de un algoritmo en Matlab que permite la umbralización de la señal tras un proceso de filtrado digital basado en ecuaciones de diferencias [9,10].

Para la detección de la onda R del complejo cardiaco se han empleado diferentes métodos desde transformadas de Fourier en tiempo continuo y discreto, técnicas estadísticas, hasta inteligencia computacional basada en lógica difusa. Al aplicar estas técnicas a la detección de la onda R se han implementado diferentes plataformas digitales, existen reportes de su uso mediante FPGAs, procesadores digitales de señales, procesadores ARM, dispositivos móviles e instrumentos virtuales. Estos últimos han sido empleados en diferentes plataformas, siendo así una herramienta útil para el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco [9].

El proceso de cuantificación de la frecuencia cardiaca instantánea basado en la onda R requiere la implementación de filtros que permitan obtener el tiempo de ocurrencia de cada onda, existen estrategias implementadas para esto como el uso de filtros promediadores y derivadores que pueden ser implementados en un dispositivo programable de uso abierto, logrando así la atenuación de las componentes espectrales que no hagan parte de esta onda [9] y un proceso de umbralización que permite obtener una señal binaria la cual emitirá un 1 cuando exista ocurrencia de la señal R y un 0 cuando ésta no exista.

1.2 JUSTIFICACIÓN

La señal electrocardiográfica representa el comportamiento eléctrico del corazón y se compone por un grupo de ondas (P,Q,R,S y T) denominado complejo cardíaco de ellas la onda R corresponde a la onda de mayor amplitud y el tiempo entre cada onda R permite el cálculo de la frecuencia cardíaca instantánea [10]. Para el proceso de cuantificación de la frecuencia cardíaca instantánea basado en la onda R es necesaria la implementación de filtros que permitan obtener el tiempo de ocurrencia de cada onda, existen estrategias implementadas para esto como el uso de filtros promediadores mediante los cuales se logra la atenuación de las componentes espectrales que no hacen parte de esta onda [9] La adquisición de dicha información es posible mediante la implementación de diferentes dispositivos digitales, sin embargo no existe una integración en dispositivos portátiles que permitan calcular los parámetros de la señal electrocardiográfica [11].

La propuesta de este proyecto es el diseño e implementación de una plataforma digital que permita la implementación mediante un dispositivo digital con arquitectura ARM de algoritmos de cuantificación de los parámetros de la señal electrocardiográfica. La estrategia implementada permitirá la integración de la plataforma digital con sistemas de acondicionamiento de señales, y la exportación de datos mediante el puerto USB hacia dispositivos de uso personal.

El desarrollo de esta herramienta contribuirá a la investigación en el área del tratamiento digital de señales enfocado al área de la biomédica y la telemedicina, generará un aporte a los proyectos generados en el grupo de investigación MEM (Modelado, Electrónica y Monitoreo) de la facultad de ingeniería electrónica de la Universidad Santo Tomás dicho aporte podrá ser usado como base para el desarrollo de futuras tecnologías y dispositivos de para diagnóstico de pacientes. Los resultados de este proyecto hacen parte de los productos esperados del proyecto de investigación patrocinado por el Fondo de Investigación de la USTA (FODEIN) titulado: “ PLATAFORMA INFORMÁTICA PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA ORIENTADO A LA PRESTACIÓN DE SERVICIOS DE ANÁLISIS Y CÁLCULO DE DESCRIPTORES. FASE II: Implementación en Sistemas Digitales”. El cual se identifica con el código 1608304-014 y centro de costos 12304110. Dicho proyecto se desarrolla en el marco del grupo de investigación “MEM”.

Esta propuesta genera un valor agregado al permitir implementar algoritmos en dispositivos ARM, que anteriormente fueron desarrollados y probados en herramientas como LabView y Matlab.

Acorde al plan educativo institucional de la Universidad Santo Tomás (PEI USTA) el claustro universitario permite la formación de líderes con sentido crítico y compromiso moral que sean capaces de intervenir responsablemente en la vida social, cultural y política, llevándonos a una formación integral que permita alcanzar una capacidad autónoma y responsable de nuestro hacer profesional, con la finalidad de representar un papel directivo

en todos los aspectos de la vida, respondiendo de manera ética, creativa y crítica a las necesidades de la sociedad generando soluciones. Es así, que este proyecto de grado combina tres áreas importantes: la medicina, la electrónica y la ética. Desde el punto de vista de la medicina la medición de la frecuencia cardíaca permite medir el estado de un paciente y diagnosticar algún comportamiento indeseado de su sistema cardiovascular. El aporte de la ingeniería electrónica se evidencia en este proyecto en el diseño y construcción de medios electrónicos para garantizar la correcta medición de la frecuencia cardíaca empleando arquitecturas abiertas y de bajo costo. El enfoque ético de este proyecto va orientado a sentar un precedente académico que pueda aportar a la investigación de nuevas tecnologías y dispositivos que permitan mejorar a futuro los métodos de diagnóstico para pacientes y la prestación de servicio médico. De forma que dichos dispositivos no interfieran con la vida cotidiana del paciente.

1.3 COMPONENTE HUMANISTA

La universidad Santo Tomás fundada en 1580 como “universidad de estudio general” se funda en el diálogo de la filosofía y la teología para lograr una visión general sobre el hombre y el mundo. La misión de la universidad está inspirada en el pensamiento cristiano de Santo Tomás de Aquino, que promueve la formación integral de las personas para que respondan de manera ética, creativa y crítica a las exigencias de la vida humana y estén en capacidad de aportar soluciones a la sociedad [33]. En el camino hacia la formación integral de las personas se debe lograr un estado de autonomía y responsabilidad en el uso de la libertad del ser humano, asumiendo que el estudiante es dueño de su propio destino y así mismo consciente y responsable del destino de la sociedad.

La universidad alcanza su meta institucional si sus profesionales están en capacidad de contribuir con sus saberes y su acción a resolver y satisfacer el bienestar personal y colectivo de manera reflexiva y valiosa frente a los principios morales actuales es decir, de manera ética. Esta capacidad de respuesta debe ser igualmente creativa, articular lo que se sabe y lo que ha hallado la investigación para generar respuestas a las problemáticas de la sociedad actual; el profesional tomasino dará esas respuestas de manera crítica, que observa y reconoce el pasado, del cual se apoya para analizar, cuestionar y proponer nuevas alternativas, sin desconocer lo recorrido realizado y proyectando opciones desde un juicio neutral y aplicando códigos morales y éticos vigentes.

Así pues, un Ingeniero Electrónico de la Universidad Santo Tomás estará en capacidad de emplear su conocimiento para generar soluciones y respuestas a la problemática del país y la sociedad de manera honesta, imparcial, objetiva y veraz, teniendo como prioridad la seguridad, la salud y el bienestar público. Continuará desarrollándose profesionalmente, educándose y enriqueciendo su conocimiento a lo largo de su profesión, y proveerá oportunidades de desarrollo profesional, luchando por aumentar el nivel de competencia y prestigio de su profesión. [33,34]

Los estudiantes tomasinos al tener contacto con distintas áreas del conocimiento, los impulsa al aprendizaje desde la investigación y la proyección social, pues éste debe estar en capacidad de rastrear las fuentes de conocimiento y aportar a ellas. En esa medida, la investigación debe impulsar a docentes y estudiantes a aplicar conocimientos adquiridos para aportar soluciones y producir conocimientos nuevos. Por otra parte la proyección social permite formar líderes sociales que puedan aportar soluciones a las problemáticas de la sociedad con sentido de responsabilidad con la comunidad. En palabras de Tomás de Aquino “no es suficiente que el hombre viva, es necesario que viva bien” (Comentario a la ética, L.I, Lecc. 1) para ello es necesario suplir necesidades [33].

De acuerdo con lo anterior, el actual trabajo de grado pretende sentar un precedente para futuras investigaciones en el área de la biomédica y la electro medicina, permitiendo el desarrollo de nuevos dispositivos para la medición de parámetros de la frecuencia cardiaca.

El diseño de este proyecto contempla el aspecto ético desarrollando un algoritmo que permita diagnosticar a tiempo afectaciones cardiacas de forma efectiva, empleando dispositivos de bajo costo y arquitecturas abiertas sin sacrificar el desempeño y la efectividad del mismo, que además tenga la posibilidad de generar diagnósticos de manera remota permitiendo al paciente recibir resultados del análisis rápidamente y sin costos elevados. Pensando en que a futuro estas tecnologías desarrolladas puedan estar al alcance de pacientes con afecciones cardiacas sin ser un privilegio. La investigación como parte fundamental de este proyecto permitió obtener un punto de partida e identificar una parte del problema que se buscaba resolver y para ello se tuvo en cuenta la alienación entre las diferentes disciplinas como la matemática, la lógica y la ética, jugando la lógica un papel importante para el correcto funcionamiento de las demás, pues el desarrollo del algoritmo debe aplicar correctamente conocimientos de matemática que permitan llegar al objetivo final sin afectar el enfoque ético y generando un dispositivo que se enfoque en mejorar la vida del paciente sin intervenir o generar afectaciones en la misma.

El desempeño de cada profesional depende de la correcta y conjunta aplicación de los conocimientos adquiridos y los códigos de ética. El ingeniero electrónico actuará de forma honesta, tomará siempre decisiones consistentes con la seguridad, la salud y el bienestar de las personas y evitará aquellas que representen un peligro. Empleará sus conocimientos para mejorar y resolver conflictos relacionados con su área del conocimiento, acepta y ofrece críticas honestas y reconoce sus errores así como los aciertos de los demás. Las ramas de la ingeniería son hoy en día una fuente de desarrollo y aporte a las problemáticas del mundo en conjunto con las demás disciplinas. [35]

1.4 OBJETIVOS

Objetivo General:

Diseñar un algoritmo para la cuantificación de la frecuencia cardiaca promedio orientado a su implementación en dispositivos digitales programables de tipo ARM. Contribuyendo a la investigación en el área de la ingeniería biomédica lo que ayudaría a mejorar la calidad de vida de los pacientes que presenten estas anomalías.

Específicos:

Generar e implementar un algoritmo para la adquisición y filtrado digital de la señal electrocardiográfica con el fin de aislar componentes espectrales no relacionadas con la onda R del complejo cardiaco, que sea compatible con dispositivos ARM.

Desarrollar un algoritmo para el cálculo del valor umbral de la onda R de la señal electrocardiográfica compatible con dispositivos ARM.

Establecer un algoritmo para el cálculo de la frecuencia cardiaca promedio a partir de la detección de la onda R.

Implementar una estrategia de integración con dispositivos de almacenamiento de datos en memoria extraíble y comunicación con el computador personal. Con el fin de facilitar la exposición de los datos, logrando un oportuno diagnóstico.

2. MARCO TEÓRICO

La frecuencia cardíaca se define como la cantidad de veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado en un determinado lapso de tiempo, es expresada usualmente en contracciones por minuto. La frecuencia cardíaca varía de persona a persona y puede aumentar o disminuir de acuerdo a distintas variables, entre ellas la salud del paciente, el estrés, el nivel de actividad entre otros [10].

2.1 ¿Qué es un electrocardiograma?

Un electrocardiograma o ECG es un registro que se realiza con el fin de observar la actividad eléctrica del corazón. Este registro puede proporcionar una gran cantidad de información sobre el músculo cardíaco y su funcionamiento. Puede ser empleado para medir el ritmo y la regularidad de los latidos del corazón así como el tamaño y la posición de las aurículas y ventrículos, mediante el es posible determinar cualquier daño al corazón. Esta señal está compuesta por un grupo de ondas que conforman el complejo cardíaco: onda P, Q, R, S y onda T. La figura 1 muestra un ejemplo de un electrocardiograma y la visualización de las ondas que lo componen [11].

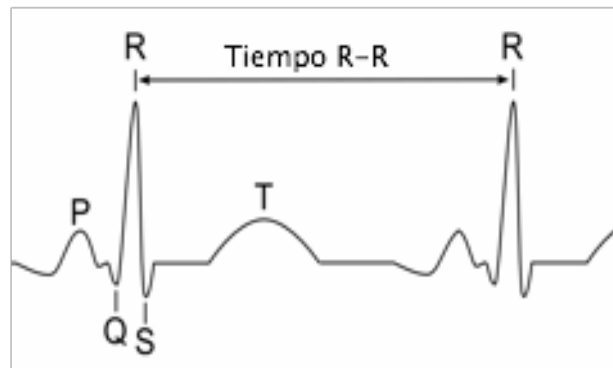


Figura 1. Electrocardiograma (ECG).
Tomado de[12].

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos (Segmento PQ, Segmento ST) y las distancias entre ondas se conocen como intervalos. Dichos segmentos e intervalos se dividen de la siguiente forma:

Onda P: Es la primera marca reconocible en un electrocardiograma y corresponde a la llegada de la señal de activación a las aurículas, tiene una duración menor a 100 ms y un voltaje máximo de 2,5mV.

Onda Q: Es la primera curva negativa después de la onda P, representa el comienzo de la activación ventricular y el final del intervalo QT.

Onda R: Es la primera onda positiva después de la onda Q y hace parte de la activación ventricular. Esta onda es la componente que corresponde al centro de este proyecto, pues actúa como referencia para el cálculo de la frecuencia cardiaca.

Onda S: Es una pequeña onda negativa que se presenta después de la onda R y hace parte de la activación ventricular.

Onda T: Corresponde a la formación del impulso es decir, la repolarización de los ventrículos, tras el final de una onda T se da por terminada la acción eléctrica del corazón y después de una pausa de duración determinada comenzará el siguiente ciclo.

Complejo QRS: Representa la propagación del estímulo, o la llamada despolarización de los ventrículos, la cual supone la alteración del estado eléctrico de las células cardiacas de los ventrículos. De modo paralelo a la despolarización tiene lugar la repolarización de las aurículas. Su duración es de 80 a 100 ms.

Segmento PQ: Representa el periodo de unión atrio-ventricular.

Segmento ST: Abarca desde el final de la onda S hasta el comienzo de la onda T y muestra el comienzo de la repolarización ventricular.

Intervalo QT: Abarca el complejo QRS, el segmento ST y la onda T, transcurre entre el comienzo de la propagación del estímulo hasta el final de la repolarización ventricular y comprende la contracción de los ventrículos (sístole ventricular). Su duración está entre 320 y 400 ms.

Intervalo PR: Muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular. Su duración está comprendida entre 120 y 200 ms [13,14].

El electrocardiograma de una persona en condiciones normales presenta un trazado particular, así como el neonato es diferente al de una persona adulta, cuando se presenta alguna anomalía en este trazado el médico tiene la posibilidad de determinar si existe algún problema [15].

2.2 ¿Cómo funciona un electrocardiograma?

Para el latido del músculo cardíaco el nódulo sino auricular (SA) debe generar un impulso eléctrico. Este nódulo permite que el corazón tenga un ritmo regular. Mediante un electrocardiograma se puede detectar si existe algún problema en el corazón que pueda llegar a ocasionar latidos irregulares.

Para la obtención del electrocardiograma se colocan sobre la piel pequeños discos de metal que se conocen como electrodos, estos serán los elementos que captan los impulsos eléctricos

del corazón, dichos impulsos se registran gráficamente para dar al médico una representación del comportamiento y la actividad eléctrica del corazón [16].

2.3 ¿Qué es un electrocardiógrafo?

Es un equipo de diagnóstico clínico que capta y amplía la señal eléctrica asociada a la actividad física del corazón. El funcionamiento se basa en la instalación de una serie de electrodos que permiten capturar la señal electrocardiográfica generada por la actividad del músculo cardíaco. Estos electrodos son ubicados en la superficie de la piel del paciente a nivel torácico para ello existen algunas derivaciones que son en el registro de la diferencia de potenciales entre dos puntos que pueden ser dos electrodos (Derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (Derivaciones mono polares). Cada derivación es un punto de vista distinto del mismo estímulo eléctrico por lo tanto no deben ser analizadas por separado [17].

2.3.1 Derivaciones bipolares

Son las derivaciones clásicas del electrocardiograma descritas por Einthoven según el cual las tres derivaciones bipolares forman en conjunto un triángulo, conocido como el triángulo de Einthoven, dichas derivaciones guardan una proporción matemática, éstas registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes.

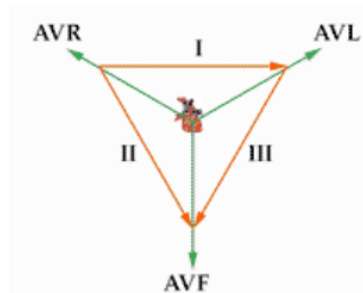


Figura 2. Derivaciones de extremidades y triángulo de Einthoven.
Tomado de[17].

I: Diferencia de potencial entre el brazo derecho y el brazo izquierdo.

II: Diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda.

III: Diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

La derivación I es la más sencilla de aplicar sobre el paciente y se obtienen resultados óptimos, por lo tanto fue empleada para el desarrollo del proyecto.

2.3.2 Derivaciones Monopolares aumentadas

En el electrocardiograma estas derivaciones registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven con valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, permitiendo así conocer el potencial absoluto en dicho electrodo.

AVR: Potencial absoluto del brazo derecho.
AVL: Potencial absoluto del brazo izquierdo.
AVF: Potencial absoluto de la pierna izquierda.

2.3.3 Derivaciones precordiales

Estas derivaciones se denominan con la letra V y números del 1 al 6, permiten el registro de la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, con valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, lo que permite precisar el potencial absoluto en dicho electrodo. Son las mejores derivaciones del electrocardiograma para encontrar alteraciones del ventrículo izquierdo.

V1: Registra potenciales de las aurículas, parte del tabique (pared muscular que separa las cavidades derechas del corazón de las cavidades izquierdas) y la pared anterior del ventrículo derecho.

V2: El electrodo de ésta derivación se encuentra encima de la pared ventricular derecha y es allí donde registra el potencial.

V3: Derivación transicional entre potenciales izquierdos y derechos del electrocardiograma.

V4: Registra el potencial en el electrodo ubicado sobre el ápex del ventrículo izquierdo.

V5 y V6: Estas derivaciones están situadas sobre el miocardio del ventrículo izquierdo.[18]

2.4 ¿ Qué es frecuencia cardiaca instantánea?

Corresponde a un indicador calculado a partir del tiempo de ocurrencia entre cada onda R de la señal electrocardiográfica. Para el cálculo de la frecuencia cardiaca instantánea es necesaria la adquisición de la señal ECG en ventanas de tiempo consecutivas y la detección de las ondas R que aparecen. Posteriormente se calcula el tiempo entre cada onda R (Tiempo R-R) y los respectivos valores se almacenan en un arreglo de datos denominado Señal de Ritmo Cardíaco [18]. Por lo general la frecuencia cardiaca se da en valor promedio y en unidades de latidos por minuto (BPM, por su sigla en inglés).

2.5 Detección de la onda R

La onda R del complejo cardíaco corresponde a la onda positiva con mayor amplitud, esta onda es de gran importancia para el análisis del ECG ya que representa una referencia para la estimación de la frecuencia cardiaca instantánea. Para la detección de la onda R se han propuesto una variedad de estrategias que permiten resaltar las componentes espectrales que se encuentran en un ancho de banda entre 10 y 20 Hz. Entre las estrategias desarrolladas se encuentran la implementación de redes neuronales, transformada wavelet, primeras derivadas, transformada curvelet y descomposición empírica. Los procesos empleados para la detección de la onda R permiten el realce y detección de esta componente en el dominio del tiempo [10].

2.5.1 Intervalo R-R

Es la diferencia de tiempo entre dos ondas R sucesivas, este intervalo se mide desde la aparición de una onda R hasta la aparición de la siguiente. Durante el ritmo sinusal la ocurrencia de dichas ondas debe ser constante. Una vez se ha realizado la detección de la onda R, se procede a calcular el número de muestras entre cada una, permitiendo estimar el tiempo R-R [37].

2.6 Dispositivos Digitales Programables:

2.6.1 ARM Advanced RISC Machines (Máquinas Avanzadas Tipo RISC)

Es una arquitectura tipo RISC de 32 bits desarrollada por ARM Holdings. Es un conjunto de instrucciones ampliamente utilizado en unidades producidas. Concebida originalmente por Acorn Computers para su uso en ordenadores personales. La relativa simplicidad de los procesadores ARM los hace ideales para aplicaciones de baja potencia, convirtiéndolos en la opción dominante en el mercado de la electrónica móvil e integrada, encarnados en microprocesadores y microcontroladores pequeños, de bajo consumo y bajo costo [20].

2.6.2 RISC (Reduced Instruction Set Computer)

Es un tipo de procesador que emplea únicamente instrucciones sencillas que se puedan ejecutar rápidamente. Suelen ser arquitecturas basadas en registros de propósito general que operan siempre sobre operandos que se encuentran almacenados en el procesador, muy cerca de la unidad de ejecución [21].

2.6.3 Arduino

Es una plataforma electrónica para prototipos de código abierto, está diseñada para hacer el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios accesible fácilmente. El hardware consiste en un diseño simple para la tarjeta Arduino, con un procesador Atmel AVR y soporte de entradas y salidas de la tarjeta. El software consiste en un lenguaje de programación estándar y un boot loader que se ejecuta en la tarjeta. El hardware es programado empleando un lenguaje basado en cableado (sintaxis + librerías), muy similar a C++ con algunas simplificaciones y modificaciones, y un entorno de desarrollo integrado basado en Processing (IDE), la figura 3 muestra el entorno de desarrollo [30].

2.6.4 Olimexino STM32

Es una tarjeta de desarrollo de código abierto, tipo Arduino, un plano superior de la tarjeta se puede apreciar en la figura 3. Algunas de sus características son:

- Microcontrolador STM32F103RBT6
- Fuente de alimentación DC-DC de 9 a 30V.

- Todos los componentes trabajan de forma fiable en ambientes industriales dentro del rango de -25°C a 85°C .
- Reguladores de voltaje de bajo consumo, solo unos pocos microamperios. Esto permite el desarrollo de aplicaciones portables.
- Micro SD-card, que permite el almacenamiento de datos [30].

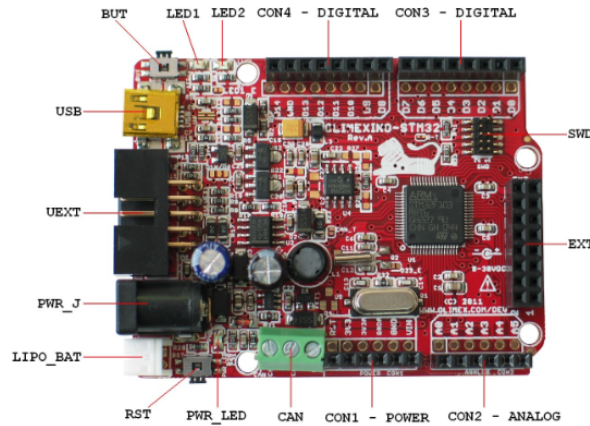


Figura 3. Tarjeta Olimexino STM32.

