

**DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA CON
PROPÓSITO ACADÉMICO**



**JUAN CAMILO VERGARA GIL
2147526**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2019**

DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA CON PROPÓSITO ACADÉMICO



JUAN CAMILO VERGARA GIL

**Pasantía de investigación para optar al título de
Ingeniero Biomédico**

Director
ANDRÉS MAURICIO GONZÁLEZ
Doctor en Ingeniería Electrónica, Informática y Eléctrica

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2019**

Nota de aceptación:

**Aprobado por el Comité de Grado en
cumplimiento de los requisitos exigidos
por la Universidad Autónoma de
Occidente para optar al título de
Ingeniero Biomédico**

Jhon Jairo Cabrera López
Jurado

Juan Diego Pulgarin
Jurado

Santiago de Cali, 26 de Agosto de 2019

“Sometimes science is more art than science!”

Rick Sánchez

AGRADECIMIENTOS

El tiempo es tan corto y tan efímero que no me alcanzará para expresarle las gracias infinitas que tengo hacia los arquitectos de mi ser, mis padres.

Durante este proceso de construcción profesional he estado rodeado de excelentes personas que han aportado positivamente para mi vida, por ello muchísimas gracias a cada amigo por cada risa y momento compartido, a los docentes por su paciencia, enseñanza y lecciones diarias y cada persona que aporto durante estos cinco años de crecimiento. Formando un Ingeniero por el mundo y para el mundo.

A todos ellos,

Gracias.

CONTENIDO

	pág.
RESUMEN	14
INTRODUCCIÓN	16
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	17
1.2 JUSTIFICACIÓN	18
1.3 OBJETIVOS	19
1.3.1 Objetivo general	19
1.3.2 Objetivos específicos	19
1.4 ANTECEDENTES	19
1.5 INTRODUCCION A LA METODOLOGÍA PARA EL DESARROLLO DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA	21
 2. MARCO TEÓRICO	24
2.1 ELECTROCARDIOGRAFÍA	24
2.2 SIMULADORES	27
 3. METODOLOGÍA PARA LA IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA	30
3.1 IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES	30
3.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	36
3.3 BUSQUEDA DE INFORMACIÓN Y ESTADO DEL ARTE	37
3.4 ESTRUCTURAR FUNCIONES	38
3.5 DETERMINAR ESPECIFICACIONES Y RESTRICCIONES	38
3.6 DESARROLLO DEL CONCEPTO DE DISEÑO	39

3.6.1 Briefing de diseño	39
3.6.2 Concepto de diseño	40
3.7 GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS	40
3.8 SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS	41
3.9 DISEÑO A NIVEL DE SISTEMA	41
3.10 DISEÑO DETALLADO	42
3.11 PROTOTIPADO	44
3.12 PRUEBAS	45
4. IMPLEMENTACIÓN DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA CON PROPOSITO ACADÉMICO	46
4.1 IMPLEMENTACIÓN MATEMÁTICA DE GENERACIÓN DE ELECTOCARDIOGRAMA	46
4.2 PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR	55
4.3 IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO	57
4.4 RESULTADOS OBTENIDOS DE CADA UNA DE LAS ETAPAS	60
5. VALIDACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SIMULADOR	69
5.1 ADQUISICIÓN DE DATOS	69
5.2 EVALUACIÓN DE LOS DATOS	70
5.2.1 Descripción matemática y gráfica de los datos.	71
5.3 DATOS DEL SIMULADOR COMERCIAL	72
6. DESARROLLO DE GUÍAS DE USO Y PRÁCTICA DE LABORATORIO	73
6.1 GUÍA DE USUARIO	73
6.2 PRÁCTICA DE LABORATORIO	74

7. PRUEBAS CON USUARIOS	75
8. CONCLUSIONES	80
9. RECOMENDACIONES	82
REFERENCIAS	83
ANEXOS	85

LISTA DE FIGURAS

pág.

Fig. 1. Simulador de electrocardiografía comercial PS410 [4].	20
Fig. 2. Interfaz del simulador online de SkillStat [5].	20
Fig. 3. Diagrama de bloques de la metodología de diseño.	23
Fig. 4. Señal de electrocardiografía. [8]	24
Fig. 5 Diagrama de bloques de dispositivos biomédicos.	25
Fig. 6. Sistema discreto de un amplificador de instrumentación [11].	26
Fig. 7. Sistemas de acondicionamiento de señales fisiológicas. (a) Sistema de filtrado. (b) Sistema de amplificación.	26
Fig. 8. Diagrama de bloques del funcionamiento del simulador.	28
Fig. 9. Equipos abordados durante las clases (Encuesta).	31
Fig. 10. Conceptos abordados de manera práctica (Encuesta).	31
Fig. 11. Tipos de simuladores usados durante las clases (Encuesta).	32
Fig. 12. Relevancia de la construcción de los simuladores (Encuesta).	32
Fig. 13. Características de los simuladores “ingenieriles” (Encuesta).	33
Fig. 14. Metodología que facilita la conceptualización de los temas (Encuesta).	33
Fig. 15. Riesgo de los equipos biomédicos según docente (Encuestas).	34
Fig. 16. Proporción teórico práctica de las clases (Encuestas).	34
Fig. 17. Árbol de problemas.	36
Fig. 18. Diagrama de caja negra del simulador de ECG.	42
Fig. 19. Diagrama de caja transparente del simulador de ECG	42