Tomado de[30]

2.6.5 Arduino DUE:

Es la primera tarjeta de Arduino basada en un microcontrolador ARM de 32-bits. Consta de 54 entradas/salidas digitales, 12 entradas análogas, 4 Interfaces asíncronas de transmisión y recepción de datos, UARTs (puertos seriales), un reloj de 84MHz, un conector USB, conversores análogo a digital (ADC) cuya resolución es de 12 bits, 2 interfaces de dos hilos (TWI) , conector de alimentación, entre otras características [31].

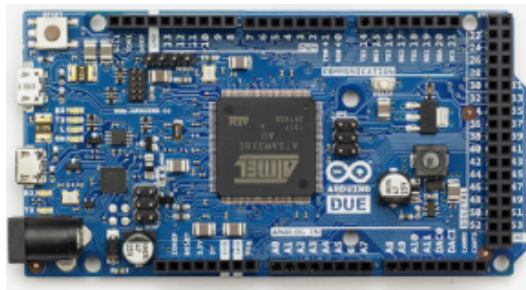


Figura 4. Tarjeta Arduino DUE

Tomado de [31].

2.6.6 Shield EKG-EMG :

Se trata de una placa para ECG/EMG que permite las tarjetas como Arduino capturar señales de electromiografía y electrocardiografía. Convierte la señal análoga diferencial generada por los músculos recibida en sus entradas en un flujo único de datos. La señal de salida es análoga y debe ser discretizada para poder ser procesada. Algunas de sus características son:

- Generación de la señal de calibración en las salidas D4/D9.
- Potenciómetro de ajuste preciso para la calibración.
- Conector para electrodos activos o estándar
- Funciona con tarjetas Arduino de 3,3 V y 5V [32].
- Posee filtrado pasa bajos con frecuencia de corte 40Hz, de utilidad para rechazar el ruido de línea de potencia eléctrica.

La figura 5 contiene una imagen del plano superior de la tarjeta.

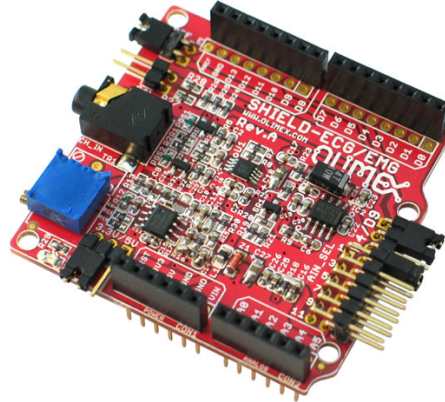


Figura 5. Shield EKG-EMG.
Tomado de [32]

2.6.7 Arduino Ethernet Shield

Esta placa permite la conexión de la tarjeta Arduino a internet en cuestión de minutos, consta de una conexión RJ45, y una ranura para micro-SD que se emplea en el desarrollo del proyecto para almacenar archivos en texto plano. La figura 6 muestra un plano frontal de la tarjeta. Para el correcto uso de la ranura SD se debe emplear la biblioteca SD de Arduino. Algunas características son:

- 5V de tensión de funcionamiento.
- Ethernet Controller w5100 con buffer interno de 16K
- Velocidad de conexión 10/100Mb
- Conexión con Arduino en el puerto SPI [33].

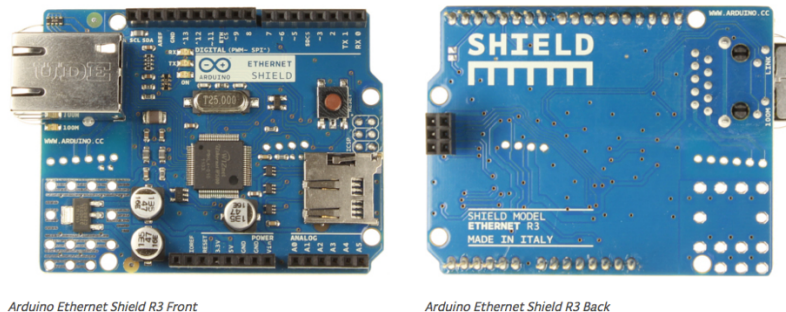


Figura 6. Arduino Ethernet Shield
Tomado de [33].

Para el desarrollo del proyecto ha sido elegido un dispositivo tipo ARM teniendo en cuenta las características del mismo en cuanto a facilidad de conexión con el computador personal, el desarrollo de código para su funcionamiento en lenguaje C, y su idoneidad para el desarrollo de aplicaciones de baja potencia. La tarjeta Arduino DUE cumple satisfactoriamente con los requerimientos necesarios para el desarrollo del proyecto, así mismo cuenta con la opción de almacenamiento de datos en tarjeta SD, lo que facilita la extracción de los datos obtenidos.

2.7 Técnicas de Tratamiento Digital:

2.7.1 Tratamiento digital de señales

Es un campo de la ingeniería que se ha desarrollado durante los últimos cuarenta años, es el resultado de los avances tanto en la tecnología digital en el campo de la informática como en la fabricación de circuitos integrados que facilitan su implementación. Una señal se define como cualquier magnitud física que varía con el tiempo, el espacio o cualquier variable o variables independientes. Matemáticamente se describe como una función de una o más variables independientes.

Estas señales pueden procesarse directamente mediante sistemas analógicos apropiados como filtros, analizadores de frecuencia o multiplicadores de frecuencia, esto con el fin de cambiar características de la señal o extraer la información deseada de la misma. Para la digitalización de señales el proceso de conversión análogo-digital de la señal electrocardiográfica es de vital importancia, teniendo en cuenta que este proceso permite la conversión de las señales biológicas del corazón en una secuencia de números, conceptualmente este proceso comprende tres pasos:

- Muestreo: Consiste en la conversión de una señal continua en el tiempo a una discreta en el tiempo, se obtiene mediante la toma de “muestras” de la señal continua en instantes discretos de tiempo.
- Cuantificación: Durante este paso se efectúa la conversión de una señal de valores continuos que han sido tomados en instantes discretos de tiempo a una señal de valores discretos en instantes de tiempo discretos (Señal digital). El valor de cada muestra se representa mediante un valor seleccionado dentro de un conjunto finito de valores posibles.
- Codificación: En este proceso cada valor discreto se representa mediante una secuencia binaria de b-bits [22].

Para el caso de la señal ECG se recomienda una frecuencia de muestreo superior a 500 Hz y una resolución de 12 bits.

2.7.2 Filtro promediador

Con el fin de suavizar las señales adquiridas y atenuar las componentes de altas frecuencias, se empleó un filtro promediador. Este tipo de filtro es óptimo para la reducción de ruido aleatorio y es destacado por su linealidad en la fase, permitiendo que la señal de salida no presente desplazamientos irregulares en el tiempo. Como su nombre lo indica opera un promedio de un número de puntos de la señal de entrada para producir cada punto de la señal de salida. En tiempo discreto este tipo de filtro calcula el promedio de los últimos L elementos de una secuencia determinística $s(n)$ superpuesta al ruido $d(n)$ [23].

$$y(n) = \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} x(n-k) \quad (1)$$

Donde la variable L determina el orden del filtro y la cantidad de muestras que deben ser almacenadas para el cálculo del promedio. Las variables x y y representan los datos de entrada y los datos de salida respectivamente. La variable n indica la posición de la muestra actual y la variable k la posición de las muestras anteriores para el cálculo de la salida [24].

2.7.3 Filtro derivador

Este tipo de filtro se implementa a través de una ecuación en diferencia denominada primera diferencia (Ecuación 2). Da un efecto pasa altos a la señal de entrada, y para su implementación solo requiere el cálculo de la diferencia entre la muestra actual y la anterior de la señal de entrada.

$$y(n) = x(n) - x(n-1) \quad (2)$$

En una señal electrocardiográfica el objetivo del filtro derivador es dar realce a las componentes de alta frecuencia que posee la onda R de la señal [24]. Posterior al filtrado de la señal se realiza el cálculo del histograma de la señal electrocardiográfica.

2.7.4 Histograma de una señal

El histograma se comprende como una representación gráfica de estadísticas de diferentes tipos. Su utilidad está relacionada con la posibilidad de establecer de manera visual los datos numéricos contenidos y su frecuencia de ocurrencia. Para el cálculo del histograma existen dos tipos de información, la frecuencia de los valores y los valores en sí. Generalmente las frecuencias son representadas en el eje vertical y los valores de cada variable en el eje horizontal [28]. El objetivo del histograma en este proyecto está basado en la necesidad de conocer la cantidad de datos numéricos que se presentaban en la señal ECG para conocer los valores en donde se presenta la onda R de la señal adquirida.

2.7.5 Umbralización de la señal cardíaca

Este proceso tiene como objetivo encontrar la ubicación en el tiempo de cada una de las ondas R del complejo cardíaco. Es un proceso en el cual se somete la señal a una comparación con respecto a un valor de referencia. Si la señal posee un valor igual o superior al valor de referencia, se generará un “1” a la señal de salida. Si no se cumple esta condición, se generará un “0”. En el caso de la señal ECG, si el umbral es escogido de manera adecuada, se convierte en una herramienta para la detección de la onda R.

3 DISEÑO Y EJECUCIÓN DEL PROYECTO

3.1 PLATAFORMA PARA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Para el desarrollo del proyecto fue utilizada la tarjeta Shield EKG-EMG de Olimex, esta tarjeta permite la adquisición de señales como la electrocardiográfica al ser conectada con la tarjeta de desarrollo para dispositivos ARM, permitiendo la conversión análogo-digital de la señal para su posterior estudio. Las pruebas preliminares para digitalización fueron realizadas con la tarjeta Olimexino STM 32 y las pruebas posteriores que incluyeron los algoritmos de detección, se realizaron en la tarjeta Arduino DUE. El acople entre la tarjeta Arduino DUE, la tarjeta Shield EKG-EMG y su conexión con el computador personal permiten el análisis y tratamiento de los datos adquiridos mediante el desarrollo de algoritmos. Fue utilizado el ilustrado en la figura 7.

3.2 SISTEMA PARA ADQUISICIÓN Y DIGITALIZACIÓN

Se generó un algoritmo que permitió conocer la cantidad de muestras que puede almacenar el dispositivo, pues para la tarjeta Olimexino STM 32 no se encuentra un dato en específico, sin embargo se conoce que el microcontrolador base de la tarjeta Olimexino (STM32F102RBT6) tiene como características de 32 a 128 Kbytes de memoria Flash y de 6 a 20 Kbytes de SRAM [48]. Para obtener un dato más certero de la cantidad de muestras que el dispositivo puede almacenar, fue desarrollado un algoritmo en Maple IDE que permitió la adquisición de datos desde la tarjeta. Este algoritmo fue elaborado utilizando la herramienta Maple IDE que permite programar la tarjeta Olimexino STM-32. A través del puerto USB, se enviaron los datos hacia el computador para ser visualizados en MATLAB. Se realizó la prueba con una señal de ECG con una frecuencia de 1khz siendo esta la frecuencia de muestreo recomendada en las investigaciones sobre ECG de alta resolución acorde al teorema de Shannon/Nyquist que establece que una señal debe ser muestreada con una frecuencia por lo menos el doble del componente de máxima frecuencia en la señal [47]. Adicional a este algoritmo se ha desarrollado un nuevo código en MATLAB que permite ver gráficamente el proceso para su posterior interpretación.

Durante la ejecución de esta primera fase del proyecto se reportó una falla en la tarjeta Olimexino después de algunas pruebas realizadas, debido al desbordamiento de memoria, lo que ocasionaba un error de conexión entre la tarjeta y el ordenador, haciendo imposible la adquisición de datos. Se realizó entonces, un cambio del dispositivo Olimexino STM32 empleado, migrando ahora a una tarjeta Arduino Due, cuyo micro controlador tiene una memoria Flash de 512 Kbytes y memoria SRAM de 100 Kbytes [49]. La figura 7 muestra el sistema de adquisición de datos.

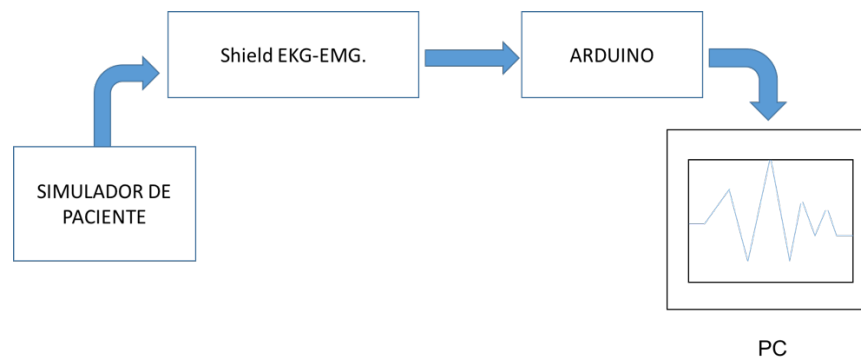


Figura 7. Sistema de adquisición de datos usando Arduino DUE.

El cambio de módulo de programación fue un paso importante en el desarrollo del proyecto teniendo en cuenta que los problemas generados entre el módulo STM32 y el computador personal, generaban un retraso en el desarrollo del mismo. Esto además supuso un nuevo reto para el desarrollo del proyecto teniendo en cuenta que la plataforma de desarrollo cambió y tuvo un valor agregado teniendo en cuenta que la nueva tarjeta Arduino Due permite la adquisición de datos en texto plano con lo cual se integra el uso de una memoria SD Card al dispositivo permitiendo así el almacenamiento de datos para su posterior análisis.

Una vez solucionado el problema descrito anteriormente se realizan pruebas nuevamente determinando que el número correcto a emplear para el desarrollo del proyecto puede tener un máximo de 3000 muestras. La adquisición fue realizada con una frecuencia de muestreo de 1000 Muestras/S. La figura 8 muestra el diagrama de flujo para la adquisición de la señal.

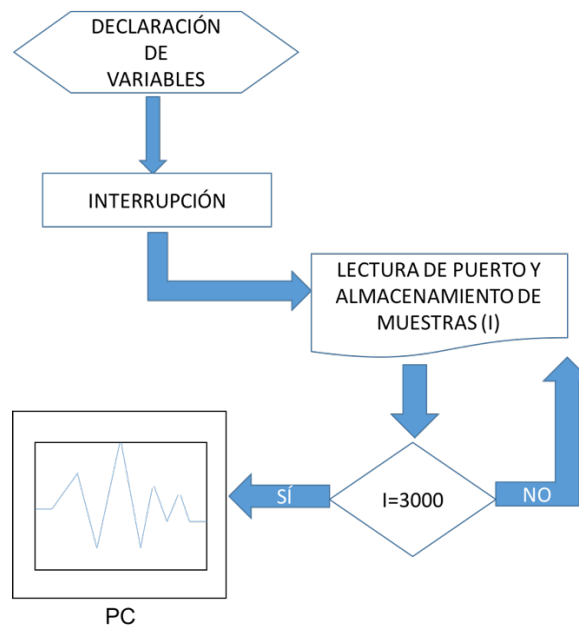


Figura 8. Diagrama de flujo algoritmo de adquisición de datos.

3.2.1 Cálculo del histograma:

El siguiente paso se basó en desarrollo de un algoritmo cuya función es el cálculo del histograma de la señal, con la finalidad de encontrar las frecuencias de ocurrencia de valores de amplitud presentados en la onda R de la señal electrocardiográfica adquirida (**Anexo 1,2**). Dicho algoritmo fue realizado con éxito y permitió la toma de muestras con diferentes frecuencias, a continuación se describe el algoritmo empleado para la adquisición del histograma.

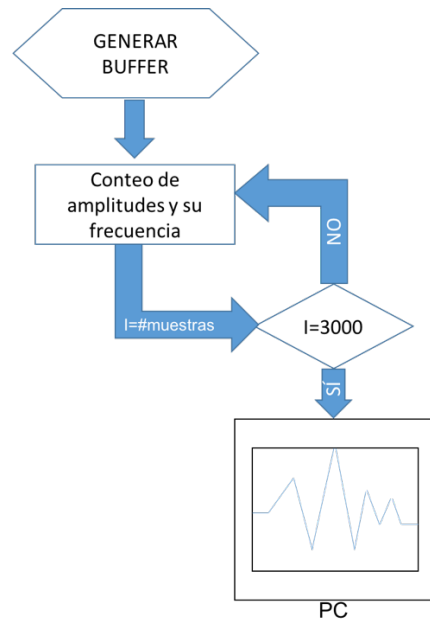


Figura 9. Diagrama de flujo algoritmo para cálculo del histograma.

De acuerdo a la figura 9, se cuantifica el valor de amplitud de cada muestra de la señal, y en un nuevo arreglo se almacena las veces que dicho valor se repite (**Anexo 1,2**).

Haciendo uso del algoritmo para la adquisición de datos, se realizó la toma de señales electrocardiográficas con frecuencias entre los 45BPM y los 220BPM, a dicho algoritmo se acopló el código desarrollado para la adquisición del histograma de la señal obteniendo las gráficas correspondientes a los histogramas de cada una de las señales. Este algoritmo fue de vital importancia para el proyecto teniendo en cuenta que nos permitió encontrar los valores de la señal de nuestro interés para el cálculo de parámetros de la frecuencia cardiaca.

Las gráficas obtenidas mediante dicho algoritmo fueron objeto de comparación mediante el desarrollo de un nuevo algoritmo en MATLAB en el cual se emplea el uso de la función HIST. Esto nos permitió corroborar la veracidad de la información obtenida inicialmente.

3.2.2 Cálculo de la primera derivada:

Durante esta fase fue desarrollado un algoritmo cuyo objetivo es el cálculo de la primera derivada del histograma, con el fin de corroborar la presencia de un punto mínimo después del máximo, este punto mínimo proporciona la información sobre el valor umbral. Se realizó la inclusión de dicho algoritmo en el código general del programa (**Anexo 1,2**).

Una vez el algoritmo estuvo funcionando correctamente se tomaron muestras de cada derivada correspondiente a cada señal electrocardiográfica que había sido previamente adquirida. En la figura 10 se ilustra el diagrama de flujo correspondiente a este algoritmo.

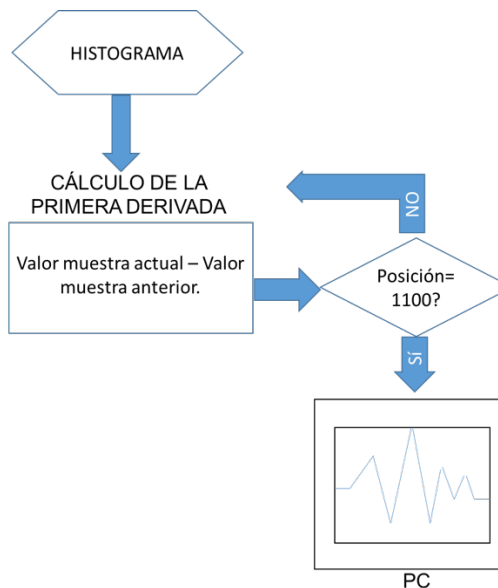


Figura 10. Diagrama de flujo algoritmo para la adquisición de la primera derivada.

3.2.3 Cálculo del punto máximo del histograma

Se generó un algoritmo que permite el cálculo del punto máximo que se encuentra en el histograma de la señal electrocardiográfica, esto con el fin de utilizar el valor encontrado como valor de referencia para el cálculo del umbral, para ello se desarrolla un ciclo comparativo entre cada valor del histograma. Obteniendo los valores correspondientes a la umbralización de la señal. Tomando el dato del valor máximo del histograma como punto de referencia se genera un código mediante el cual a partir de dicho valor de la señal se encuentra el primer cero del histograma, este valor de cero que se ha encontrado será el umbral de la señal (**Anexo 1,2**). La figura 11 muestra el diagrama de flujo del algoritmo diseñado para encontrar el punto máximo.

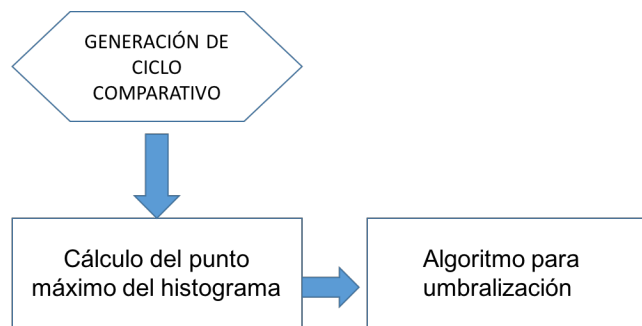


Figura 11. Diagrama de flujo algoritmo para cálculo del valor máximo del histograma.

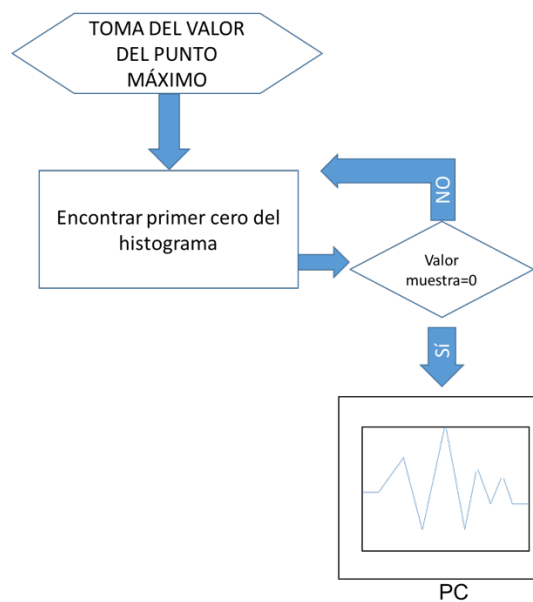


Figura 12. Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo del umbral.

La figura 12 muestra el diagrama de flujo del algoritmo diseñado para obtener el umbral de la señal, lo que permitió comprobar la teoría a cerca del primer cero que se encuentra en el histograma de la señal electrocardiográfica, pues mediante los códigos desarrollados para encontrar este valor, se ha logrado la correcta umbralización de la señal, lo que permitirá el cálculo del tiempo entre la ocurrencia de cada onda R de la señal electrocardiográfica.

Adicionalmente fue implementado un algoritmo cuya finalidad es emplear el valor del umbral de la señal para realizar la toma de datos en texto plano que permita obtener la gráfica de la umbralización de la señal electrocardiográfica, de acuerdo a esto se obtendrá un 1 cuando se encuentre presencia de onda R y un cero cuando no, se realiza posteriormente el conteo de la cantidad de muestras que hay entre la ocurrencia de cada onda R. La figura 13 describe el diagrama de flujo de dicho algoritmo.