Fig. 20. Grupos de implementación del simulador.	45
Fig. 21. Equivalencia de las variables en la señal de ECG.	48
Fig. 22. Funciones a trozos para la representación de cada una de las ondas.	50
Fig. 23. Resultado de la serie de Fourier de la onda P (número de armónicos=30)	51
Fig. 24. Resultado de la serie de Fourier de la onda T (número de armónicos=30)	52
Fig. 25. Resultado de la serie de Fourier del complejo QRS (número de armónicos=30)	55
Fig. 26. Diagrama de bloques descriptivo de programación de la GUI.	55
Fig. 27. Diagrama de bloques general de la generación de la señal.	56
Fig. 28. Diagrama de caja negra de cada una de las funciones realizadas	57
Fig. 29. Raspberry Pi Modelo 3 B+	58
Fig. 30. Filtro de nivel DC.	58
Fig. 31. Sistema total de acondicionamiento de la señal.	59
Fig. 32. Comparación de las señales generadas por Fourier (Arriba) y las señales simuladas por el dispositivo PS2240. La parte (a) es la representación de la derivada II, (b) Derivada V1 y (c) derivada avR.	60
Fig. 33. Anomalías generadas por el modelamiento matemático. (a) Ritmo nodal, (b) fibrilación auricular y (c) taquicardia	61
Fig. 34. Interfaz gráfica de usuario (a) Modo básico y (b) Modo avanzado.	62
Fig. 35. Salidas de los circuitos análogos implementados (a) Circuito muestreador, (b) primer atenuador (azul=Señal original, amarillo=señal de salida del primer atenuador) y (c) segundo atenuador (azul=señal de salida del primer atenuador, amarillo=señal de salida del segundo atenuador)	63
Fig. 36. Señales de ritmo sinusal normal de las derivadas II y V1. (a) 58 bpm, (b) 116 bpm, (c) 174 bpm, y (d) 240 bpm.	64

Fig. 37. Señales de electrocardiografía con la adición de ruidos a diferentes frecuencias. (a) Ruido muscular (25 Hz), (b) Ruido de 10 Hz, (c) Ruido de 5 Hz y (d) Ruido de 15 Hz	65
Fig. 38. Señales de anomalías cardiacas. (a) Fibrilación auricular, (b) Taquicardia, (c) Bradicardia y (d) Asistole.	66
Fig. 39. Simulador de electrocardiografía con propósito académico.	67
Fig. 40. Error relativo de la frecuencia cardíaca	69
Fig. 41 Histograma del error relativo.	70
Fig. 42. Gráfica del valor de medición y sus incertidumbres asociadas.	72
Fig. 43. Diagrama de barras sobre el semestre de los estudiantes encuestados.	75
Fig. 44. Calificación de las características del simulador de electrocardiografía.	76
Fig. 45. Utilidad de las funciones a nivel académico del simulador de electrocardiografía.	77
Fig. 46. Calificación de la facilidad de uso del simulador de ECG en comparación a los simuladores comerciales.	77
Fig. 47. Calificación de la facilidad en la conceptualización de los temas.	79

LISTA DE TABLAS

	pág.
TABLA I	30
TABLA II	38
TABLA III	39
TABLA IV	43
TABLA V	44
TABLA VI	47
TABLA VII	47
TABLA VIII	68
TABLA IX	70
TABLA X	78
TABLA XI	79

LISTA DE ANEXOS

pág.

Anexo A. “Árbol de medios y funciones del simulador de electrocardiografía”	85
Anexo B. “Tablas de cálculos estadísticos”	86
Anexo C. “Guía de usuario”	
Anexo D. “Práctica de laboratorio”	

RESUMEN

En este trabajo de grado se presenta el diseño e implementación de un simulador de electrocardiografía con propósito académico. Para este fin se siguió una metodología para el diseño de dispositivos biomédicos. Durante dicho proceso se tuvo en cuenta las necesidades de los estudiantes durante los cursos de bioinstrumentación y los aspectos a mejorar para los dispositivos de simulación de variables fisiológicas disponibles en el laboratorio. Se identificó el problema principal y con base en toda esta información se llevó a cabo el desarrollo del simulador junto con sus características innovadoras.

Para la implementación del dispositivo se realizó el modelo y representación matemática de la señal eléctrica del corazón de cada una de sus derivadas mediante series de Fourier. Posteriormente, se diseñó e implementó el circuito de adecuación de la señal para ser simulada, logrando emular las doce derivadas de manera simultánea. Por otra parte, se validó el funcionamiento del simulador y se calculó la incertidumbre máxima de la frecuencia cardíaca simulada, la cual fue de cuatro latidos por minuto (bpm). Para finalizar, se evaluó el dispositivo a nivel académico realizando un taller con estudiantes del curso de bioinstrumentación y afines, obteniendo una excelente acogida por los mismos. Dichos estudiantes comprendieron con una mayor facilidad los conceptos vistos de electrocardiografía durante la práctica de laboratorio e interactuaron con las diferentes funciones del simulador relacionando los parámetros importantes de la técnica de adquisición de las señales cardíacas.

Palabras clave:

Electrocardiografía, Series de Fourier, Simulador académico.

ABSTRACT

This work presents the design and implementation of an electrocardiography simulator for academic use. For this purpose, was followed a methodology for the design of biomedical devices. During this process, the needs of the students during the bioinstrumentation courses and the aspects to be improved for the physiological variable simulation devices available in the laboratory were taken into account. The main problem was identified and based on this information the development of the simulator was carried out along with its innovative features.