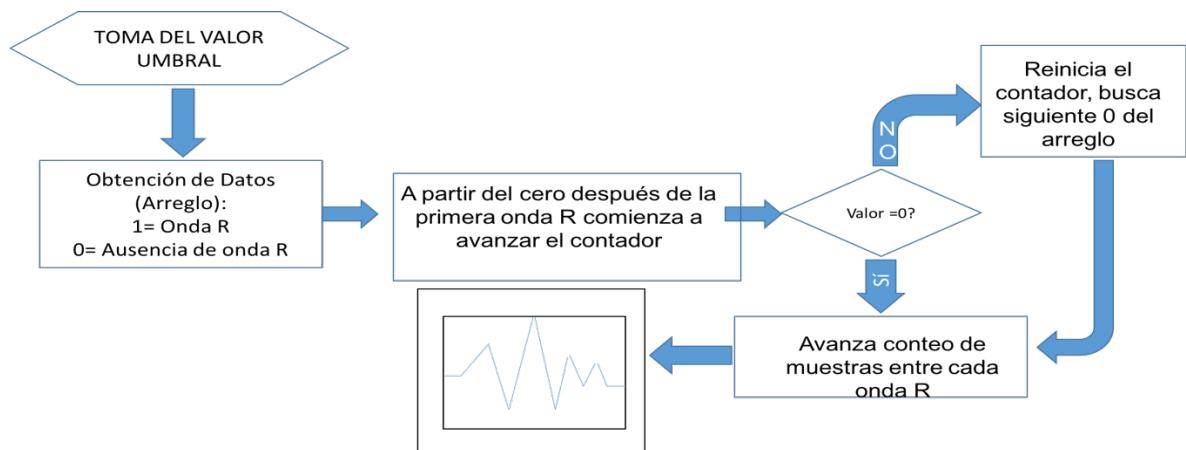


Figura 13. Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de la cantidad de muestras entre cada onda R.

Se tomaron muestras de la umbralización para las señales electrocardiográficas variando entre 45 latidos por minuto (BPM), 45 BPM, 60 BPM, 80 BPM, 90 BPM, 100 BPM 160 BPM, y 220 BPM. Para la toma de muestras se emplearon las librerías de Arduino correspondientes para la adquisición de datos en texto plano.

Con el fin de poder minimizar componentes de ruido que pueden llegar a afectar la caracterización de la onda R, se optó por incluir un bloque de filtrado, empleando un filtro promediador que facilitó suavizar la señal y un filtro derivador para resaltar la onda R del complejo cardiaco (**Anexo 2**).

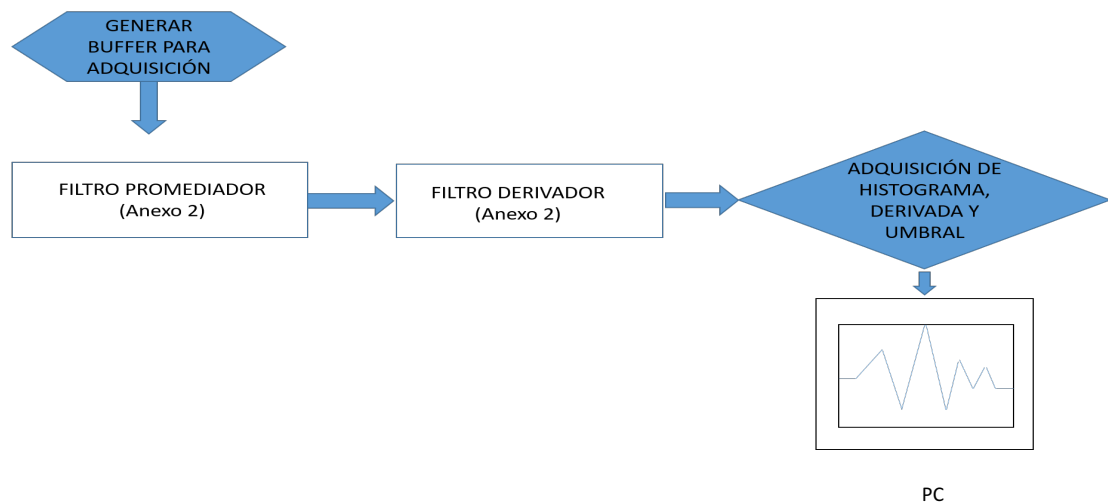


Figura 14. Diagrama de flujo del algoritmo con el bloque de filtrado.

Como se muestra en la figura 14, se ejecuta el proceso de adquisición de la señal y los datos que están siendo adquiridos pasan al filtro promediador y posteriormente al filtro derivador,

una vez los datos de la señal han sido filtrados se realiza el proceso de adquisición de histograma, derivada y umbralización de la señal electrocardiográfica adquirida.

4 RESULTADOS DEL PROYECTO

Para la realización de pruebas fue implementado un simulador de paciente marca FLUKE, PROSIM 2, mediante el cual se generaron las señales electrocardiográficas, variando su frecuencia. Se realizaron pruebas con señales electrocardiográficas de 45, 60, 80, 90, 100, 160 y 220 BPM. Los datos obtenidos fueron almacenados en una SD card en formato texto plano para posteriormente ser visualizados empleando la herramienta Matlab.

4.1 Resultados de las pruebas de adquisición de señales ECG

Empleando el algoritmo para la adquisición de datos, inicialmente se tomó una muestra de una señal electrocardiográfica de 60 BPM con la cual se realizaron las pruebas principales del algoritmo del cálculo del histograma, cuya amplitud varía entre 1400 y 3000, permitiéndonos conocer en donde se encuentran los datos de interés para el cálculo del histograma.

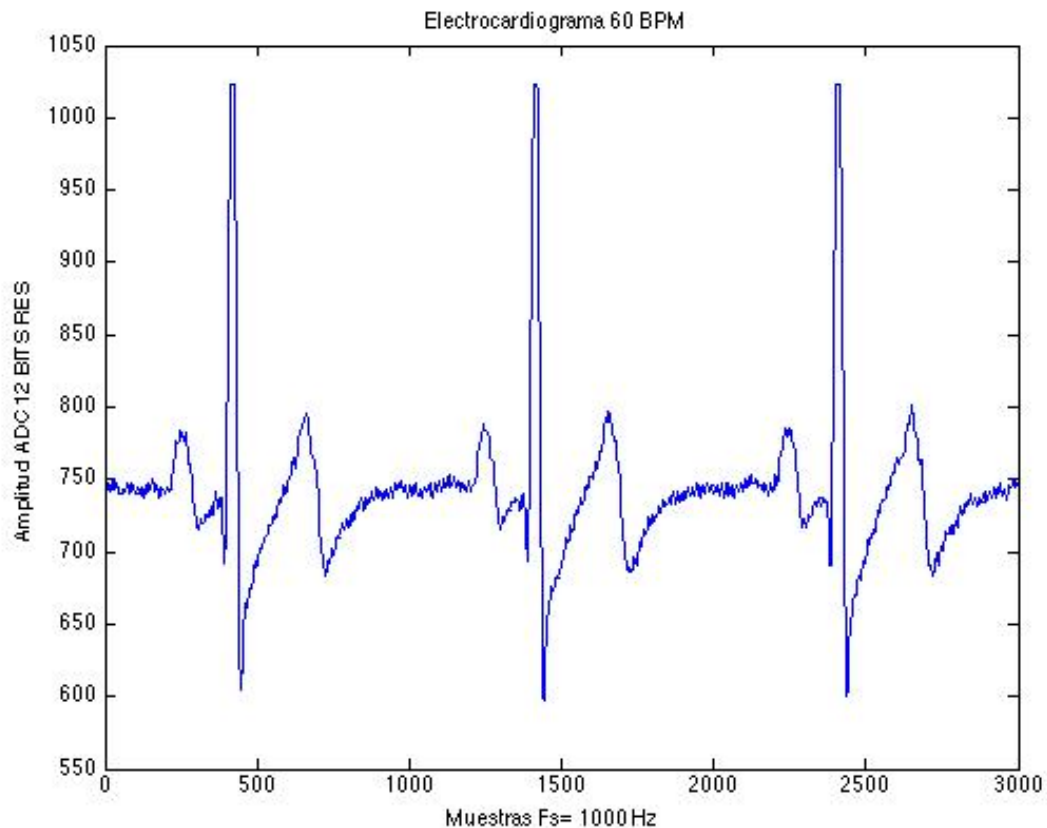


Figura 15. Señal electrocardiográfica de prueba de 60 BPM.

La figura 16 muestra los resultados obtenidos de la implementación del algoritmo para el cálculo del histograma.

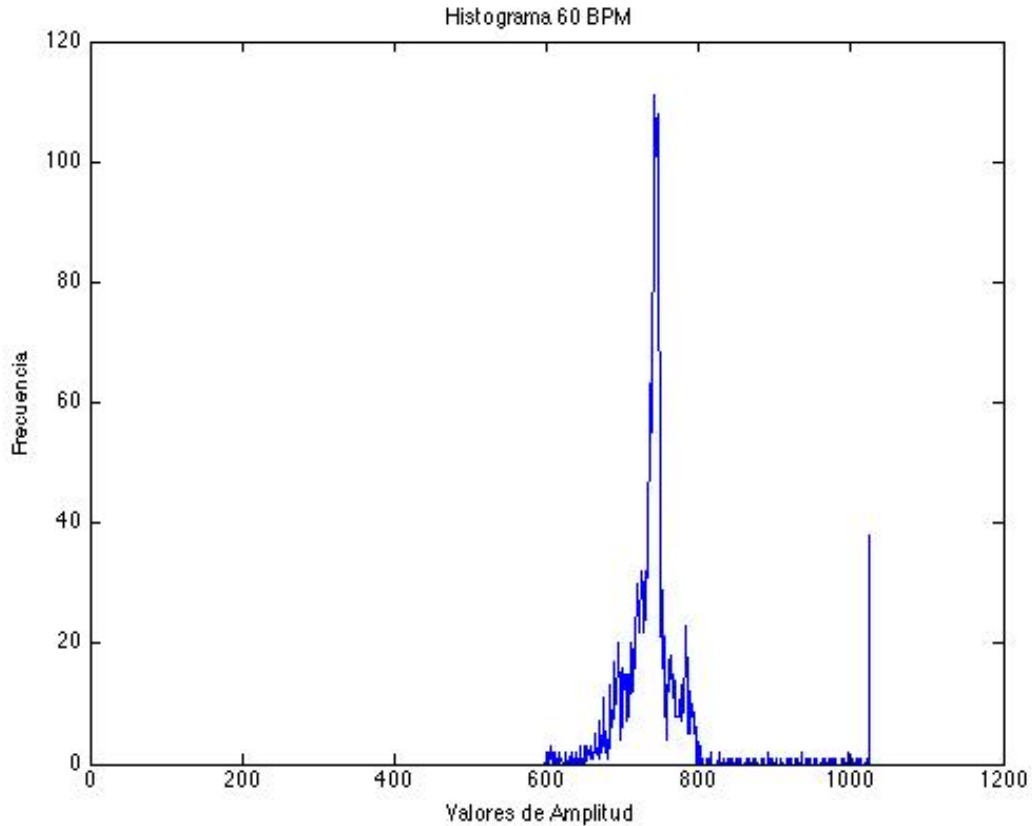


Figura 16. Histograma de la señal electrocardiográfica.

4.2 Pruebas con señales ECG con diferentes frecuencias (BPM):

Una vez se comprobó el correcto funcionamiento de los algoritmos desarrollados se procedió a realizar la toma de muestras de señales electrocardiográficas variando desde 45BPM hasta 220BPM, así mismo se empleó el algoritmo para el cálculo del histograma de la señal. Las señales electrocardiográficas tienen una amplitud variando entre 650 y 1000 (12 ADC bits Res). Desde la figura 17 hasta la figura 23 se presentan los resultados obtenidos.

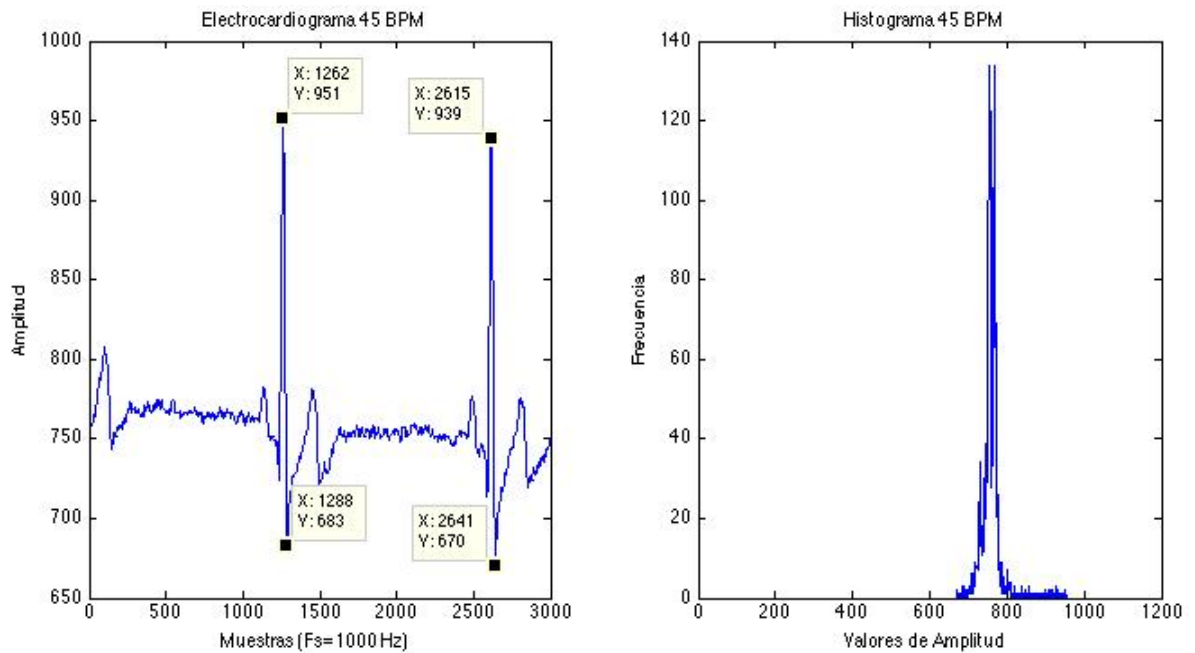


Figura 17. Señal electrocardiográfica 45 BPM e histograma.

La figura 17 (b) representa el histograma de la señal electrocardiográfica de 45 BPM, los valores de amplitud que más se presentan en esta señal varían entre 753-755 y 768 (unidades normalizadas) con un promedio de frecuencia de 133. Estos datos serán analizados por el algoritmo permitiendo obtener la información necesaria para el cálculo del punto máximo del histograma

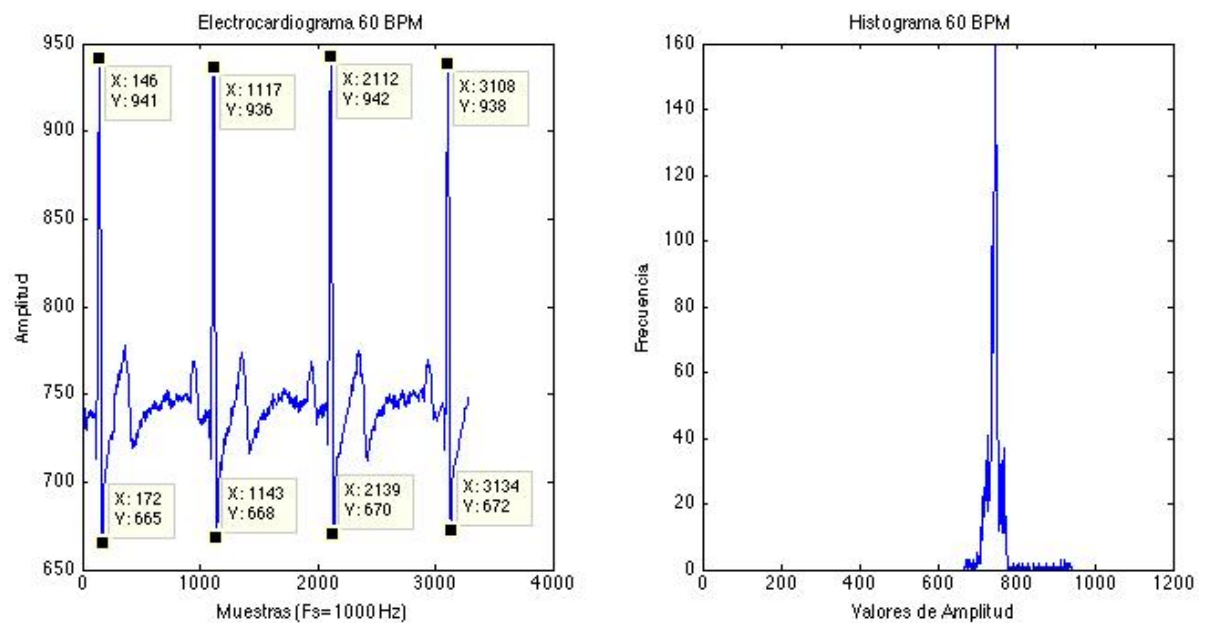


Figura 18. Señal electrocardiográfica 60 BPM e histograma.

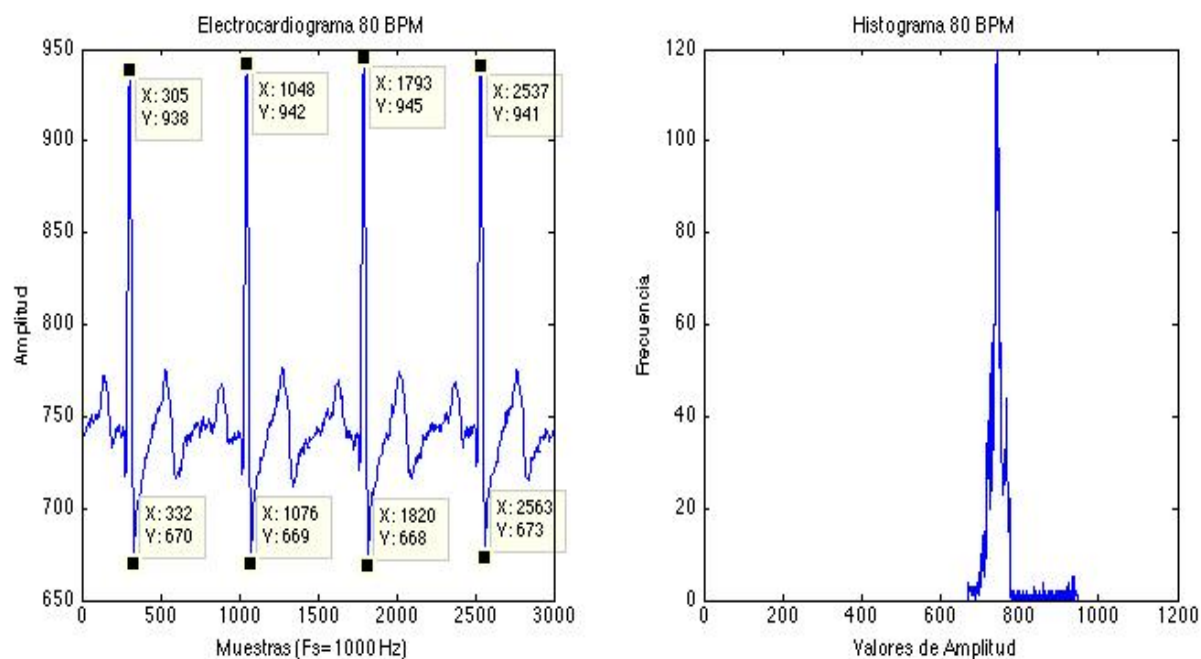


Figura 19. Señal electrocardiográfica 80 BPM e histograma.

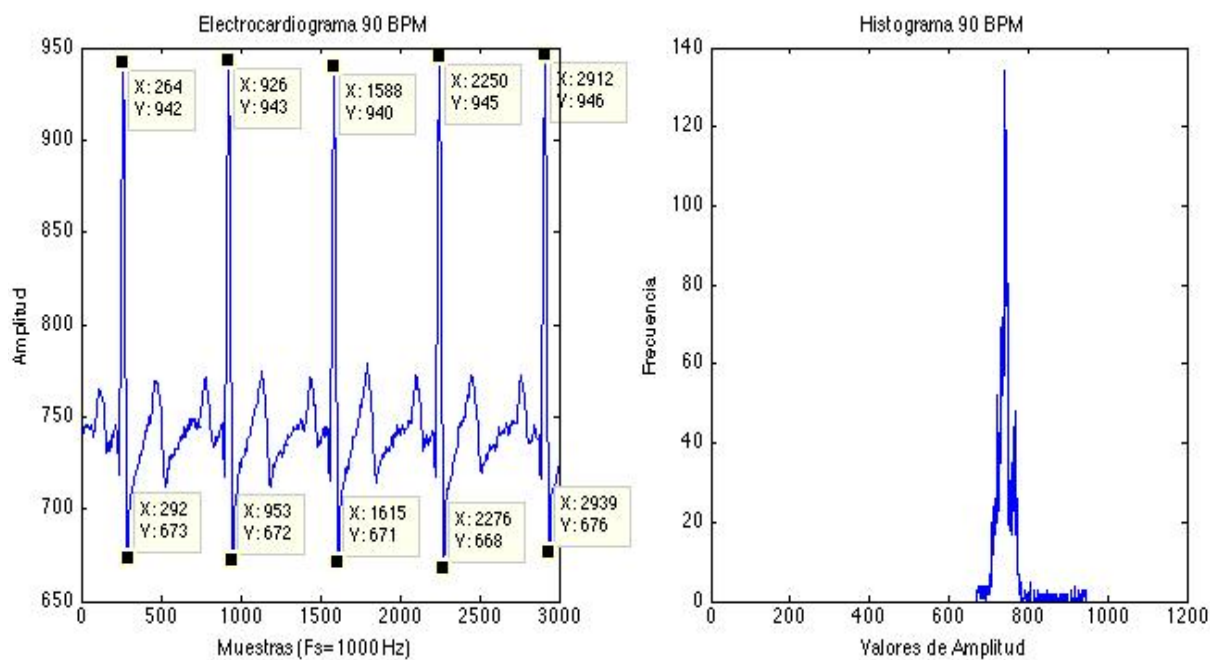


Figura 20. Señal electrocardiográfica 90 BPM e histograma.