For the implementation of the device, the mathematical model and representation of the electrical signal of the heart of each of its leads were made using Fourier series. The signal adaptation circuit was designed and implemented to be simulated for emulating the twelve leads simultaneously. The operation of the simulator was validated and the maximum uncertainty of the simulated heart rate was calculated, which was four beats per minute (bpm). Finally, the device was evaluated at the academic level by conducting a workshop with students of bioinstrumentation and related courses, obtaining an excellent reception by them. These students understood with greater ease the concepts seen in electrocardiography during the laboratory practice and interacted with the different functions of the simulator relating the important parameters of the cardiac signal acquisition technique.

Keywords:

Electrocardiography, Fourier series, academic simulator.

INTRODUCCIÓN

Los dispositivos médicos que para su diseño requieren de una bioinstrumentación son de gran importancia en el entorno clínico, ya que estos, permiten la interacción y medición de múltiples variables fisiológicas del cuerpo humano. La medición de dichas variables, permite establecer el estado de salud del paciente, el cual depende de que las variables fisiológicas medidas se encuentren dentro de rangos funcionales pre establecidos y, en caso de que no estén dentro de dicho rango, actuar directamente sobre el organismo con una acción terapéutica con distintos propósitos. De esta manera, dentro de los dispositivos de diagnóstico o medición se encuentran los pulsioxímetros, monitores de presión arterial, capnógrafos, electrocardiógrafos, entre otros; y algunos dispositivos de acción o terapéuticos como los electroestimuladores, nebulizadores, etc.

El electrocardiógrafo es un dispositivo biomédico de diagnóstico cuya principal función es la medición de la actividad eléctrica del músculo cardíaco [1]. El análisis clínico de la actividad eléctrica del corazón es una herramienta fundamental para el diagnóstico y posterior tratamiento de las enfermedades que agobian al sistema cardiovascular (SCV). Ya que las enfermedades del SCV son la principal causa de muerte a nivel mundial, siendo ésta la responsable del 30% de las muertes a nivel global [2]. Adicionalmente, las enfermedades del SCV son enfermedades silenciosas que solo presentan síntomas en etapas avanzadas de la patología, la cual es una etapa de la enfermedad que complica el tratamiento y reduce el porcentaje de su eficacia.

Los simuladores de electrocardiografía son instrumentos que han sido usados a través de los años por los fabricantes para realizar la calibración, reparación, ajuste mantenimiento de los electrocardiógrafos diseñados [2]. Como herramienta didáctica los simuladores de electrocardiografía también desempeñan un papel fundamental, ya que permiten la fácil comprensión de las señales fisiológicas para los estudiantes, al observar los cambios en las señales al variar ciertos parámetros y también permiten realizar la prueba del correcto funcionamiento de los electrocardiógrafos probando sus diferentes funciones, estimulando al estudiante a explorar todas las funciones que poseen los dispositivos médicos.

La interacción de los conocimientos prácticos y teóricos en el aula de clase es de vital importancia y en algunas ocasiones los simuladores son de un alto costo, o están enfocados en el uso industrial mas no académico, lo cual limita el aprovechamiento de estos por parte de los estudiantes, donde el proceso de simulación de las señales no queda lo suficientemente claro. Por otra parte, los fabricantes de los simuladores no diseñan dispositivos en plataformas open source y los diseños electrónicos son propiedad intelectual de la empresa fabricante. Por

tal motivo se plantea la construcción de un simulador de electrocardiografía con propósito académico que permita la variación de múltiples parámetros de la señal y que este enfocado en el uso académico para que los estudiantes de bioinstrumentación logren una identificación completa de los elementos electrónicos y la manera en la cual se pueden generar señales periódicas.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante los diferentes cursos de bioinstrumentación se realiza el diseño y construcción de dispositivos que se encargan de medir variables fisiológicas. En muchas ocasiones, las pruebas de funcionamiento y validación de los dispositivos son realizadas por los mismos estudiantes en sus propios compañeros exponiéndolos a distintos riesgos eléctricos por corrientes de microchoque producidas por un mal diseño, mala implementación del dispositivo o incorrecta conexión del mismo con el sujeto de prueba. Adicionalmente, este tipo de problemas son producidos por falta de experticia al momento de manejar los simuladores disponibles en el laboratorio o porque en algunas situaciones dichos simuladores de electrocardiografía no se encuentran disponibles; lo cual obliga a la comunidad académica interesada en tomar sujetos de prueba.

El costo de adquisición de un simulador paciente comercial se encuentra alrededor de US\$ 2265 (\$ 7'237.014) un precio bastante alto y esto hace difícil la compra de un simulador propio por parte de los estudiantes y los componentes electrónicos que los componen no están disponibles de manera libre, lo cual limita a los estudiantes a tener que trabajar con pocos simuladores de paciente y tener que esperar períodos prolongados de tiempo para poder usarlos y probar sus dispositivos desarrollados. Adicionalmente la manera en la cual los simuladores generan las señales fisiológicas no es del todo clara y este desconocimiento deja escapar una oportunidad interesante para conocer más sobre la composición de las señales fisiológicas [2].

Los simuladores de paciente que se encuentran en el entorno comercial, están diseñados para suplir necesidades técnicas dejando de lado algunas funciones que podrían ser de gran ayuda para comprender las señales fisiológicas de una mejor manera. Para la compresión de las señales fisiológicas por parte de los estudiantes de ingeniería biomédica de una manera más interactiva el sistema debe salir de su enfoque comercial y permitir al usuario modificar una mayor cantidad de variables y que el mismo sistema sea modificable por el usuario.