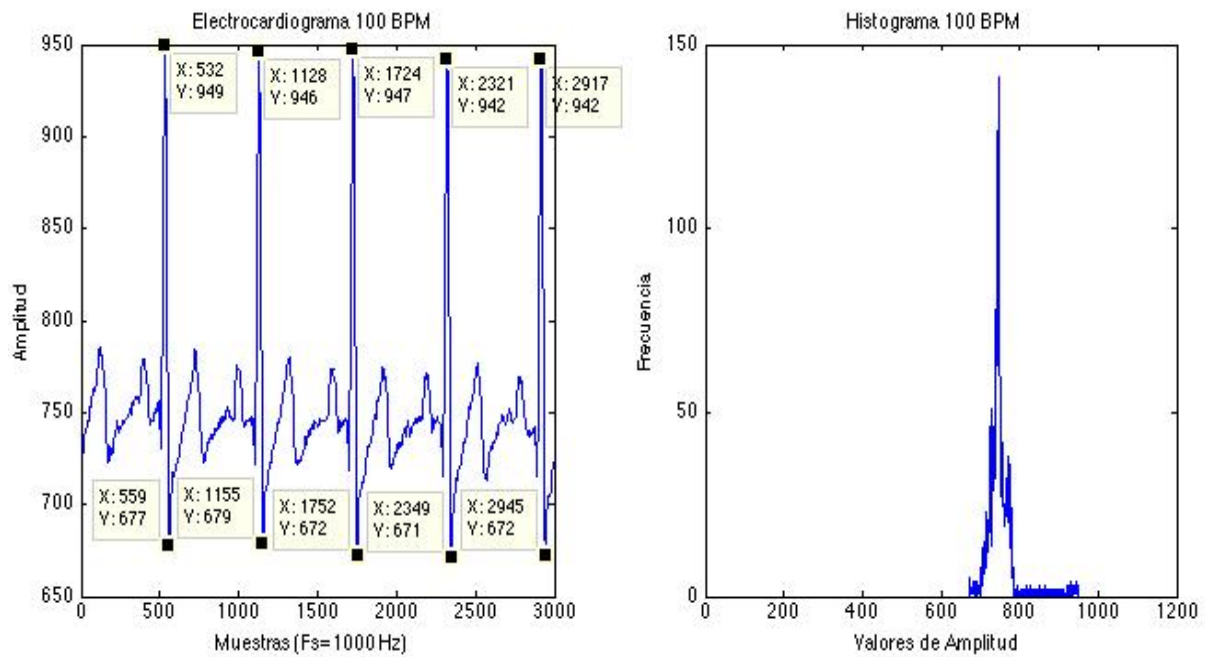


Figura 21. Señal electrocardiográfica e histograma 100 BPM.

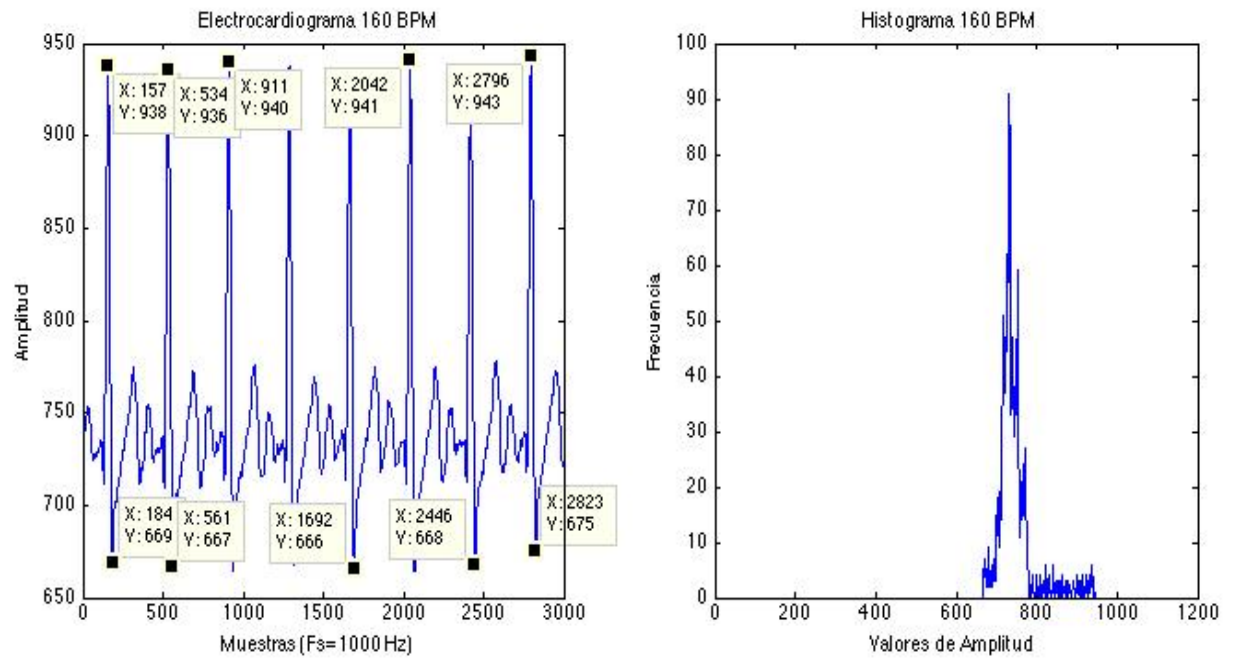


Figura 22. Señal electrocardiográfica e histograma 160 BPM.

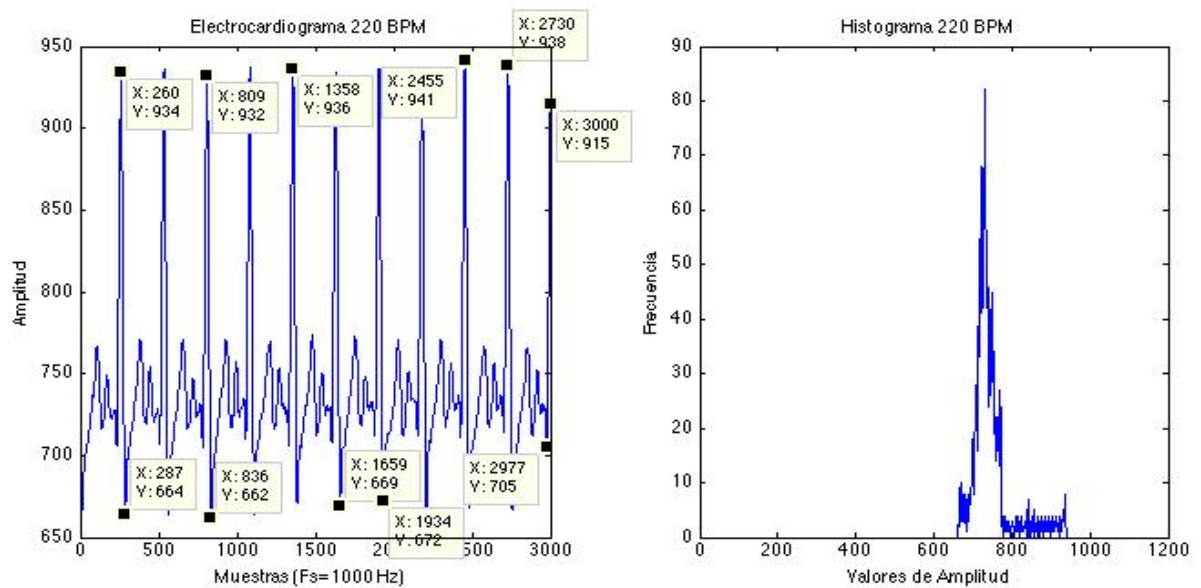


Figura 23. Señal electrocardiográfica 220 BPM e histograma.

Se realizó la medición de amplitudes máximas y mínimas de las señales electrocardiográficas obtenidas y se calculó el promedio de las mismas, los resultados se muestran a continuación:

FRECUENCIA SIMULADOR	AMPLITUD MÁXIMA	PROMEDIO
45	951	945,3
60	942	
80	945	
90	946	
100	949	
160	943	
220	941	

Tabla 1. Amplitudes máximas de las señales electrocardiográficas.

Se puede observar según la tabla 1, que el promedio de amplitud máxima de las señales electrocardiográficas adquiridas es de 945,3. Esta amplitud es un dato importante para permitirnos obtener la umbralización de la señal.

FRECUENCIA SIMULADOR	AMPLITUD MÍNIMA	PROMEDIO
45	670	667,1
60	665	
80	668	
90	668	
100	671	
160	666	
220	662	

Tabla 2. Amplitudes mínimas de las señales electrocardiográficas

Según los resultados de mediciones obtenidas en la tabla 2, el valor de amplitud mínima de las señales electrocardiográficas es en promedio 667,1.

Con el fin de poder seleccionar el valor de amplitud adecuado para la umbralización de la onda R, se implementó el algoritmo cuyo objetivo es el cálculo de la primera derivada del histograma, y se tomaron muestras con señales desde 45BPM hasta 220BPM, así mismo se utilizó el cálculo del punto máximo del histograma para calcular el umbral de estas señales obtenidas, y los resultados de las pruebas se muestran en las figuras 24 a la 30.

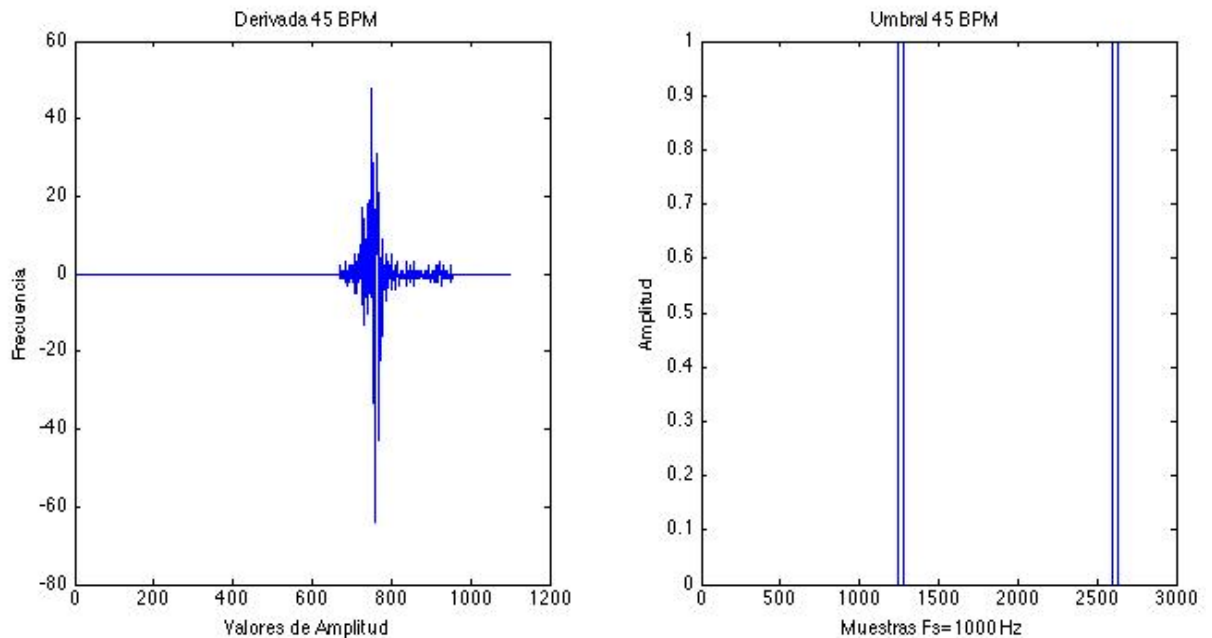


Figura 24. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 45 BPM.

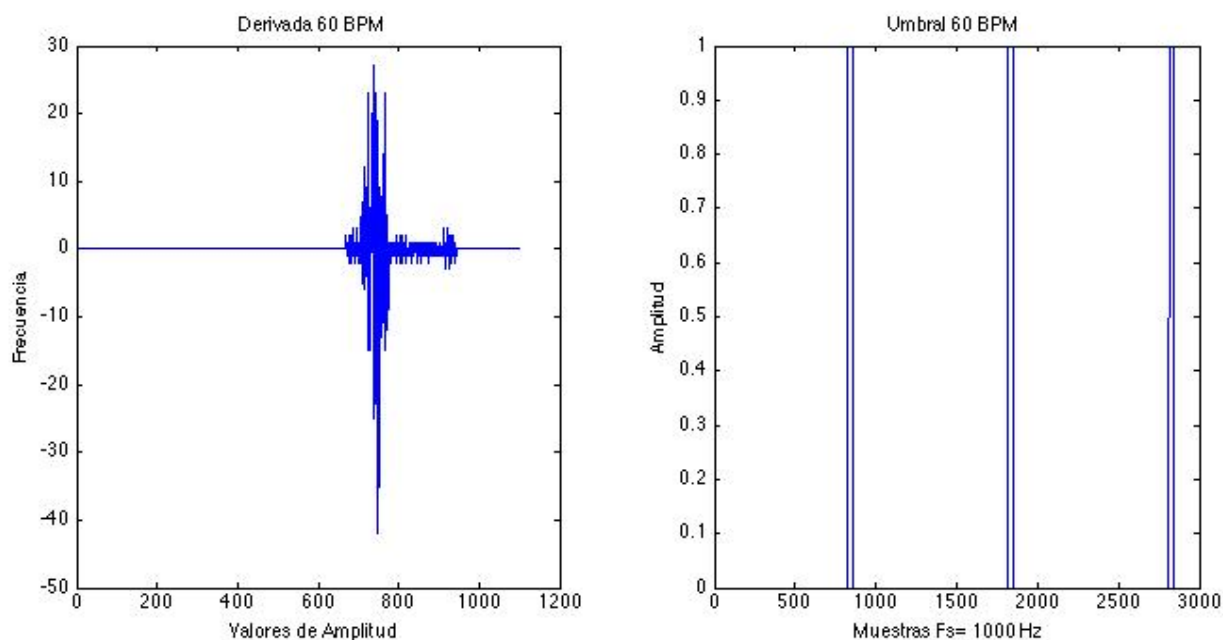


Figura 25. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 60 BPM.

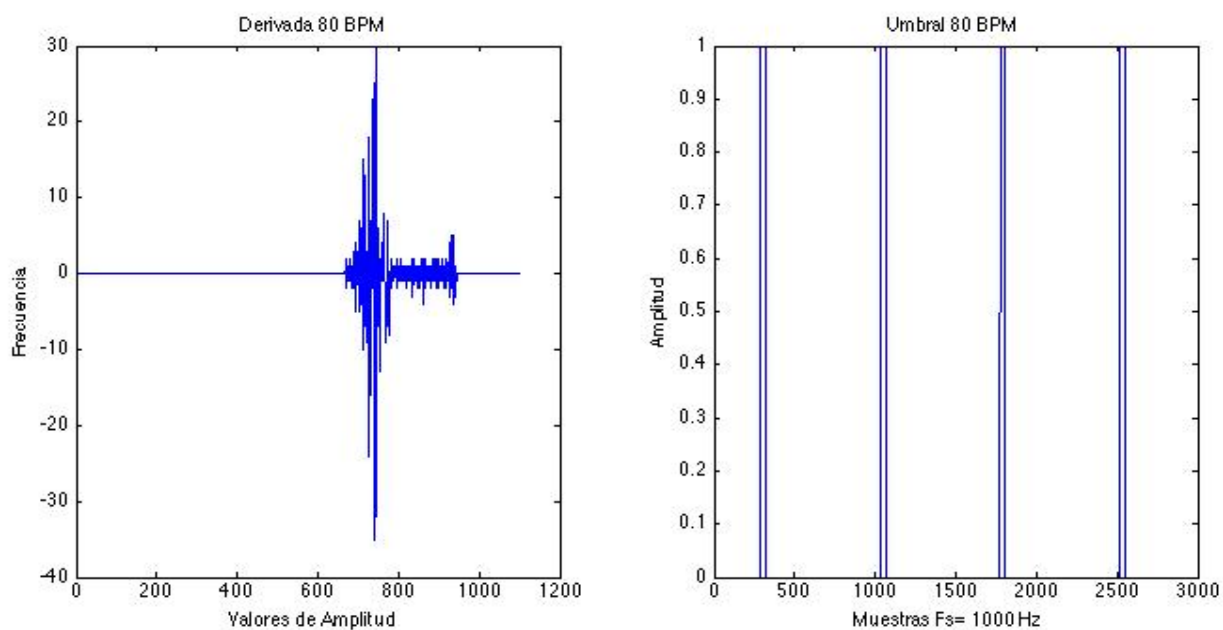


Figura 26. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 80 BPM.

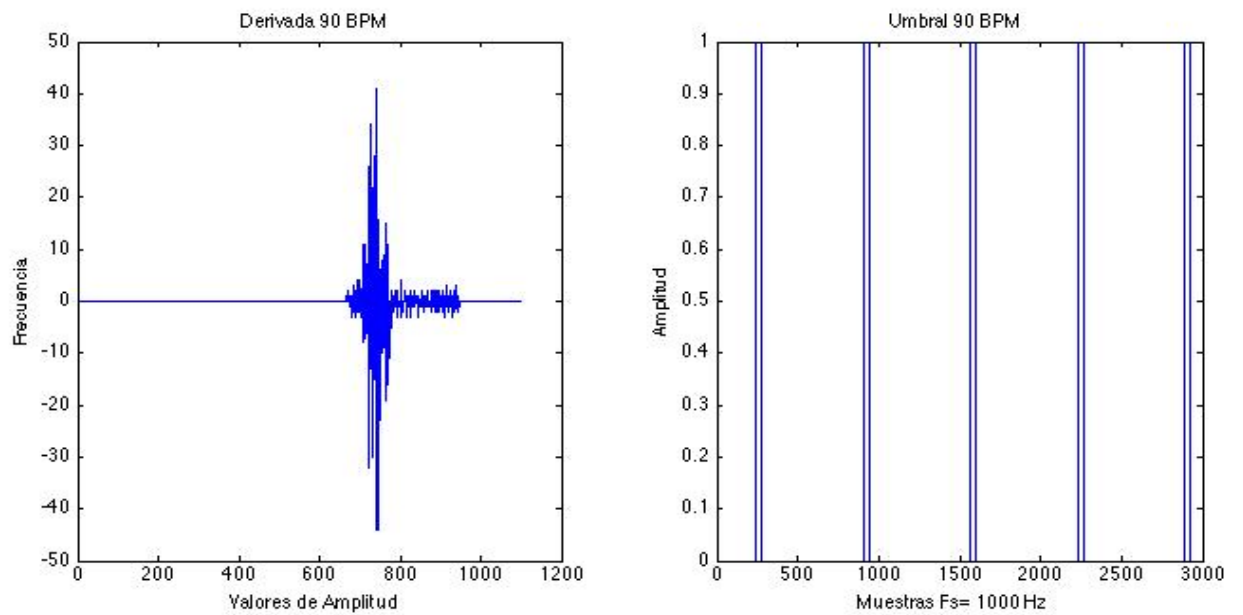


Figura 27. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 90 BPM.

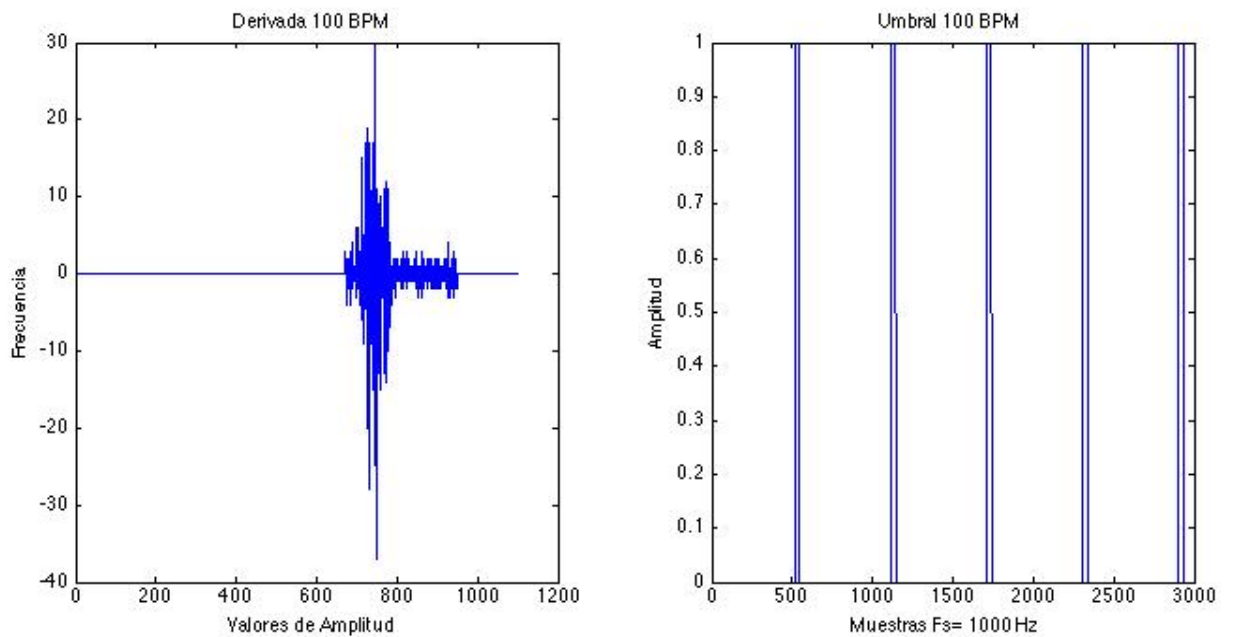


Figura 28. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 100 BPM.

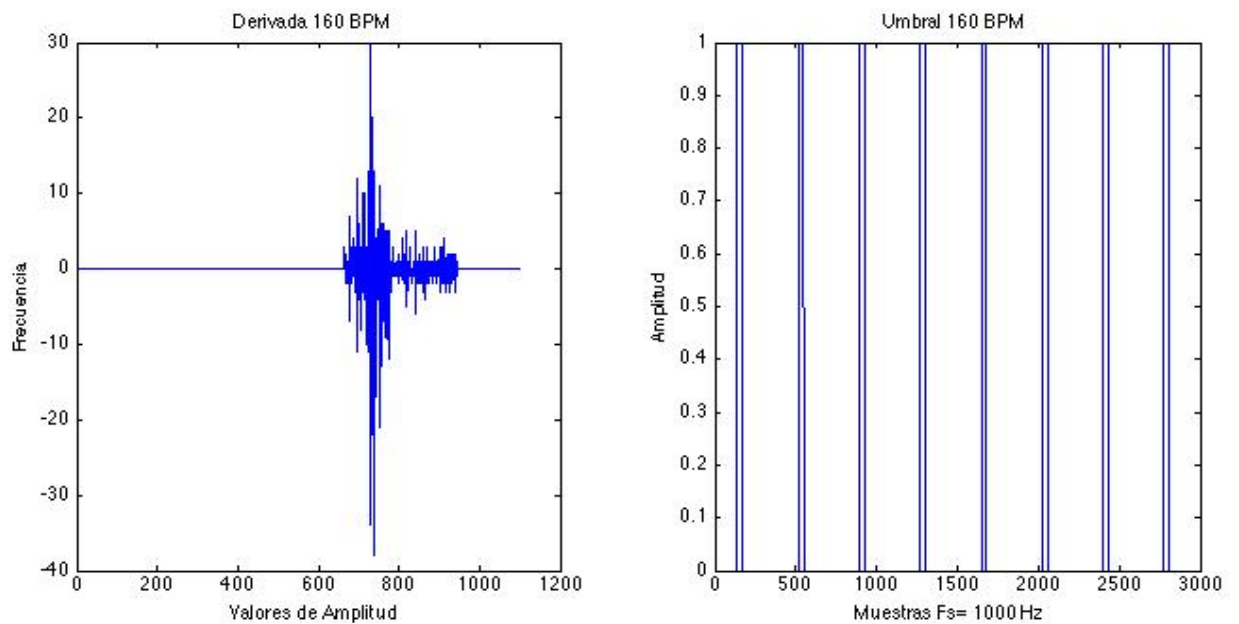


Figura 29. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 160 BPM.