1.2 JUSTIFICACIÓN

El proyecto hace parte del proyecto interno de investigación 17INTER-285 "Desarrollo e implementación de herramientas de simulación para la enseñanza de la bioinstrumentación", el cual abre una nueva perspectiva a los estudiantes en cuanto a la generación de señales del cuerpo humano y los ayuda a adquirir nuevos conocimientos en dispositivos médicos para la calibración y validación de los dispositivos diseñados.

El simulador con propósito académico sería un dispositivo de bajo costo para los estudiantes, en comparación con los que se poseen en el entorno universitario y comercial, lo cual facilitaría la adquisición o construcción de este por parte de docentes y/o estudiantes. También el hecho de que sea un simulador de código abierto, permite a los estudiantes modificar una gran cantidad de parámetros y mirar la influencia de estos cambios en la naturaleza de la señal y en el funcionamiento del dispositivo. También, al momento de diseñar los dispositivos biomédicos, el simulador sería de gran ayuda, ya que no se tendría que exponer a una persona a un riesgo eléctrico y se pondría a prueba múltiples factores del dispositivo diseñado, poniendo como prioridad la seguridad de los estudiantes.

Los grupos que serán beneficiados directamente son los estudiantes de los cursos de bioinstrumentación 1 y 2 y los docentes que dicten estas asignaturas; ya que al primer grupo ayudaría a comprender con mayor facilidad las señales de electrocardiografía y a los docentes les brindaría un apoyo adicional al momento de dictar la clase. También beneficiaría a los estudiantes de ingeniería biomédica de cualquier semestre ya que serviría como apoyo en la construcción de un electrocardiógrafo y de manera más general, podría ser utilizado para dar clases de procesamiento de señales y generación de señales mediante series de Fourier.

El factor diferenciador del proyecto donde aportaría una vista más interesante al mismo, se encuentra en el método de generación de señales, el cual será mediante series de Fourier. Esto permitiría comparar las frecuencias fundamentales entre la señal generada matemáticamente y la comparación espectral de la señal de electrocardiografía.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar y diseñar un dispositivo hardware y software abierto que simule las doce derivaciones cardíacas simultáneamente, al igual que un conjunto de prácticas académicas que hagan uso de este dispositivo para apoyar los cursos de bioinstrumentación.

1.3.2 Objetivos específicos

- Desarrollar un simulador de electrocardiografía basándose en las especificaciones técnicas y requerimientos de los cursos en la línea de bioinstrumentación.
- Diseñar un conjunto de guías prácticas para actividades académicas que involucren el uso de dicho simulador.
- Validar el correcto y preciso funcionamiento del equipo, y evaluar su utilidad en el ámbito académico mediante pruebas con usuarios.

1.4 ANTECEDENTES

A nivel mundial, se han realizado numerosos diseños e implementaciones de simuladores de electrocardiografía con la finalidad de realizar una calibración, identificación, validación y reparación de los electrocardiógrafos diseñados [2]. Estos han sido construidos con técnicas diferentes, dependiendo de la tecnología de la época, los recursos económicos y la función que debe realizar el dispositivo. Uno de los simuladores ya diseñados es el Fluke PS410 (Fig. 1), comercializado por una de las marcas más reconocidas a nivel mundial de fabricación y venta de dispositivos electrónicos, este simulador está estrictamente diseñado para el entrenamiento de médicos en la identificación de anomalías y de los técnicos en la calibración de electrocardiógrafos, ya que solo permite la variación de ciertos parámetros principales de la señal de electrocardiografía basados en ciertas arritmias y ruidos comunes durante la toma del examen [3].

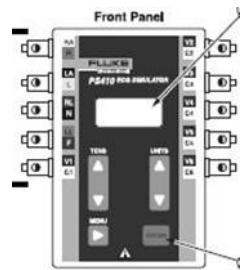


Fig. 1. Simulador de electrocardiografía comercial PS410 [4].

A nivel internacional se ha vuelto común la generación de señales fisiológicas mediante aplicaciones multimedia en Internet, donde el usuario tiene un control de algunos parámetros de las señales y se observan las variaciones de ésta. Este tipo de aplicaciones han sido desarrolladas por ejemplo en la Universidad de Sakarya, en Turquía, en un proyecto donde se implementó una interfaz de MatLab que permitía la generación de las señales de electrocardiografía mediante ciertos criterios establecidos por el usuario [4]. Adicionalmente el sitio de cursos online SkillStat, ofrece una aplicación interactiva donde se muestra una señal de ECG con anomalía (Fig. 2), y el usuario debe identificar cuál es la arritmia que se presenta. [5]

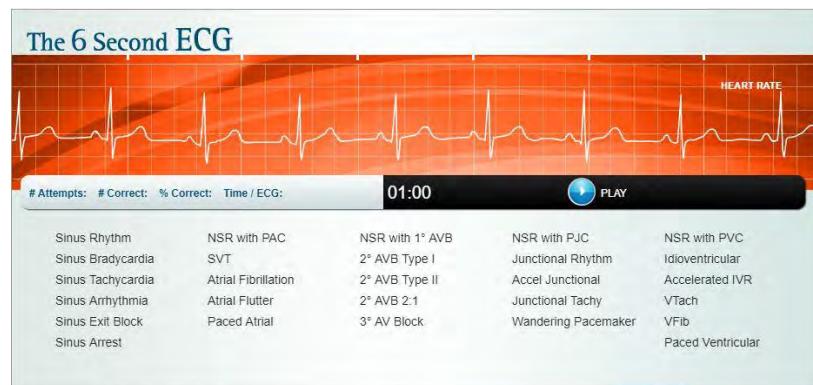


Fig. 2. Interfaz del simulador online de SkillStat [5].

En el instituto de tecnología de la India, en el año 2013, se construyó un sistema de código abierto de simulación de electrocardiografía, utilizando bases de datos en las cuales se habían almacenado las señales de electrocardiografía y luego se convertían a señales análogas mediante circuitos integrados. Ocure (Nombre otorgado al proyecto) permitió a los diseñadores tener un mayor control sobre las variables a simular y de esta manera profesores y estudiantes se vieron

beneficiados por esta plataforma de código abierto al obtener un conocimiento más amplio del funcionamiento de los simuladores [2].

A nivel local, en la Universidad Autónoma de Occidente, se realizó en el periodo académico julio-noviembre de 2017 un simulador de electrocardiografía el cual podía simular las seis derivaciones del plano frontal. El proyecto fue ejecutado en un semestre por un grupo de estudiantes de Ingeniería Biomédica, obteniendo resultados satisfactorios, haciendo uso de un microcontrolador Arduino, un conversor digital-analógico y una serie de atenuadores.

1.5 INTRODUCCION A LA METODOLOGÍA PARA EL DESARROLLO DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA

Para realizar un correcto proceso de diseño del simulador de electrocardiografía con propósito académico, se deben realizar una serie de pasos a seguir que serán de gran ayuda para la identificación de necesidades, requerimientos, restricciones y funciones generales y específicas del mismo. Los pasos a seguir para el proyecto son los siguientes:

Identificación de necesidades: mediante métodos de indagación e interacción con las personas dentro del contexto del problema, se obtiene información sobre las necesidades y dificultades que se presenten en el grupo poblacional, acerca de problemáticas generales y las diferentes causas y consecuencias que estas conllevan. La recopilación de necesidades puede llevar a la identificación de nuevas oportunidades y puntos de vista para el proyecto interno de investigación 17INTER-285.

Planteamiento del problema: al identificar completamente el grupo poblacional afectado y sus necesidades, se plantea la problemática general, estableciendo las causas que generan el problema y las consecuencias producidas por dicho problema. Realizando una identificación del problema de manera delimitada que lleve a generar una solución acorde al mismo.

Búsqueda de información y estado del arte: en esta etapa del proceso de diseño del simulador, se realiza una contextualización de soluciones o dispositivos similares realizados actualmente que brinden otorguen información pertinente para el desarrollo del proyecto.

Estructurar funciones: habiendo identificado el problema y conociendo el estado del arte sobre los simuladores de electrocardiografía, se establecen las funciones que debe cumplir el dispositivo a nivel general. Planteando estas funciones como los objetivos que debe cumplir, con el fin de satisfacer las necesidades de los usuarios.

Determinar especificaciones y restricciones: de acuerdo a las funciones establecidas, se plantean las especificaciones del producto. Adicionalmente, se debe realizar una lista de restricciones como aquellas cosas que el dispositivo debe evitar tener o los mecanismos que no puede utilizar, marcando un límite para la implementación del simulador.

Desarrollo del concepto de diseño: en esta etapa se realiza una aproximación al dispositivo de simulación, siendo el punto de partida para todas las alternativas a realizar, definiendo un concepto en función a la problemática planteada.

Búsqueda de soluciones: se realiza una lluvia de ideas, en la cual se plantean múltiples soluciones para el dispositivo de acuerdo al concepto de diseño presentado. Siendo un proceso de divergencia donde se enfoca la solución desde múltiples perspectivas y sistemas que pueden llegar a satisfacer las necesidades del usuario.

Análisis de ideas y posibles combinaciones: las soluciones previamente establecidas son evaluadas de acuerdo a su viabilidad tecnológica y técnica, también se realiza un análisis más profundo sobre cada una de las ideas y se mira la posibilidad de realizar una combinación de varias ideas con el fin de obtener una solución más óptima del problema.

Selección de alternativa: se realiza el proceso de selección de alternativa, teniendo una matriz de comparación por pares. Lo cual permitirá realizar una elección objetiva y cuantitativa de la mejor solución para el problema. En este caso se realiza un proceso de convergencia al llegar a una sola solución.

Diseño a nivel de sistema: se procede a realizar el diseño del producto a nivel del sistema, donde se plantean los bloques generales que van a ser parte del prototipo del simulador de electrocardiografía. Diferenciando cada uno de los bloques con una función en específica, en un planteamiento general.

Diseño detallado: se toma cada uno de los bloques del diseño a nivel de sistema y se establecen los métodos, elementos y maneras de representar funcionalmente dicho bloque para la implementación del simulador.

Prototipado: Se realiza la implementación de la solución generada de una manera rápida para verificar que lo planteado durante las anteriores fases, si funciona adecuadamente de manera integral y conjunta de acuerdo a lo planeado.

Pruebas y refinamiento: se somete el simulador a pruebas de funcionamiento, fiabilidad, desempeño y duración de acuerdo a los requerimientos planteados anteriormente y se verifica que todos los sistemas funcionen de manera adecuada. En caso de que no se cumpla con algún requerimiento, se debe cambiar elementos del diseño. Por otra parte, se puede realizar un refinamiento y mejora de la solución de acuerdo a los resultados de las pruebas realizadas.