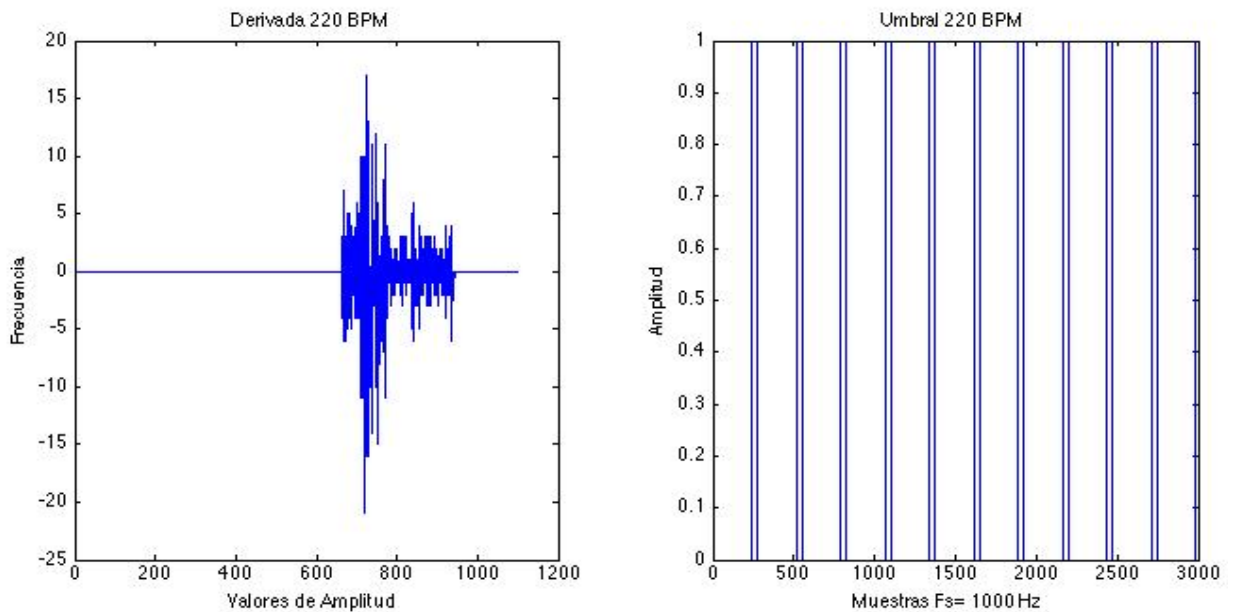


Figura 30. Primera derivada del histograma y gráfica del umbral para la señal electrocardiográfica de 220 BPM.

Se realizó el conteo de las ondas R que fueron emitidas por el simulador de paciente en cada toma y las ondas R detectadas por el algoritmo, con el objetivo de comprobar el correcto

funcionamiento del mismo (Tabla 3), se puede decir que el algoritmo detecta correctamente el mismo número de ondas R emitidas por el simulador de paciente.

FRECUENCIA SIMULADOR	# ONDAS R DEL ECG	# ONDAS R DETECTADAS
45	2	2
60	4	3
80	4	4
90	5	5
100	5	5
160	8	8
220	11	11

Tabla 3. Comparación entre el número de ondas R del ECG y el número de ondas R obtenido.

Con el fin de corroborar que el valor umbral estimado fue el adecuado y que las detecciones de ondas R fueron efectivas, se procedió a realizar un cuadro comparativo (Tabla 4). De acuerdo a la frecuencia, en unidades de latidos por minutos (BPM), seleccionada en el simulador de pacientes que equivale a la cantidad de latidos en 60 segundos, se procede a calcular el tiempo que teóricamente debería tener cada onda R (tiempo de un latido) (Ecuación 3):

$$Tiempo = \frac{1 * 60}{Frecuencia (BPM)} \quad (3)$$

Al tener la señal umbralizada, se puede obtener la cantidad de muestras entre cada detección. Teniendo en cuenta que la frecuencia de muestreo es de 1000 muestras por segundo se obtiene el número de muestras teórico para cada una de las señales, y empleando la herramienta matemática Matlab se realizaron las mediciones entre las ondas R detectadas para realizar una comparación.

FRECUENCIA SIMULADOR (BPM)	TIEMPO R-R	# MUESTRAS TEÓRICO	PROMEDIO #MUESTRAS PROYECTO	PROMEDIO
45	1,333	1333,33	1354	1344
60	1	1000	994,5	997
80	0,75	750	743	747
90	0,6667	666,667	661	664
100	0,6	600	595,25	598
160	0,375	375	375,85	375,425
220	0,2727	272,7273	273,37	273

Tabla 4. Cálculo del tiempo entre ondas R y comparación entre el número de muestras teórico y práctico.

Se puede observar que el número de muestras teórico no difiere en gran medida del número de muestras obtenido con el algoritmo diseñado con un promedio de desfase de 6.58 muestras. Lo que comprueba el correcto funcionamiento del algoritmo.

4.3 Cálculo del porcentaje de error:

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la Tabla 1. Para el número de muestras teórico que ha sido calculado y el número de muestras promedio que ha arrojado el proyecto.

$$\%error = \frac{|Valor\ exacto - Valor\ aproximado|}{Valor\ exacto} * 100 \quad (4)$$

Se procede a calcular el porcentaje de error entre estos, los resultados se presentan a continuación (Tabla 5.)

FRECUENCIA SIMULADOR (BPM)	# MUESTRAS TEÓRICO	PROMEDIO #MUESTRAS ALGORITMO	% DE ERROR
45	1333,33	1354	1,6%
60	1000,00	994,5	0,6%
80	750,00	743	0,9%
90	666,67	661	0,8%
100	600,00	595,25	0,8%
160	375,00	375,85	0,2%
220	272,73	273,37	0,2%

Tabla 5. Cálculo del porcentaje de error entre el número de muestras teórico y el promedio de las muestras obtenido mediante el algoritmo.

El mayor porcentaje de error registrado en las pruebas es de 1,6% y un desfase de 20,67 muestras en la señal electrocardiográfica de 45 BPM, mientras que en las demás pruebas se presenta un porcentaje de error menor al 1% permitiendo obtener fidelidad en la cantidad de muestras de las señales analizadas.

4.4 Pruebas con componente de ruido:

Se tomaron pruebas de señales electrocardiográficas empleando el algoritmo al cual se le incluyó el bloque de filtrado (**Anexo 2**), Las figuras 31 a 37 muestran los resultados obtenidos al aplicar ruido muscular a la señal, este tipo de ruido puede causar problemas, ya que las formas de onda de baja amplitud pueden obstruirse. El filtrado de este tipo de ruido puede ser mas complicado ya que las ondas espectrales del ruido se sobreponen considerablemente con el del complejo PQRST, sin embargo un filtro promediador puede ayudar a distinguir las ondas del complejo cardiaco [46].

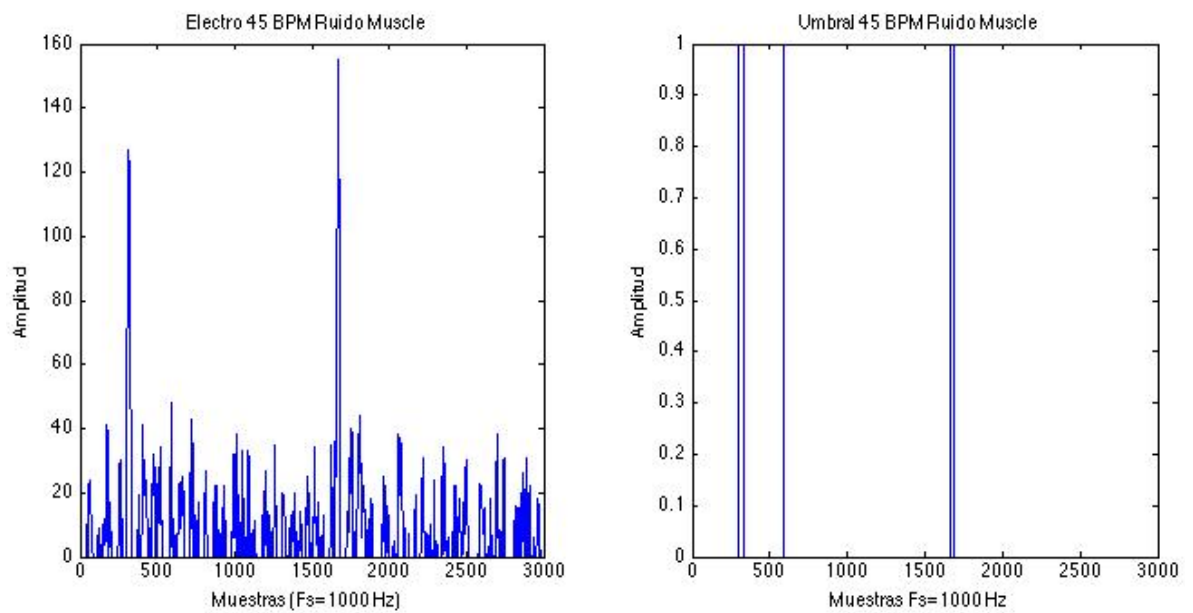


Figura 31. Señal electrocardiográfica y umbral 45 BPM empleando ruido Muscle.

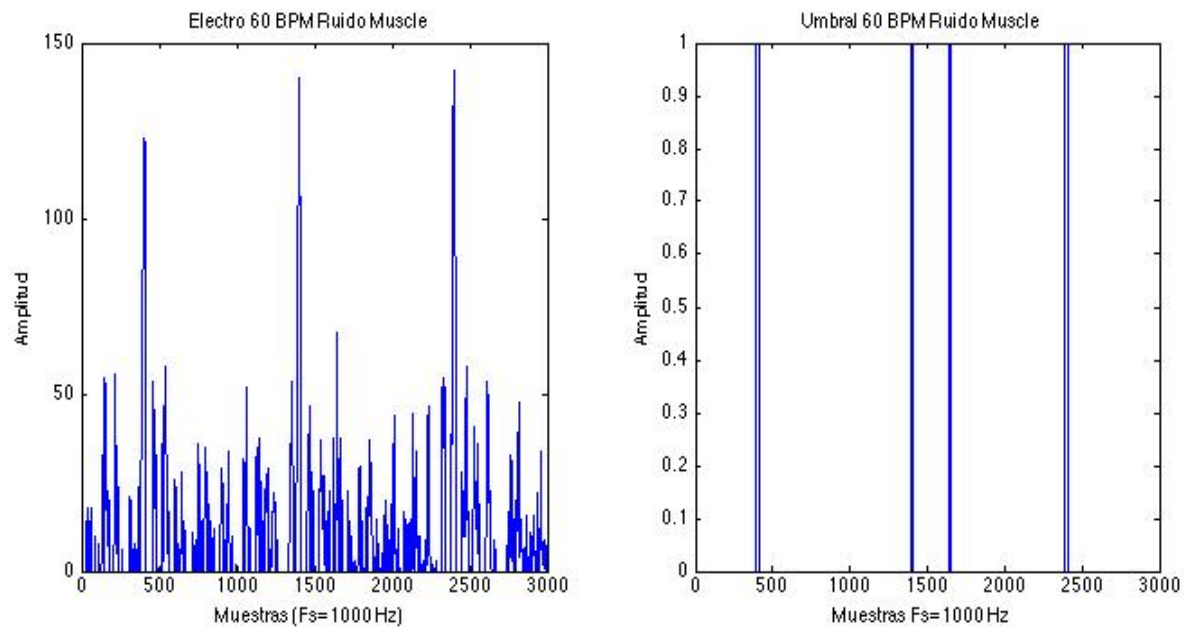


Figura 32. Señal electrocardiográfica y umbral 60 BPM empleando ruido Muscle.

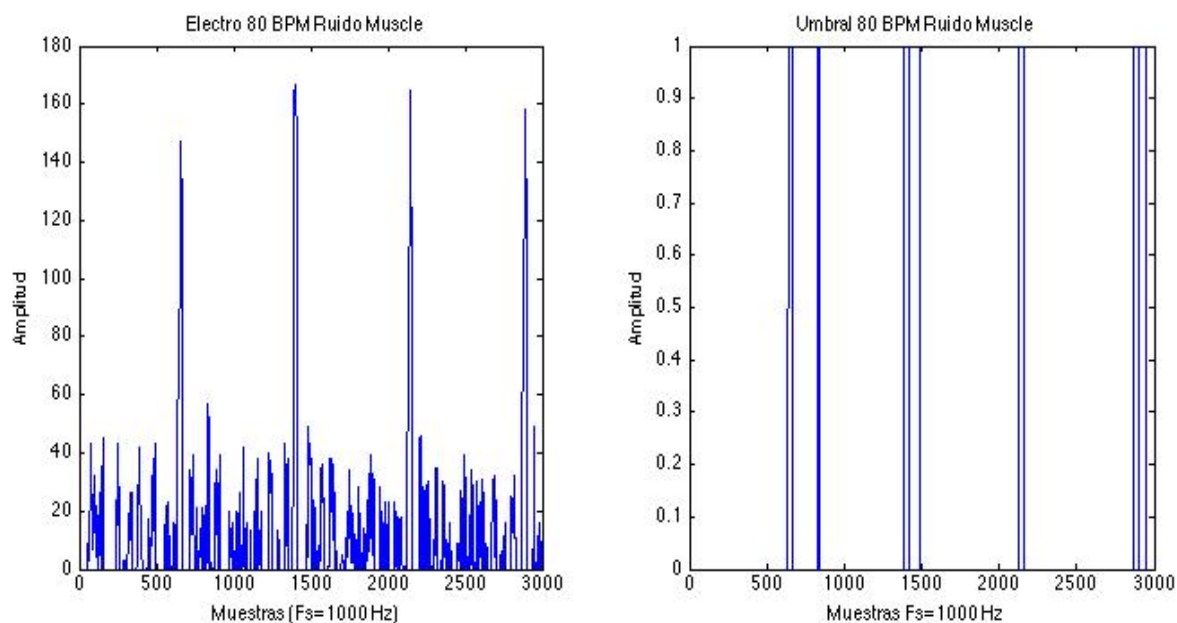


Figura 33. Señal electrocardiográfica y umbral 80 BPM empleando ruido Muscle.

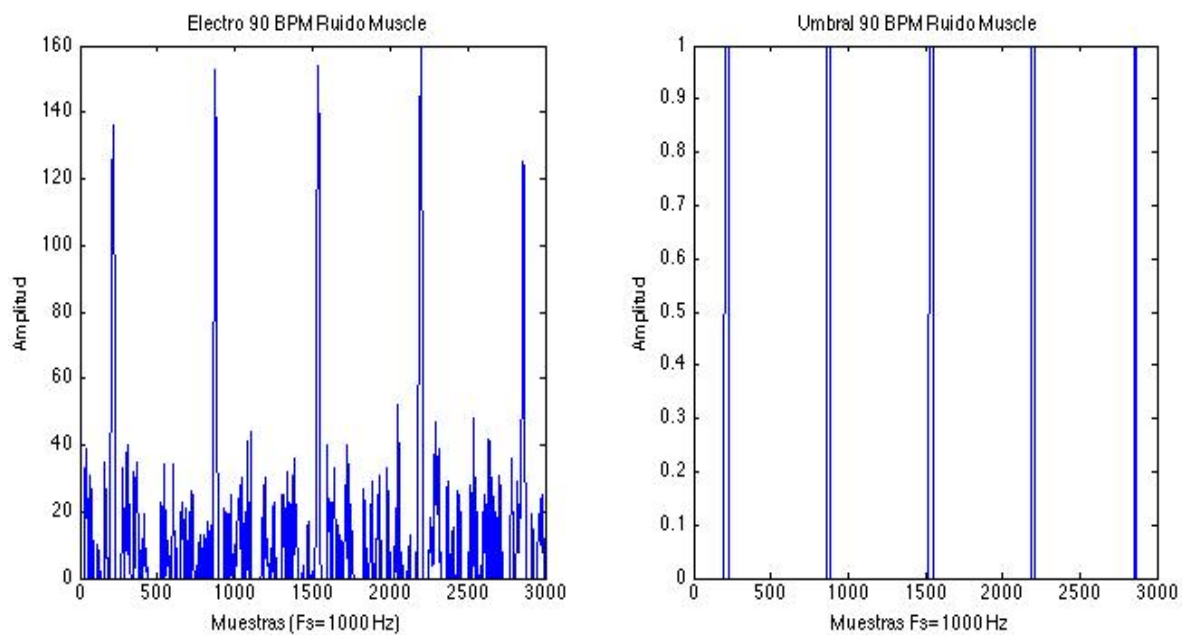


Figura 34. Señal electrocardiográfica y umbral 90 BPM empleando ruido Muscle.

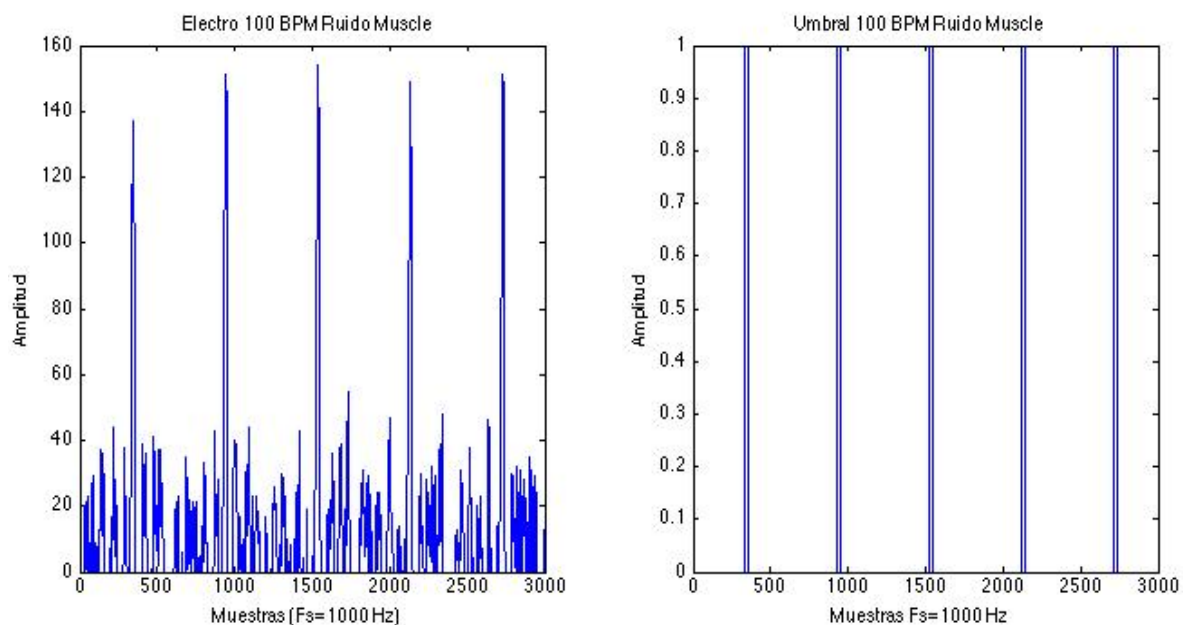


Figura 35. Señal electrocardiográfica y umbral 100 BPM empleando ruido Muscle.

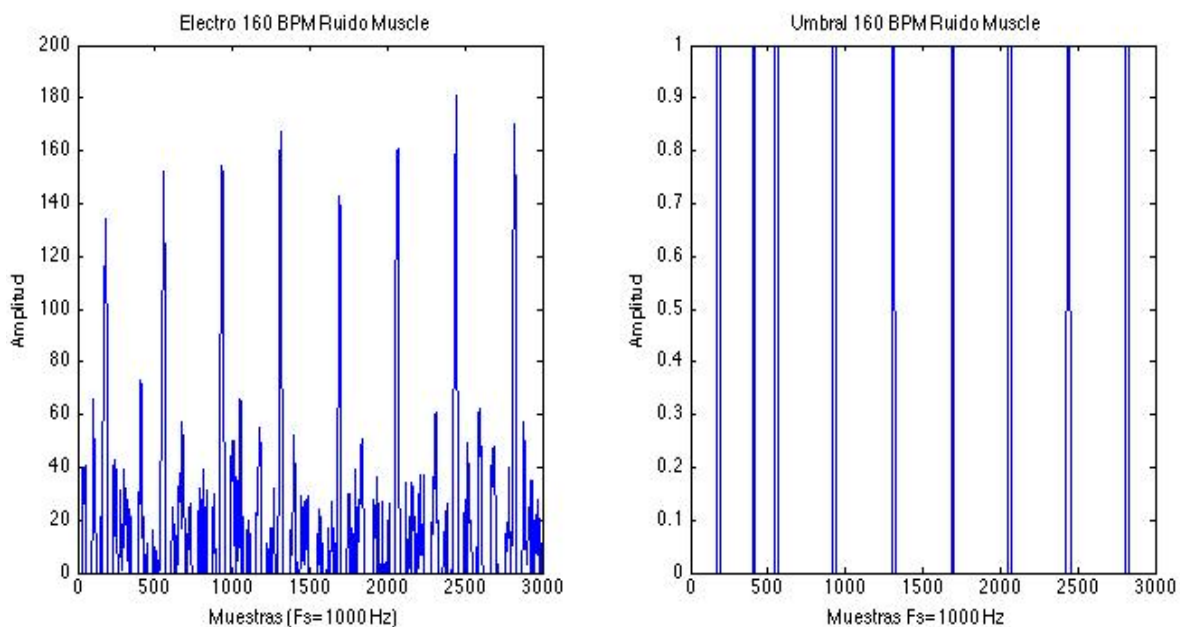


Figura 36. Señal electrocardiográfica y umbral 160 BPM empleando ruido Muscle.