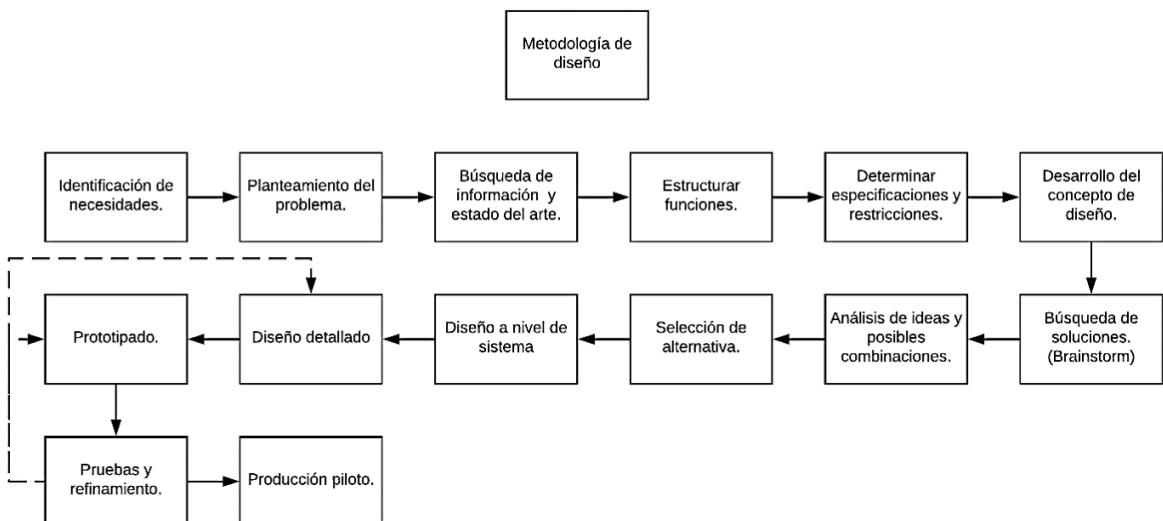


Fig. 3. Diagrama de bloques de la metodología de diseño.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ELECTROCARDIOGRAFÍA

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, ya que es el encargado de bombear sangre oxigenada por el cuerpo a través de las arterias. Está constituido por dos ventrículos, dos aurículas, el nodo sinoauricular, las vías auriculares internodales, el nodo auricoventricular, el haz de His y la red de Purkinje [6]. El nodo sinoauricular desempeña una de las funciones más importantes dentro del corazón, la cual es generar impulsos eléctricos espontáneamente. Por tal motivo, también se le denomina el marcapasos cardiaco, ya que establece el ritmo de despolarización de las demás partes del corazón [7].

La respuesta eléctrica del corazón en condiciones normales describe una señal eléctrica con formas de onda definidas como en la Fig. 4, la cual se denomina electrocardiograma. Éste muestra 5 ondas: P, Q, R, S y T. La onda P es la primera onda de un ciclo cardíaco, representa la activación eléctrica de las aurículas y es la deflexión que precede al complejo QRS. El intervalo P-R involucra el espacio entre el inicio de la onda P y el inicio del complejo QRS. Este complejo corresponde a la despolarización ventricular y está conformado por diferentes fases: la primera fase negativa del complejo es la onda Q, la primera forma positiva es la onda R y la negativa que sigue es la onda S. El segmento S-T corresponde al periodo desde el fin del complejo QRS hasta el inicio de la onda T y, debido a que no hay mayor cambio de potencial durante esta fase, el segmento S-T suele ser isoeléctrico en los electrocardiogramas normales. Por último, la onda T corresponde a la repolarización ventricular [6].

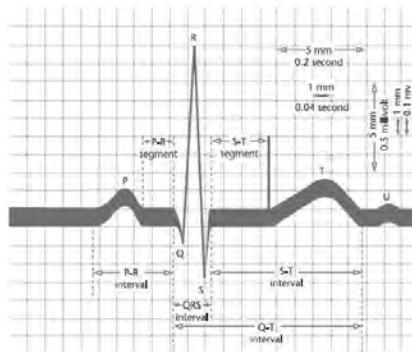


Fig. 4. Señal de electrocardiografía. [8]

Con el fin de obtener señales de la activación eléctrica del corazón desde varios ángulos se observan las derivaciones, las cuales son métodos para registrar

potenciales eléctricos nacidos de la excitación miocárdica. Reciben su nombre ya que captan los potenciales en forma indirecta o derivada. Las señales proporcionadas por las derivaciones cardíacas son captadas por un electrocardiógrafo, el cual es un dispositivo que tiene como función captar la diferencia de potencial entre dos electrodos colocados a lados opuestos del corazón y con los datos de la señal obtenida, el cardiólogo puede realizar un diagnóstico del estado fisiológico del corazón [9].

Los electrocardiógrafos son uno de los dispositivos más utilizados por los cardiólogos y es uno de los primeros equipos utilizados para la explicación de la instrumentación médica, ya que dentro de su proceso de diseño se usan la mayoría de conceptos que aborda un ingeniero biomédico. Dentro estos conceptos se encuentran los descritos en la Fig. 5.

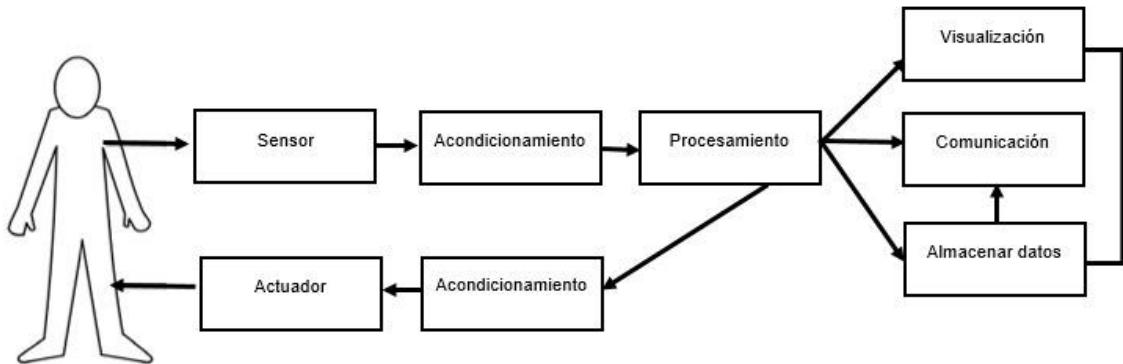


Fig. 5 Diagrama de bloques de dispositivos biomédicos.