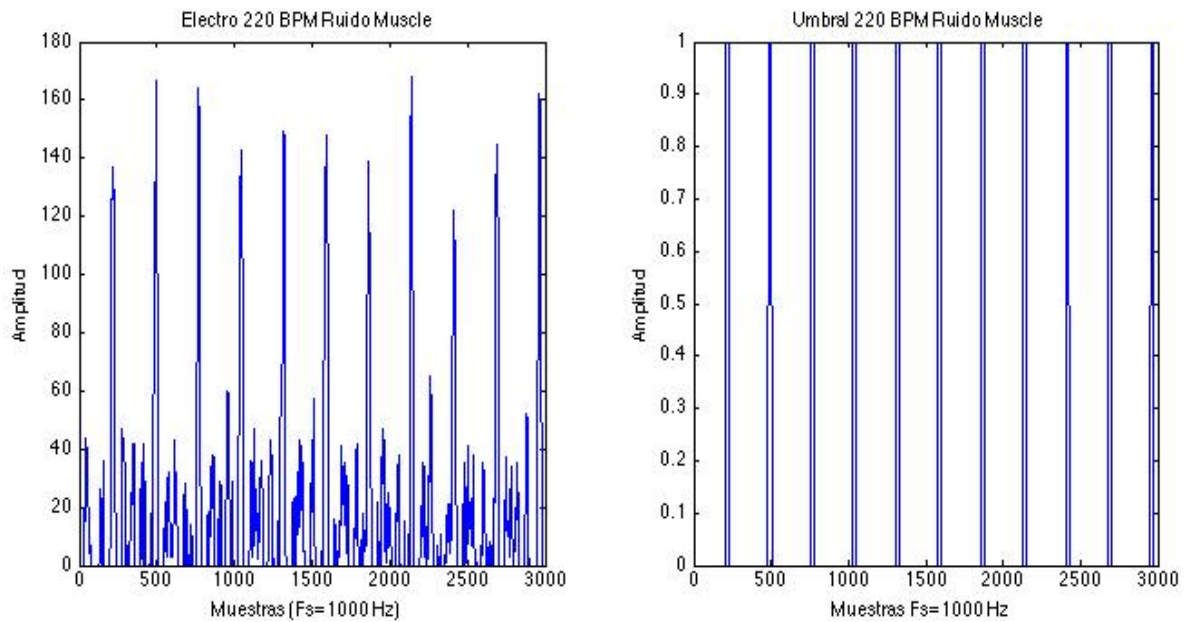


Figura 37. Señal electrocardiográfica y umbral 220 BPM empleando ruido Muscle.

Las figuras 38 a 44 muestran los resultados de las muestras obtenidas aplicando a la señal electrocardiográfica el desplazamiento de línea de base o ruido Wandr, este tipo de ruido puede ser causado por efectos de la impedancia del electrodo, transpiración, respiración o movimientos corporales y puede causar problemas de análisis especialmente en el complejo de baja frecuencia ST-T [46].

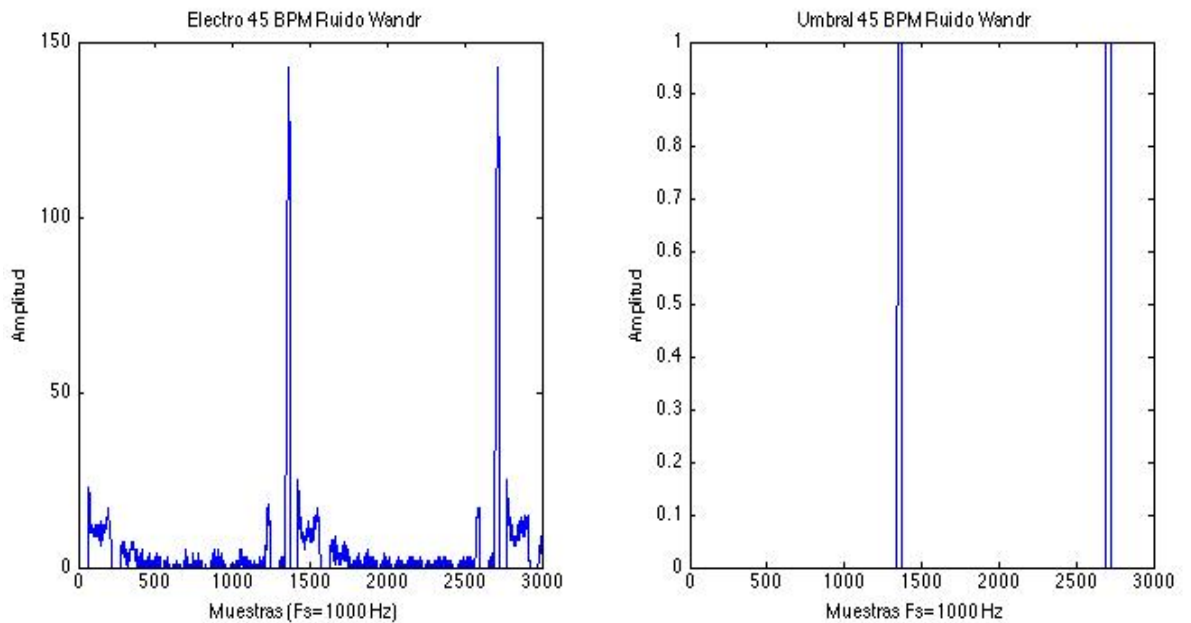


Figura 38. Señal electrocardiográfica y umbral 45 BPM empleando ruido Wandr.

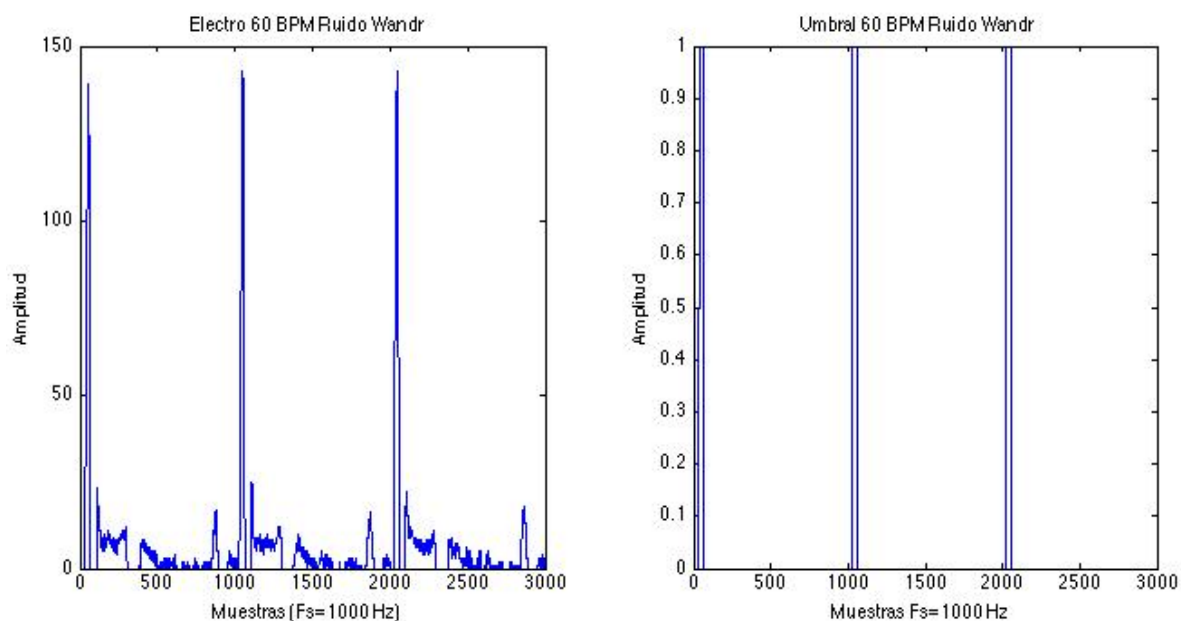


Figura 39. Señal electrocardiográfica y umbral 60 BPM empleando ruido Wandr.

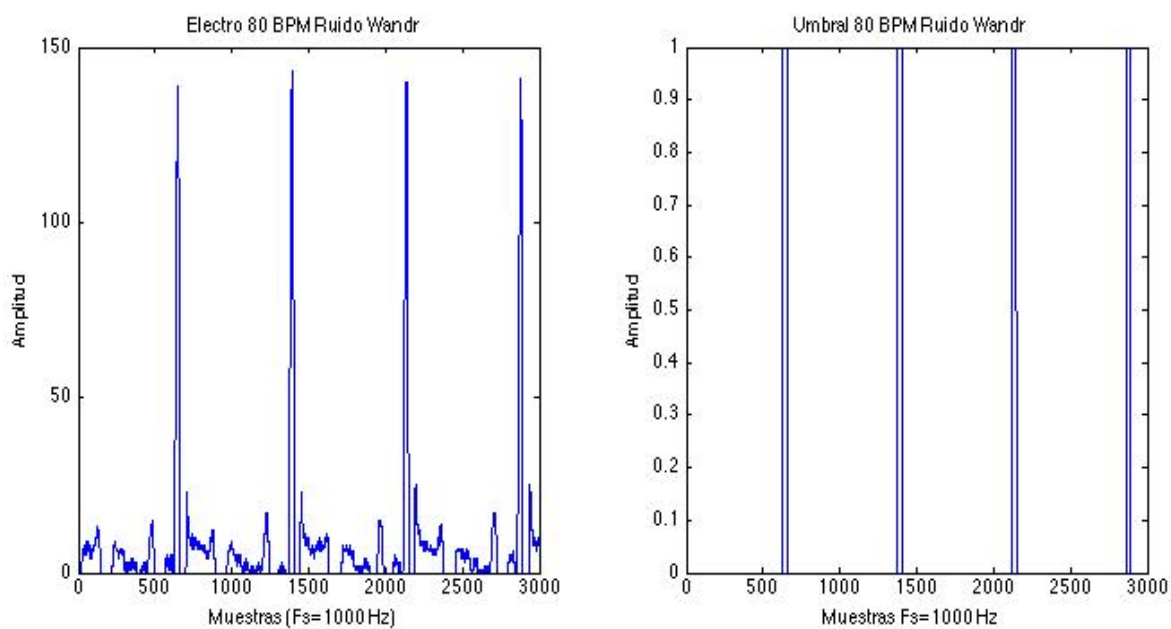


Figura 40. Señal electrocardiográfica y umbral 80 BPM empleando ruido Wandr.

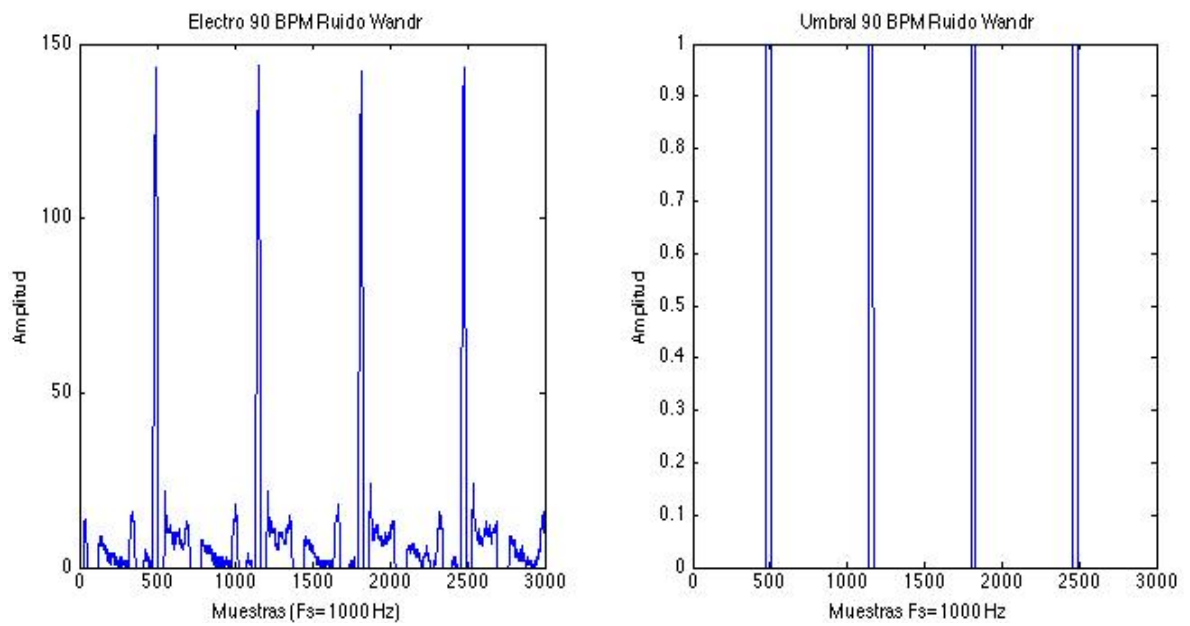


Figura 41. Señal electrocardiográfica y umbral 90 BPM empleando ruido Wandr.

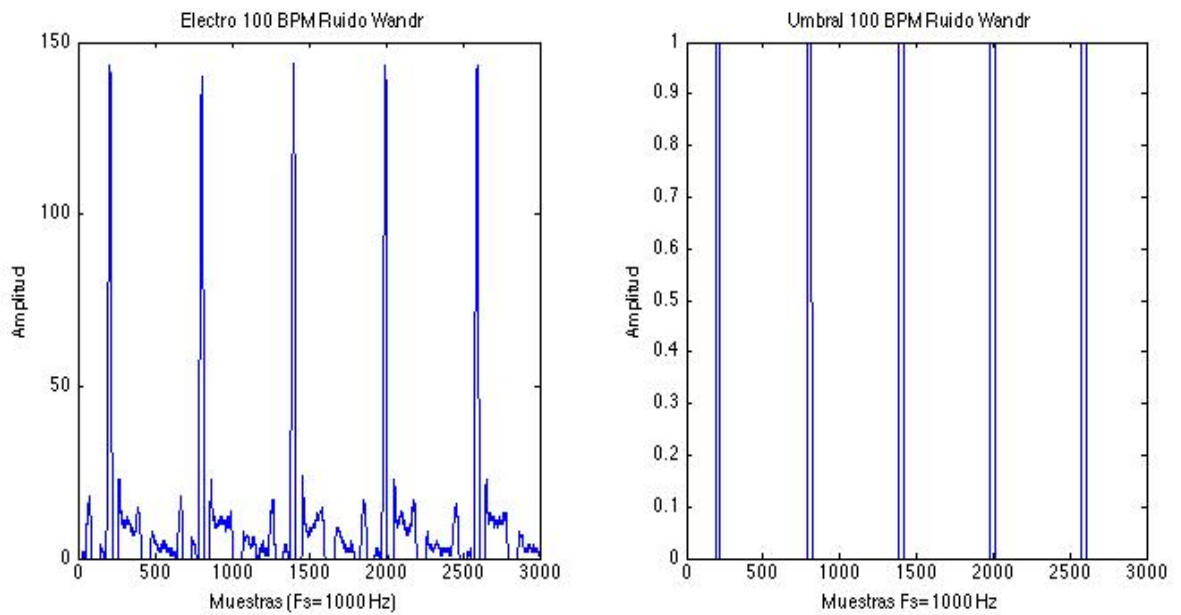


Figura 42. Señal electrocardiográfica y umbral 100 BPM empleando ruido Wandr.

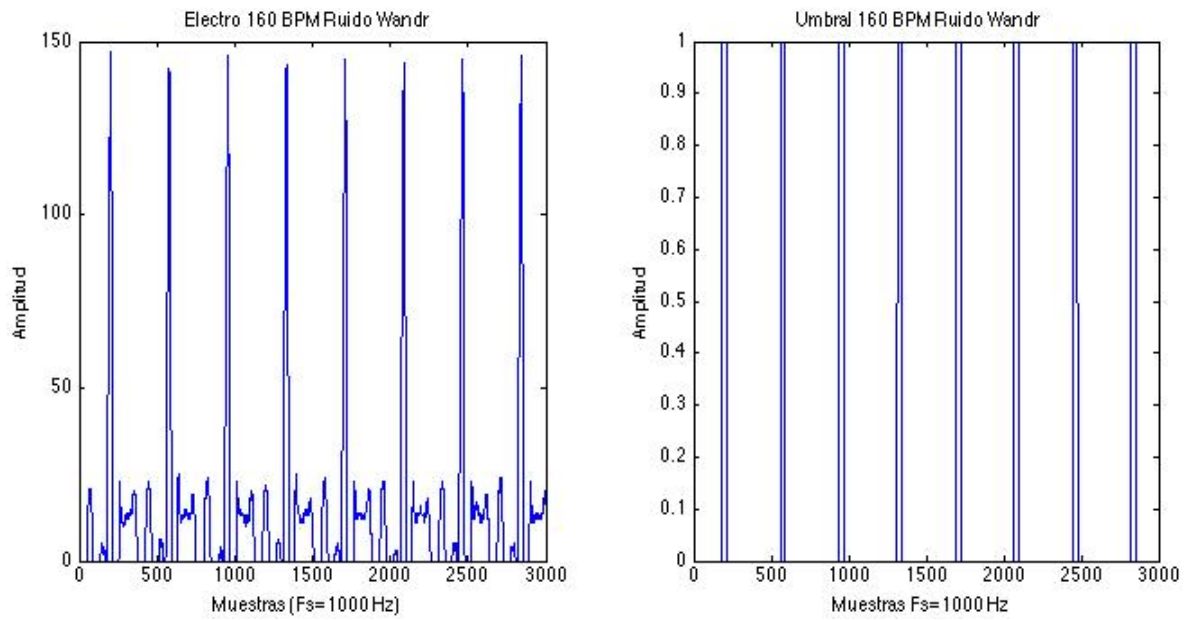


Figura 43. Señal electrocardiográfica y umbral 160 BPM empleando ruido Wandr.

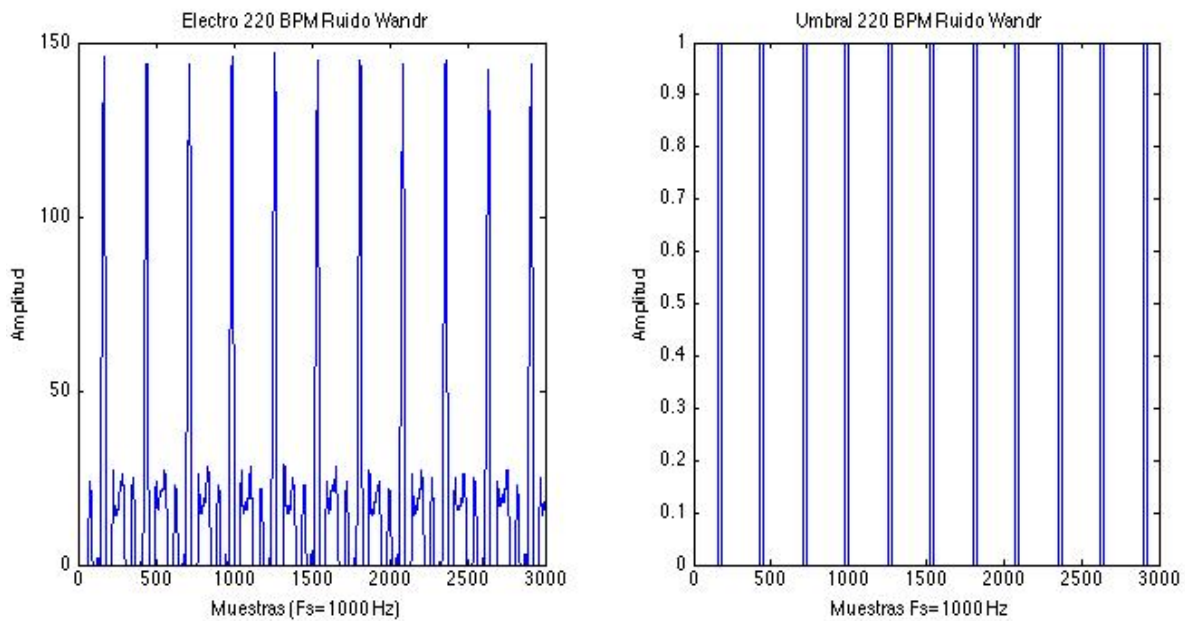


Figura 44. Señal electrocardiográfica y umbral 220 BPM empleando ruido Wandr.

Adicionalmente se tomaron muestras de la señal electrocardiográfica sin ruido empleando dicho algoritmo, los resultados se muestran en las figuras 45 a 51.

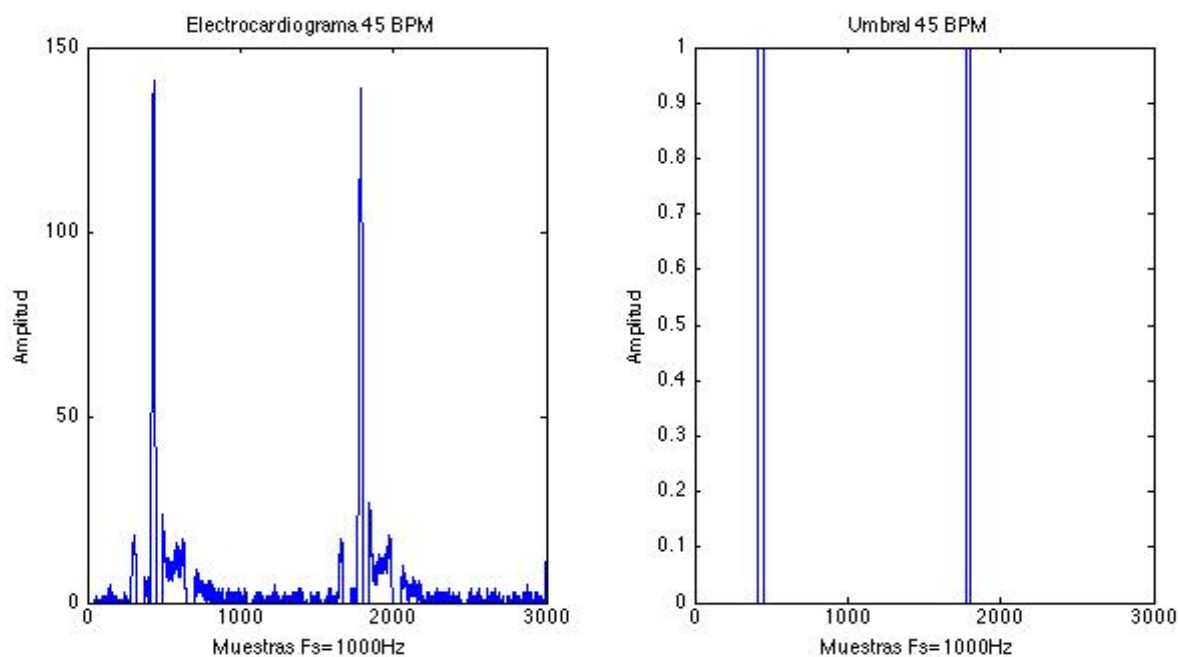


Figura 45. Señal electrocardiográfica y umbral 45 BPM con bloque de filtrado.

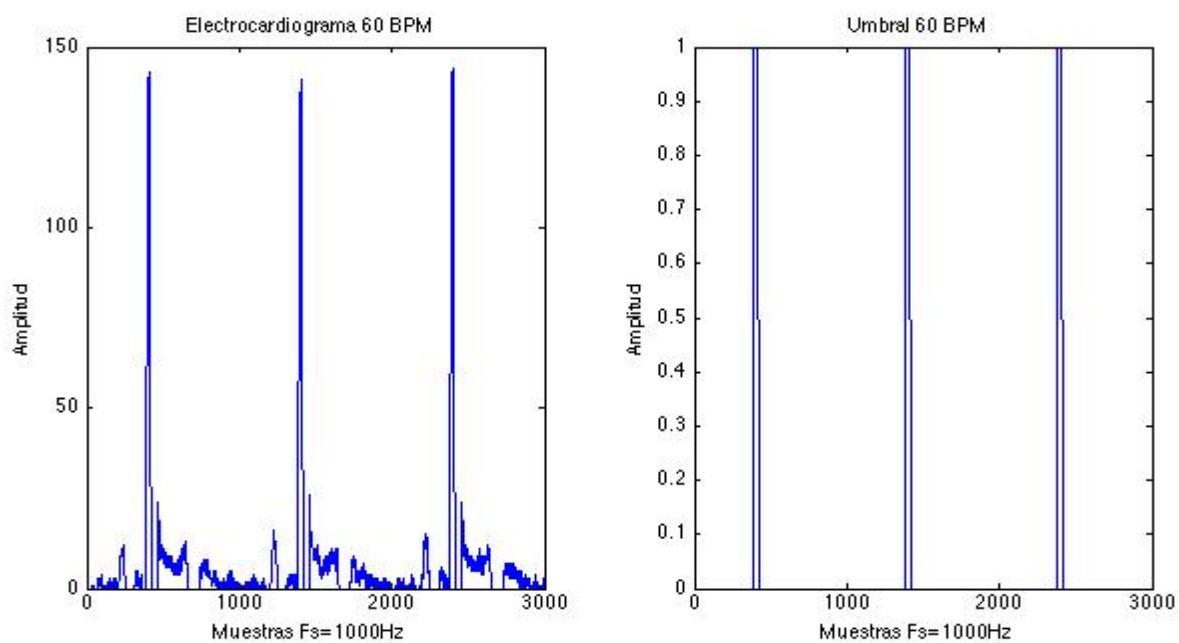


Figura 46. Señal electrocardiográfica y umbral 60 BPM con bloque de filtrado.

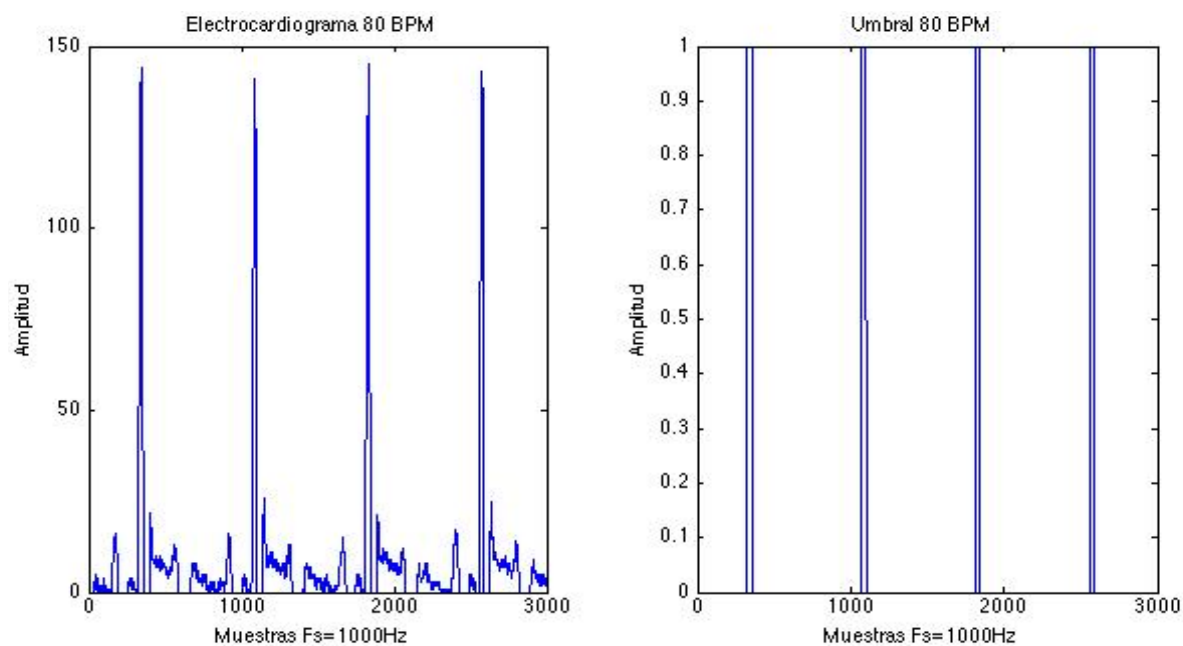


Figura 47. Señal electrocardiográfica y umbral 80BPM con bloque de filtrado.

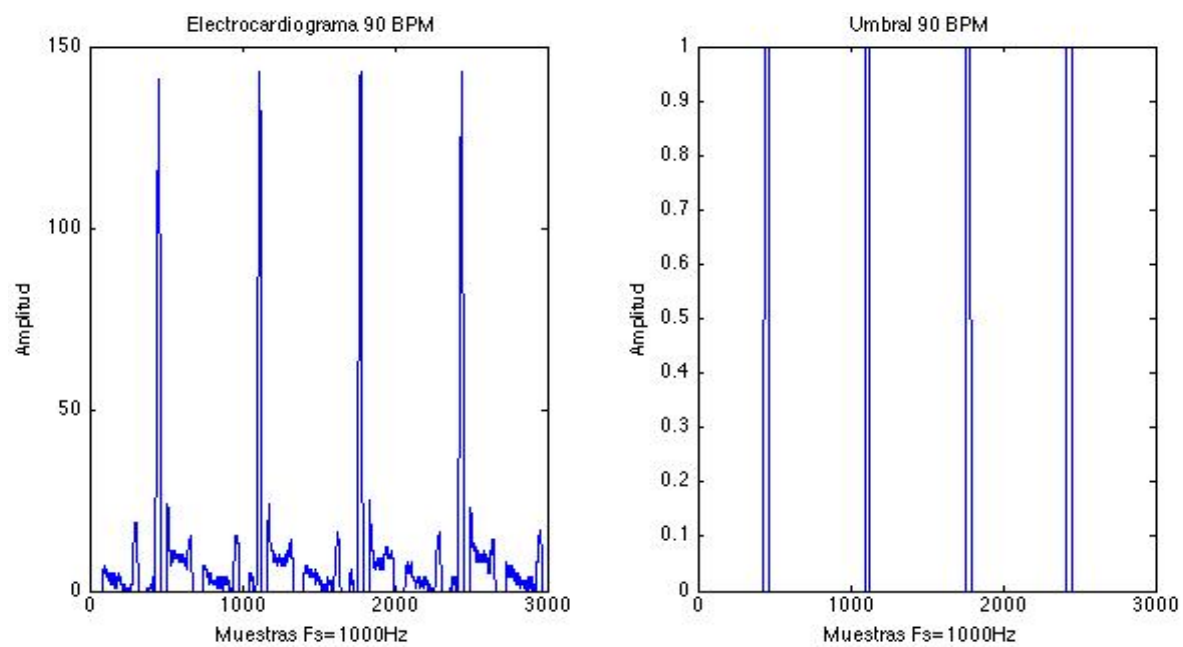


Figura 48. Señal electrocardiográfica y umbral 90BPM con bloque de filtrado.

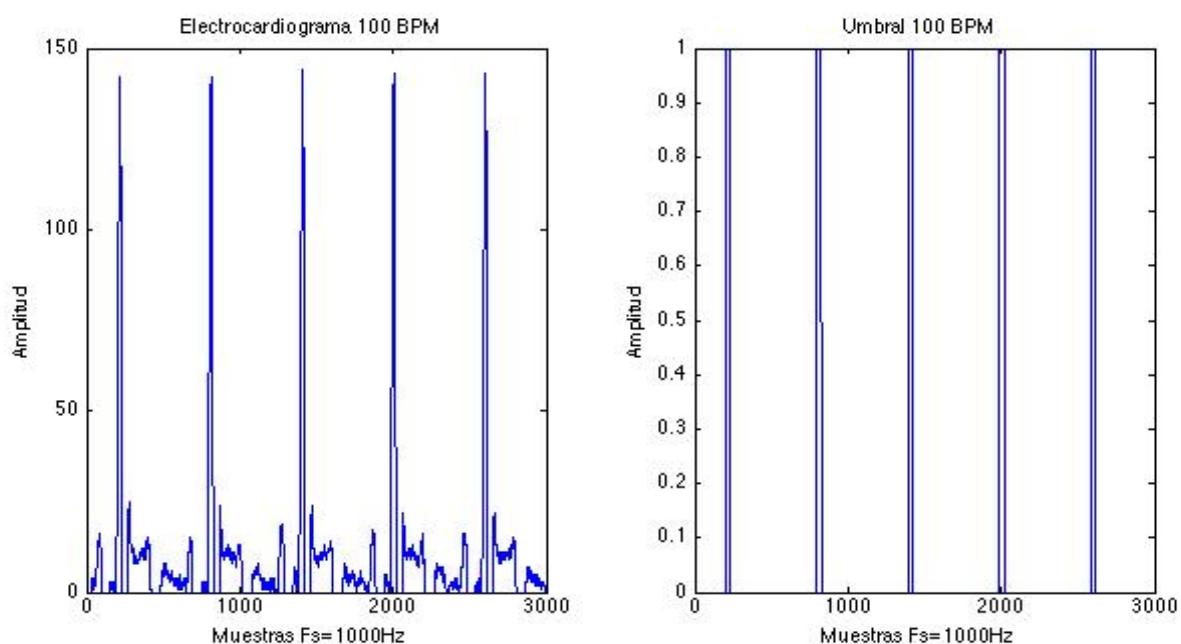


Figura 49. Señal electrocardiográfica y umbral 100BPM con bloque de filtrado.

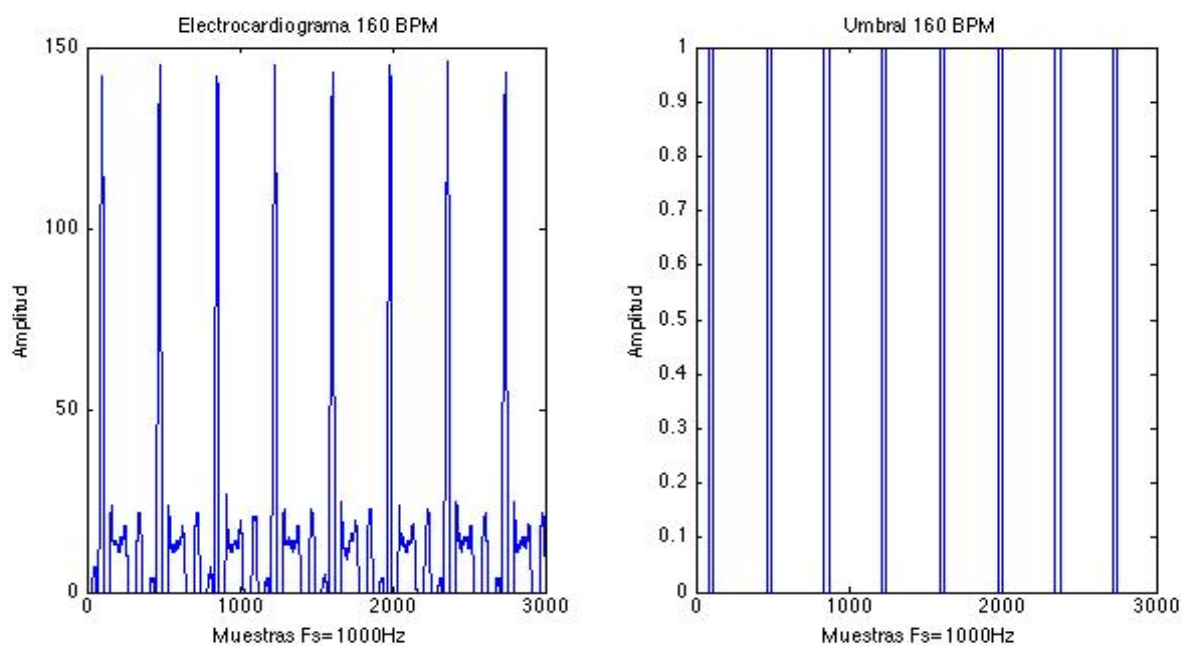


Figura 50. Señal electrocardiográfica y umbral 160BPM con bloque de filtrado.

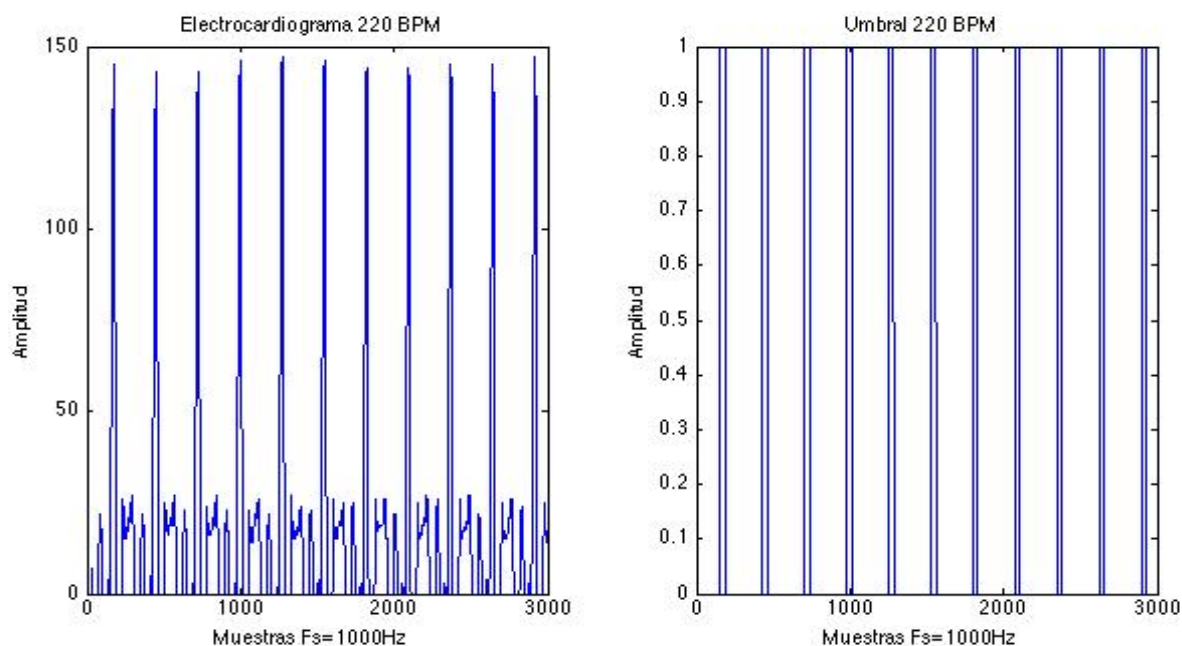


Figura 51. Señal electrocardiográfica y umbral 220BPM con bloque de filtrado.

La tabla 6 muestra la comparación entre los tiempos R-R obtenidos implementando el algoritmo sin bloque de filtrado y el algoritmo que incluye el bloque de filtrado comprobando el correcto funcionamiento de los dos algoritmos, al no mostrar cambios bruscos en las mediciones.

FRECUENCIA SIMULADOR (BPM)	TIEMPO R-R	# MUESTRAS TEÓRICO	# MUESTRAS ALGORITMO CON FILTRADO	PROMEDIO
45	1,333	1333,33	1353	1343
60	1	1000	994,5	997
80	0,75	750	743	746,5
90	0,6667	666,667	661	664
100	0,6	600	595,25	598
160	0,375	375	376	375,5
220	0,2727	272,7273	273	273

Tabla 6. Comparación entre tiempos de onda R para los algoritmos empleados.

A continuación (Tabla 7) se muestra el cálculo del error para las pruebas realizadas con el algoritmo con bloque de filtrado(Anexo 2).

FRECUENCIA SIMULADOR (BPM)	# MUESTRAS TEÓRICO	PROMEDIO #MUESTRAS ALGORITMO	% DE ERROR
45	1333,33	1353	1,5%
60	1000,00	994,5	0,6%
80	750,00	743	0,9%
90	666,67	661	0,8%
100	600,00	595,25	0,8%
160	375,00	376	0,3%
220	272,73	273	0,1%

Tabla 7. Cálculo del porcentaje de error para las muestras adquiridas con el algoritmo con bloque de filtrado.

4.5 Interfaz gráfica:

Finalmente fue desarrollada una interfaz gráfica (Figura 52,53) utilizando la herramienta GUI de Matlab, en dicha interfaz se podrán visualizar las gráficas del electrocardiograma, la umbralización y las mediciones de frecuencia cardiaca, además se obtendrá el valor numérico para el tiempo entre ondas R (Tiempo R-R) y la frecuencia cardiaca promedio.

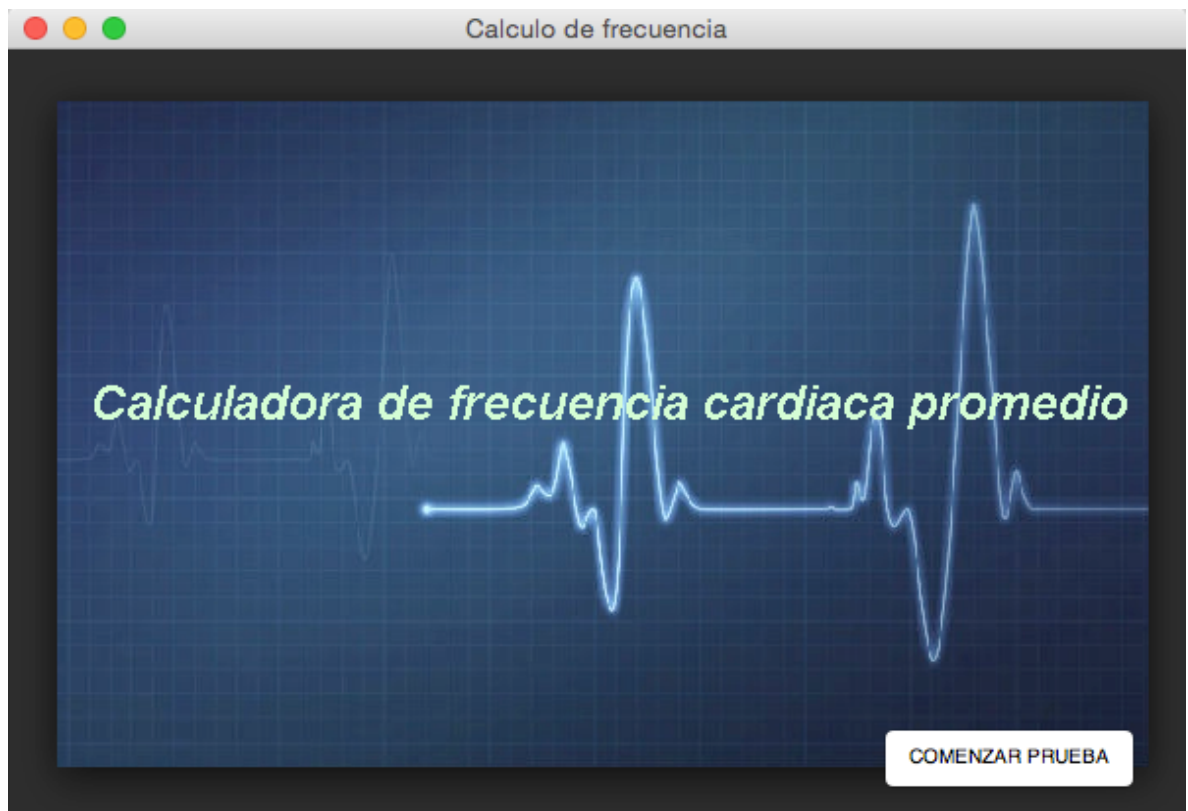


Figura 52. Pantalla de inicio para la visualización de los datos adquiridos.

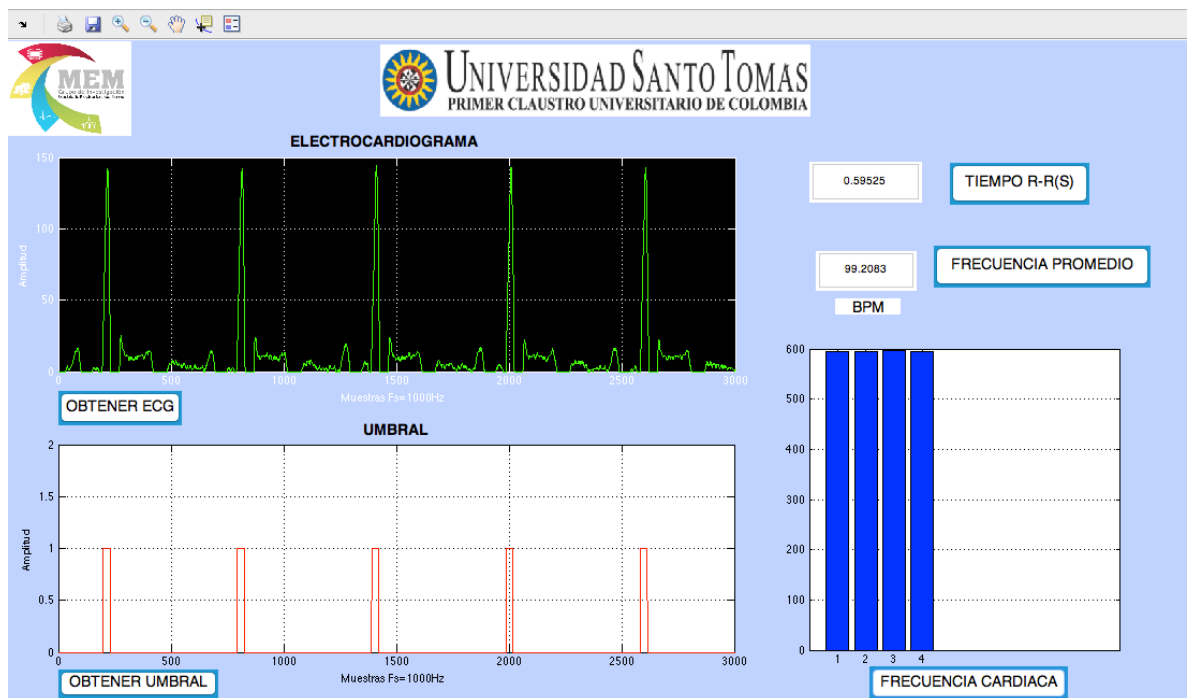


Figura 53. Interfaz gráfica para la visualización de los datos obtenidos durante la prueba.

5 CONCLUSIONES

El sistema desarrollado durante este proyecto favoreció el diseño de una estrategia que permitió implementar un algoritmo de cuantificación de los parámetros de la señal electrocardiográfica, mediante la correcta detección de la onda R del complejo cardiaco. Implementando un filtro y un proceso de primera derivada que permite resaltar las componentes de dicha onda para su posterior umbralización, lo que permitió además obtener los valores de la cantidad de muestras presentadas entre cada onda R mediante un algoritmo de detección, para su posterior cuantificación en medidas de tiempo y BPM. Todo esto se dio debido a la integración, y mejora de algoritmos cuyo correcto funcionamiento había sido previamente evaluado; sin embargo no existía una integración entre ellos, y fue necesario realizar adaptaciones pues habían sido desarrollados en dispositivos de alto costo. Como valor agregado este proyecto permitió la implementación de estrategias de diseño de algoritmos en código abierto, a través de técnicas matemáticas que implican cálculos menos complejos y no exigen dispositivos programables de alta gama.