El primero de los bloques en la electrocardiografía se encuentra representado por el sistema de adquisición de biopotenciales eléctricos del corazón. El dispositivo electrónico utilizado para realizar dicha función es un amplificador de instrumentación (Fig. 6), ya que es ideal para la adquisición de señales con una tensión en el orden de los microvoltios o señales diferenciales sin referencia a tierra. Se encuentra compuesto por tres amplificadores operacionales, dos de ellos en configuración de seguidor de tensión y el restante en configuración de restador [10].

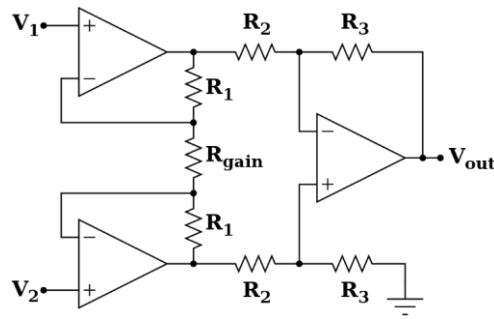


Fig. 6. Sistema discreto de un amplificador de instrumentación [11].

El segundo bloque funcional del electrocardiógrafo es el de acondicionamiento, el cual se encuentra compuesto por dos subsistemas. El primero de ellos es el sistema de filtrado (Fig. 7 (a)), para ello se debe tener en cuenta que la señal obtenida con el electrocardiógrafo es bifásica con un ancho de banda que va desde 0.05 Hz hasta 120 Hz en exámenes diagnósticos y en exámenes de monitoreo, el ancho de banda de la señal va desde 0.5 Hz hasta 40 Hz [1] y esta misma posee una amplitud entre 0.5 mV y los 4 mV [9]. Debido a lo anterior, los filtros deben ser diseñados de acuerdo a la aplicación en la cual va a ser utilizado el dispositivo. El segundo subsistema corresponde al sistema de amplificación (Fig. 7 (b)), para ello se debe tener en cuenta el rango dinámico de amplitud de la señal con el fin de configurar la ganancia del dispositivo con un amplificador no inversor.

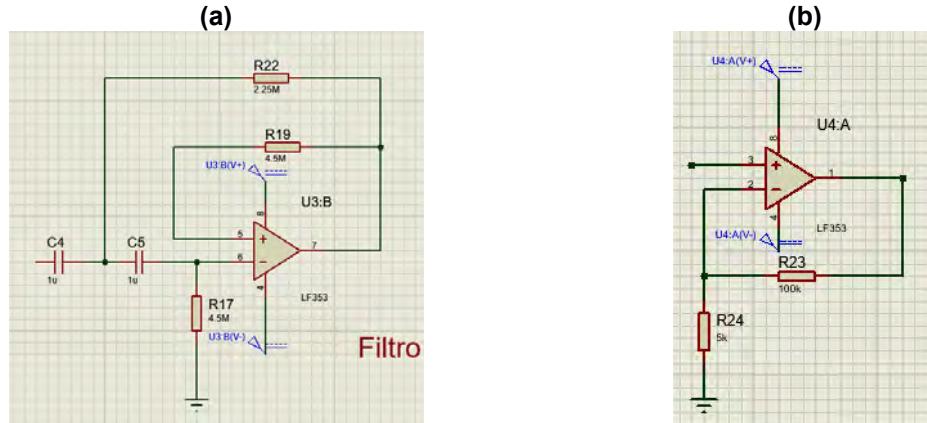


Fig. 7. Sistemas de acondicionamiento de señales fisiológicas. (a) Sistema de filtrado. (b) Sistema de amplificación.

El procesamiento de la señal es realizado por un microcontrolador, el cual realiza funciones de filtrado mediante ecuaciones en diferencia. También se ejecuta una

identificación de anomalías brindando un diagnóstico previo del examen al paciente o al personal asistencial. Este tipo de sistemas de reconocimiento realizan una identificación de patrones de la señal y establecen un diagnóstico previo relacionado con la salud del paciente. [12].

La señal debe ser almacenada y visualizada en un monitor. Esta es guardada comúnmente en la historia clínica del paciente. Por otra parte, la señal se puede visualizar en una LCD en el caso de los monitores de signos vitales y electrocardiógrafos de nueva generación. También, se puede imprimir el registro de electrocardiografía en papel para llevar el registro de los datos de la salud cardiaca del paciente [1].

Para finalizar, es importante destacar que el actuador del sistema planteado en la Fig. 5, en el caso particular del electrocardiógrafo es el médico o cardiólogo, el cual se encarga de brindar un diagnóstico completo al paciente. Así mismo, tiene la función de iniciar un tratamiento de acuerdo a los datos hallados en el examen, implementando una acción terapéutica sobre el paciente para mejorar su condición de salud.

Para la calibración y validación de los electrocardiógrafos, se suelen utilizar los simuladores de electrocardiografía, los cuales son dispositivos biomédicos con la particularidad de simular las señales eléctricas del corazón de acuerdo a ciertos parámetros del usuario y posteriormente verificar si el electrocardiógrafo mide lo programado desde el simulador. Estos simuladores poseen múltiples características que permiten variar la señal que se desea mostrar, desde la frecuencia cardiaca de los latidos, amplitud de la señal, hasta generar señales de arritmias o ruidos y artefactos.