Se diseñó e implementó una plataforma digital para la cuantificación de parámetros de la señal electrocardiográfica mediante un dispositivo con arquitectura ARM, que permitió la integración de dicha plataforma con sistemas de acondicionamiento digital de señales y la exportación de los datos obtenidos en archivos de texto plano mediante una SD Card para su posterior análisis. El uso de dispositivos ARM permitió llevar a cabo el desarrollo de un prototipo portátil y autónomo.

El sistema al ser implementado en una plataforma de código abierto permite que su tiempo de ejecución no altere el periodo de muestreo de la señal electrocardiográfica. Así mismo el sistema de filtrado que ha sido implementado no requiere operaciones matemáticas complejas permitiendo el correcto funcionamiento del ordenador sin ningún tipo de sobrecarga.

El desarrollo de esta herramienta contribuye a la investigación en el área de tratamiento digital de señales enfocado al área de la biomédica y la telemedicina. Generó un aporte significativo a los proyectos generados en el grupo de investigación MEM (Modelado, Electrónica y Monitoreo) de la facultad de ingeniería electrónica de la Universidad Santo Tomás, en el cual se han desarrollado diversos proyectos relacionados con el diseño de algoritmos que aportan a la solución del problema de equipos médicos que emplean tecnologías cerradas, impidiendo ver, manipular, o mejorar los códigos de cuantificación y adquisición de la señal electrocardiográfica o sus respectivos parámetros. Lo que dificulta agregar mejoras o realizar la cuantificación de nuevos parámetros. Este dispositivo desarrollado permitió la mejora y modificación de algoritmos diseñados en este grupo de investigación, permitiendo su integración en un dispositivo ARM de bajo costo, que cuenta con la posibilidad de almacenamiento de gran cantidad de datos para ser analizados posteriormente, y facilita el desarrollo en el sector académico de nuevos algoritmos que permitan dar un valor agregado a la tecnología actual y que podrá ser usado como base para el desarrollo de futuras tecnologías y dispositivos de implementación.

Todas las pruebas realizadas permiten dar cuenta del correcto funcionamiento del dispositivo y los algoritmos asociados a este, logrando así el correcto cálculo de la frecuencia cardiaca promedio, para ello se generó e implementó un algoritmo cuya función era el cálculo del punto máximo que se encuentra en el histograma de la señal electrocardiográfica adquirida, con el fin de utilizar el valor encontrado como valor de referencia para el cálculo del umbral, una vez realizada la umbralización de la señal se generó el algoritmo cuyo objetivo es la adquisición del número de muestras encontrado entre cada onda R, estos valores encontrados fueron sometidos a cálculos matemáticos básicos permitiendo el cálculo de la frecuencia cardiaca promedio. adicional a esto se agregó un bloque de filtrado que consta de un filtro promediador y un filtro derivador que permiten eliminar componentes de ruido y resaltar la onda R del complejo cardiaco.

El dispositivo desarrollado podrá ser implementado inicialmente sin necesidad de un ordenador, para la adquisición de los datos de la señal electrocardiográfica, pues podrá ser alimentado con una fuente de voltaje AC-DC de 5V, 200mA. Esto permitirá el almacenamiento de datos en archivos de texto plano para su posterior análisis mediante el ordenador.

Los resultados obtenidos permiten generar un aporte para el futuro desarrollo de dispositivos que estén enfocados en la medición de parámetros de la frecuencia cardiaca de un paciente y pretendan ser de ayuda para pronosticar comportamientos indeseado en el sistema cardiovascular, enfocados en mejorar el bienestar de los seres humanos, adaptándose a las necesidades tanto del paciente como del médico, brindando la posibilidad de ser desarrollados en dispositivos de bajo costo y estructuras que implican operaciones menos complejas. Además dando la posibilidad de generar diagnósticos de forma remota, pensando en facilitar el proceso de diagnóstico al paciente y al médico sin afectar la calidad de los resultados, y que cumplan con el objetivo de mejorar la calidad de vida del paciente así como su salud dando resultados de forma eficiente y rápida.

ANEXOS

ANEXO 1. Código desarrollado para la implementación del algoritmo para cálculo de la frecuencia cardiaca promedio sin bloque de filtrado.

```
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
const int chipSelect = 4;

// Declaración de variables
int N=3000;
int n=0;
int c=0;
int a=0;
int u=0;
int s=0;
int ini=0;
int m=0;
int temp;
int z=0;
int r=0;
int muestra;
int x[3000];
int xr[10];
int h[1100]={0};
int d[1100]={0};
int p=0;

void setup() {
  // Open serial communications and wait for port to open:

  Serial.begin(9600);
  while (!Serial)
  {
    ;
  }
  // wait for serial port to connect. Needed for native USB port only
}
Serial.print("Initializing SD card...");

// see if the card is present and can be initialized:
if (!SD.begin(chipSelect)) {
  Serial.println("Card failed, or not present");
  // don't do anything more:
  return;
}
```

```

    }
    // buffer para adquisición de datos hasta 3000 muestras, lectura del puerto
    Serial.println("card initialized.");

    for(n=0;n<N;n++)
    {
        x[n] = analogRead(0);
        delay(1);
    }

    for(n=0;n<N;n++)
    {
        // creación de archivo en texto plano con los datos del electrocardiograma

        File dataFile = SD.open("ELECTRO.txt", FILE_WRITE);
        String dataString = "";
        muestra = x[n];
        h[muestra]=h[muestra]+1;
        dataString += String(muestra);

        dataFile.println(dataString);
        dataFile.close();
    }

    for(n=0;n<1100;n++)
    {
        // creación de archivo en texto plano con los datos del histograma de la señal
        File dataFile = SD.open("HISTO.txt", FILE_WRITE);
        String dataString = "";
        muestra = h[n];
        dataString += String(muestra);
        dataFile.println(dataString);
        dataFile.close();
    }

    d[0]=0;
    for (n=1;n<1100;n++)

    {
        // creación de archivo en texto plano con los datos de la derivada de la señal
        File dataFile = SD.open("DERIV.txt", FILE_WRITE);
        String dataString = "";

```

// se genera un arreglo con los valores de las muestras en la posición actual menos la anterior para generar la derivada.

```
d[n]=h[n]-h[n-1];
dataString = String(d[n]);
dataFile.println(dataString);
dataFile.close();
}
```

// calculo del punto máximo del histograma de la señal mediante un ciclo comparativo entre cada valor del histograma.

```
c=0;
p=0;
for (n=0;n<1100;n++)
{
    if (h[n]>c)
    {
        c= h[n];
        p=n;
    }
}
```

// Empleando el dato del punto máximo se encuentra el primer cero del histograma, este valor de cero que se ha encontrado será el umbral de la señal.

```
for (n=p;n<1100;n++)
{
    if (h[n]==0)
    {
        c= n;
        break;
    }
}
```

```
for (n=0;n<N;n++)
```

// Generación de datos en texto plano para gráfica de umbralización, si el valor está por encima del valor umbral se obtendrá un uno (1), de lo contrario se tendrá un cero (0)

```
{
    File dataFile = SD.open("UMBRALES.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
    if (x[n]>c)
    {
        x[n]=1;
    }
    else
```

```

    {
        x[n]=0;
    }
    dataString = String(x[n]);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();
}
// Con los datos de la umbralización, se realiza un contador para encontrar el número de
muestras entre la ocurrencia de cada onda R.
for (n=0;n<N;n++)
{
    //Encuentra el primer uno en la señal umbralizada
    if (x[n]==1)
    {
        ini=n;
        break;
    }
}
Serial.println(ini);

    for (m=ini;m<N;m++)
    {
        //A partir del cero después de la primera onda R comienza a avanzar el contador (temp)
        if (x[m]==0)
        {
            temp=temp+1;
            z=0;
        }
        else
        {
            z=z+1;
            if (z<=1)
            {
                r=r+1;
                xr[r]=temp;
                temp=0;
                z=z+1;
            }
            else
            {
                z=z+1;
                temp=temp+1;
            }
        }
    }
}

```

```

Serial.println(r);

for (n=0;n<10;n++)

//Generación de archivo en texto plano con los datos obtenidos de las muestras entre cada
onda R.

{

    File dataFile = SD.open("FREC.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
    dataString = String(xr[n]);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();

}
Serial.println("Archivo cerrado");

}
void loop() {

}

```

ANEXO 2. Código desarrollado para la implementación del algoritmo para cálculo de la frecuencia cardiaca promedio con bloque de filtrado.

```
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
const int chipSelect = 4;
int N=3000;
int n=0;
int muestra;
int x[3000];
int h[1100]={0};
int d[1100]={0};
int xr[10];
int M0;
int M1;
float x1[32]={0};
float y;
int i;
int c;
int L;

int a=0;
int u=0;
int s=0;
int ini=0;
int m=0;
int temp;
int z=0;
int r=0;
int p=0;
void setup()
{
    L=32;
    Serial.begin(9600);

    analogReadResolution(12);
    Serial.print("Initializing SD card...");

    // see if the card is present and can be initialized:
    if (!SD.begin(chipSelect)) {
        Serial.println("Card failed, or not present");

        return;
    }
}
```

```

Serial.println("card initialized.");

/// Filtrado

for(n=0;n<N;n++)
{
x1[0]=analogRead(0);
c=0;
// filtro promediador
for (i=0;i<L;i++)
{
c=x1[L-i]+c;
x1[L-i]=x1[30-i];

}
muestra =c >> 1;

//Filtro derivador
M0=M1;
M1=muestra;

muestra=M1-M0;
muestra-=5;
if (muestra < 0) muestra=0;
x[n] = muestra;
delay(1);
}

// creación de archivo en texto plano con los datos del electrocardiograma

for(n=0;n<N;n++)
{
File dataFile = SD.open("ELECTRO.txt", FILE_WRITE);
String dataString = "";
muestra = x[n];
h[muestra]=h[muestra]+1;
dataString += String(muestra);

dataFile.println(dataString);
dataFile.close();

}

Serial.println("ECG Guardado");

```

// creación de archivo en texto plano con los datos del histograma de la señal

```
for(n=0;n<1100;n++)
{
    File dataFile = SD.open("HISTO.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
    muestra = h[n];
    dataString += String(muestra);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();
}
Serial.println("Histograma Guardado");
```

```
d[0]=0;
for (n=1;n<1100;n++)
```

```
{
    // creación de archivo en texto plano con los datos de la derivada de la señal
```

```
    File dataFile = SD.open("DERIV.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
```

// se genera un arreglo con los valores de las muestras en la posición actual menos la anterior para generar la derivada.

```
    d[n]=h[n]-h[n-1];
    dataString = String(d[n]);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();
}
```

// calculo del punto máximo del histograma de la señal mediante un ciclo comparativo entre cada valor del histograma.

```
c=0;
p=0;
for (n=0;n<1100;n++)
{
    if (h[n]>c)
    {
        c= h[n];
        p=n;
    }
}
```

// Empleando el dato del punto máximo se encuentra el primer cero del histograma, este valor de cero que se ha encontrado será el umbral de la señal.

```
for (n=p;n<1100;n++)
{
    if (h[n]==0)
    {
        c= n;
        break;
    }
}
```

// Generación de datos en texto plano para gráfica de umbralización, si el valor está por encima del valor umbral se obtendrá un uno (1), de lo contrario se tendrá un cero (0)

```
for (n=0;n<N;n++)
{
    File dataFile = SD.open("UMBRAL.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
    if (x[n]>c)
    {
        x[n]=1;
    }
    else
    {
        x[n]=0;
    }
    dataString = String(x[n]);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();
}
```

// Con los datos de la umbralización, se realiza un contador para encontrar el número de muestras entre la ocurrencia de cada onda R.

```
for (n=0;n<N;n++)
{
    //Encuentra el primer uno en la señal umbralizada
    if (x[n]==1)
    {
        ini=n;
        break;
    }
}
```

```
Serial.println(ini);
```

//A partir del cero después de la primera onda R comienza a avanzar el contador (temp)

```

    if (x[m]==0)

for (m=ini;m<N;m++)
{
    if (x[m]==0)
    {
        temp=temp+1;
        z=0;
    }
    else
    {
        z=z+1;
        if (z<=1)
        {
            r=r+1;
            xr[r]=temp;
            temp=0;
            z=z+1;
        }
        else
        {
            z=z+1;
            temp=temp+1;
        }
    }
}

```

```

Serial.println(r);

```

```

for (n=0;n<10;n++)

```

//Generación de archivo en texto plano con los datos obtenidos de las muestras entre cada onda R.

```

{
    File dataFile = SD.open("FREC.txt", FILE_WRITE);
    String dataString = "";
    dataString = String(xr[n]);
    dataFile.println(dataString);
    dataFile.close();
}

```

```

Serial.println("Archivo cerrado");

```

```

}

```

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. E. González-Barajas, "Cálculo del umbral para detección de la onda R del complejo cardiaco", *Tecno Lógicas*, vol. 17, no. 32, pp. 47-55, 2014.
- [2] M. J. B. van Ettinger, J. A. Lipton, M. C. J. de Wijs, N. van der Putten and S. P. Nelwan, "An open source ECG toolkit with DICOM," *Computers in Cardiology, 2008*, Bologna, 2008, pp. 441-444.
- [3] González-Barajas, J. E., Velandia-Cárdenas, C., & Nieto-Camacho, J. (2015). Implementación de filtro digital en tiempo real para detección de la onda R. *Tecno Lógicas*, 18(34), 75-86.
- [4] D. Sarkar and A. Chowdhury, "Low cost and efficient ECG measurement system using PIC18F4550 microcontroller," *Electronic Design, Computer Networks & Automated Verification (EDCAV), 2015 International Conference on*, Shillong, 2015, pp. 6-11.
- [5] Y. Zhang, Y. Tian, Z. Wang, Y. Ma and Y. Ma, "An ECG intelligent monitoring system with MSP430 microcontroller," *Systems, Signal Processing and their Applications (WoSSPA), 2013 8th International Workshop on*, Algiers, 2013, pp. 214-219.
- [6] D. H. Gawali and V. M. Wadhai, "Implementation of ECG sensor for real time signal processing applications," *Advances in Electronics, Computers and Communications (ICAEECC), 2014 International Conference on*, Bangalore, 2014, pp. 1-3.
- [7] Z. Gao, J. Wu, J. Zhou, W. Jiang and L. Feng, "Design of ECG Signal Acquisition and Processing System," *Biomedical Engineering and Biotechnology (iCBEB), 2012 International Conference on*, Macau, Macao, 2012, pp. 762-764.
- [8] D. Balasubramaniam and D. Nedumaran, "Implementation of ECG signal processing and analysis techniques in digital signal processor based system," *Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on*, Cetraro, 2009, pp. 60-63.
- [9] González-Barajas, J. E., Velandia-Cárdenas, C., & Nieto-Camacho, J. (2015). Implementación de filtro digital en tiempo real para detección de la onda R. *Tecno Lógicas*, 18(34), 75-86.
- [10] J. E. González-Barajas, "Cálculo del umbral para detección de la onda R del complejo cardiaco", *Tecno Lógicas*, vol. 17, no. 32, pp. 47-55, 2014.
- [11] ELECTROCARDIOGRAMA FISICA, Electrocardiografía. <<http://electrocardiogramafisica.blogspot.com.co>> Citado en Bogotá el 4 de Noviembre de 2015.

- [12] THE REDISH, Pqrst history. < <http://theredish.com/img/pqrst%20history>> Citado en Bogotá el 4 de noviembre de 2015.
- [13] *ELECTROCARDIOGRAFIA.ES*. Citado en Bogotá el 22 de Marzo de 2016, de Ondas componentes del ECG: http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html
- [14] *ONMEDA.ES*. Citado en Bogotá el 22 de Marzo de 2016, de Electrocardiograma: http://www.onmeda.es/exploracion_tratamiento/ekg-interpretacion-del-ecg-2467-5.html
- [15] *TEXAS HEART INSTITUTE*. Citado en Bogotá el 04 de Noviembre de 2015, de Electrocardiograma: http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Diag/diekg_sp.cfm
- [16] *TEXAS HEART INSTITUTE*. Citado en Bogotá el 04 de Noviembre de 2015, de Electrocardiograma: http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Diag/diekg_sp.cfm
- [17] *MEDICALPREMIUM*. Citado en Bogotá el 22 de Marzo de 2016, de Que es un electrocardiógrafo: <http://medicalpremium.com.mx/2014/05/07/que-es-un-electrocardiografo>
- [18] *MY EKG*. Citado en Bogotá el 22 de Marzo de 2016, de Derivaciones cardiacas del electrocardiograma: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- [19] González, Javier. Informe final proyecto capítulo 4 Semilleros de investigación. Facultad de Ingeniería Electrónica. Universidad Santo Tomás. Diciembre 2014.
- [20] *ACADEMIA*. Citado en Bogotá el 10 de Diciembre de 2015, de Arquitectura ARM: http://www.academia.edu/7600362/ARQUITECTURA_ARM
- [21] *ECURED*. Citado en Bogotá el 10 de Diciembre de 2015, de Arquitectura RISC: <http://www.ecured.cu/RISC>
- [22] *SLIDESHARE*. Citado en Bogotá el 21 de Abril de 2016, de Tratamiento digital de señales: <http://es.slideshare.net/andmer/tratamiento-digital-de-seales>
- [23] *SCRIBD*. Citado en Bogotá el 24 de Octubre de 2016, de Filtro Promediador: <https://es.scribd.com/document/99551118/Practica-9-Senales-Aleatorias-y-Deterministicas>
- [24] González, Javier. Velandia, Cristian. Nieto Johann. Implementación de Filtro Digital en Tiempo Real Para la Detección de la Onda R. Facultad de Ingeniería Electrónica. Universidad Santo Tomás. Julio 2014.

[25] *TELEZPOT*. (H. Padilla, Productor) Citado en Bogotá el 26 de Abril de 2016, de Filtro Pasa Bajos: <http://hugo-padilla.blogspot.com.co>

[26] *ECURED*. Citado en Bogotá el 26 de Abril de 2016, de Filtro Pasa Altos: http://www.ecured.cu/Filtro_pasa_altos

[27] FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA, LABORATORIO DE ELECTRÓNICA “ING. LUIS GARCÍA REYES”, LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN II. < <https://lc.fie.umich.mx/~jfelix/InstruII/PB/PB.htm> > Citado en Bogotá el 26 de abril de 2016.

[28] *DEFINICION ABC*. Citado en Bogotá el 21 de Abril de 2016, de Histograma: <http://www.definicionabc.com/tecnologia/histograma.php>

[29] *ARDUINO*. Citado en Oceanside, CA el 26 de Mayo de 2016, de For Statement: <https://www.arduino.cc/en/Reference/For>

[30] *OLIMEX*. Citado en Bogotá el 26 de Septiembre de 2016, de What Is Arduino: <https://www.olimex.com/Products/Duino/STM32/OLIMEXINO-STM32/resources/OLIMEXINO-STM32.pdf>

[31] *ARDUINO*. Citado en Bogotá el 26 de Septiembre de 2016, de Arduino Due: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardDue>

[32] *OLIMEX*. Citado en Bogotá el 26 de Septiembre de 2016, de Shield EKG EMG: <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/>

[33] *ARDUINO*. Citado en Bogotá el 26 de Septiembre de 2016, de Arduino Ethernet Shield: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoEthernetShield>

[34] Proyecto Educativo Institucional PEI. (2004). *Universidad Santo Tomás*. Citado en Bogotá el 14 de Febrero de 2017, de <http://www.usta.edu.co/images/documentos/documentos-institucionales/pei.pdf>

[35] Martha A Centeno, A. D. *Institute of Industrial Engineers*. Citado en Bogotá el 14 de Febrero de 2017, de Código de Ética del Ingeniero: http://arisecenter.eng.fiu.edu/iie_latino/about/codigo.htm

[36] Rama Estudiantil IEEE. *Universidad Técnica del Norte*. Citado en Bogotá el 14 de Febrero de 2017, de Electrónica: <http://www.utn.edu.ec/fica/carreras/electronica/wp-content/uploads/2012/10/INFORMACION-IEEE.pdf>

- [37] My Ekg La Web del Electrocardiograma. Citado en Bogotá el 21 de marzo de 2017, de Intervalos y Segmentos del Electrocardiograma: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/intervalos-segmentos-ekg.html>
- [38] Hall, John Edward; Guyton, Arthur C. Textbook of medical physiology. London: Saunders, 2011.
- [39] Cygankiewicz, Iwona; Zareba, Wojciech. Heart rate variability. HandbClinNeurol, 2013, vol. 117, no 3, p. 379-393.
- [40] G. Javier, M. Davis, V. Cristian and N. Johann, "R-wave detection algorithm using integration of virtual instruments," Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIVA), 2015 20th Symposium on, Bogota, 2015, pp. 1-6.
- [41] G. Chen, X. Wang and W. Wan, "An ECG R-wave detection algorithm based on adaptive threshold," 2015 International Conference on Smart and Sustainable City and Big Data (ICSSC), Shanghai, 2015, pp. 145-149.
- [42] M. El-Sayed, P. Koch and Y. Le Moullec, "Architectural design space exploration of an FPGA-based compressed sampling engine: Application to wireless heart-rate monitoring," Nordic Circuits and Systems Conference (NORCAS): NORCHIP & International Symposium on System-on-Chip (SoC), 2015, Oslo, 2015, pp. 1-5.
- [43] S. Rezaei, S. Moharreri and A. Ghorshi, "Designing the FPGA-based system for Triangle Phase space Mapping (TPSM) of heart rate variability (HRV) signal," Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2015 38th International Conference on, Prague, 2015, pp. 1-4.
- [44] T. Yamakawa et al., "Accuracy comparison between two microcontroller-embedded R-wave detection methods for heart-rate variability analysis," 2015 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), Hong Kong, 2015, pp. 1010-1013.
- [45] D. Mandal and M. Ganguly, "A real-time heartbeat detection technique using TMS320C6713 processor and Multi-Rate Signal Processing," 2016 3rd International Conference on Recent Advances in Information Technology (RAIT), Dhanbad, 2016, pp. 149-153.
- [46] University of Washington. Citado en Bogotá el 26 de marzo de 2017, de ECG Filtering: <https://courses.cs.washington.edu/courses/cse466/13au/pdfs/lectures/ECG%20filtering.pdf>

[47] El Hospital. Citado en Bogotá el 27 de marzo de 2017, de Análisis de la frecuencia de muestreo en electrocardiografía: <http://www.elhospital.com/temas/Analisis-de-la-frecuencia-de-muestreo-en-electrocardiografia+111828>.

[48] Electronic Components Datasheet Search. Citado en Bogotá el 18 de abril de 2017, de STM32F103RBT6 Datasheet PDF-STMicroelectronics:
<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/201599/STMICROELECTRONICS/STM32F103RBT6.html>

[49] Atmel. Citado en Bogotá el 18 de abril de 2017, de SAM3X/SAM3A Series: http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A_Datasheet.pdf