2.2 SIMULADORES

Los simuladores de electrocardiografía tienen múltiples tipos de funcionamiento. Los primeros realizados funcionaban con osciladores, los cuales generaban cada una de las ondas de los ciclos cardiacos y mediante multiplexación se seleccionaba la onda correspondiente al intervalo de tiempo que se estaba simulando [13]. Actualmente la generación de la onda se realiza mediante microprocesadores y posteriormente se tiene una fase de conversión digital-análoga, luego se realiza un acondicionamiento de la señal atenuándola para al final obtener la simulación de la señal (Fig. 8).

La generación de la señal mediante microprocesadores, se realiza mediante lookup tables, donde se graban señales de electrocardiografía promedio, de múltiples frecuencias cardiacas, amplitudes y arritmias. Estos datos son guardados en la memoria del ordenador y este los muestrea de acuerdo a los parámetros ingresados por el usuario. Luego del muestreo digital por parte del microcontrolador, se realiza la conversión digital a análoga de la señal, esto se realiza con componentes electrónicos como DAC seriales (solo se necesita un solo bus de datos), paralelos (los valores binarios se envían simultáneamente a través de 8 pines) y por protocolo de comunicación I2C (Se realiza una comunicación a partir de dos bits, el primero es un bit de reloj SCL y el segundo un bit de información SDA, realizando la comunicación por tripletas de bytes para indicar datos de *slave*, función y dato) [14], esto depende de la arquitectura del microprocesador y del tipo de conversor que se esté usando.

Otros métodos para la generación de las señales de electrocardiografía difieren desde el cálculo de las señales, donde se puede hacer uso de series de Fourier para el cálculo de los principales componentes pares e impares de la señal (cosenos y senos respectivamente) [15]. En este caso se debe tener en cuenta el número de armónicos óptimo para la generación fidedigna de las señales y la obtención de funciones y modelos que describan en ecuaciones matemáticas cada una de las ondas.

La etapa de muestreo tiene como función mantener los valores de la señal de electrocardiografía simulada, mientras se realiza un barrido de todas las señales de cada uno de los latiguillos. La señal de cada latigillo debe tener una etapa de muestreo que se encarga de conservar el valor en tensión de la señal y para finalizar se tiene la etapa de atenuación donde se lleva la señal al rango de tensión en milivoltios característico de la señal de electrocardiografía.

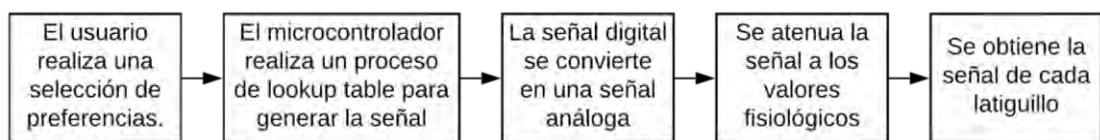


Fig. 8. Diagrama de bloques del funcionamiento del simulador.

El simulador posee 9 señales generadas y 1 señal medida, en total posee 10 puertos los cuales van conectados de manera correspondiente a los 10 latiguillos del electrocardiógrafo. Estos poseen una serie de botones que permiten interactuar con cada una de las funciones que permiten al usuario variar desde la frecuencia cardiaca, la amplitud de la señal y si se presenta algún tipo de arritmia, ruido o si se desea un ritmo sinusal normal.

Algunos factores que se deben tener en cuenta al momento de interactuar con el simulador y un equipo de adquisición de biopotenciales, es que el simulador está diseñado específicamente para “engaños” al equipo que realiza las mediciones. Por ello, se encuentra diseñado de tal manera que cumpla con el objetivo para el cual fue pensado. Ya que algunos simuladores como los comerciales, implementan “trucos” en su diseño para cumplir con las equivalencias entre señales que se cumplen en el cuerpo humano, pero dichos trucos no obedecen la electrofisiología cardiaca del corazón. Un ejemplo de esto es el estado isoeléctrico en el que suelen dejar uno de los latiguillos de las derivadas bipolares, con la finalidad de obtener una señal diferencial que pueda ser relacionada directamente con una de las derivadas.

3. METODOLOGÍA PARA LA IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA

3.1 IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES

Durante la identificación de necesidades, se recopiló información de la población objetivo mediante encuestas, las cuales fueron realizadas a docentes del área de bioinstrumentación, instrumentación médica y materias relacionadas, con la finalidad de obtener datos pertinentes y esenciales acerca de las necesidades presentes en el aula de clase y las funciones que los simuladores deben satisfacer. Desde la Fig. 9 hasta la Fig. 16 se pueden observar los resultados totalizados con las doce respuestas de cada una de las preguntas realizadas a los docentes de las siguientes instituciones (TABLA I):

TABLA I
Instituciones encuestadas

INSTITUCIONES	
Universidad Autónoma de Occidente	Universidad Manuela Beltrán
Universidad del Valle	Universidad Autónoma de Bucaramanga
Universidad EIA	Universidad de los Andes
Universidad CES	Universidad Autónoma de Manizales
Universidad Santiago de Cali	Universidad Técnica de la Habana

Nota: La tabla contiene las instituciones a las cuales pertenecen los docentes encuestados al recopilar la información de necesidades.

Luego de realizar las encuestas, se procesaron los datos, obteniendo los siguientes resultados:

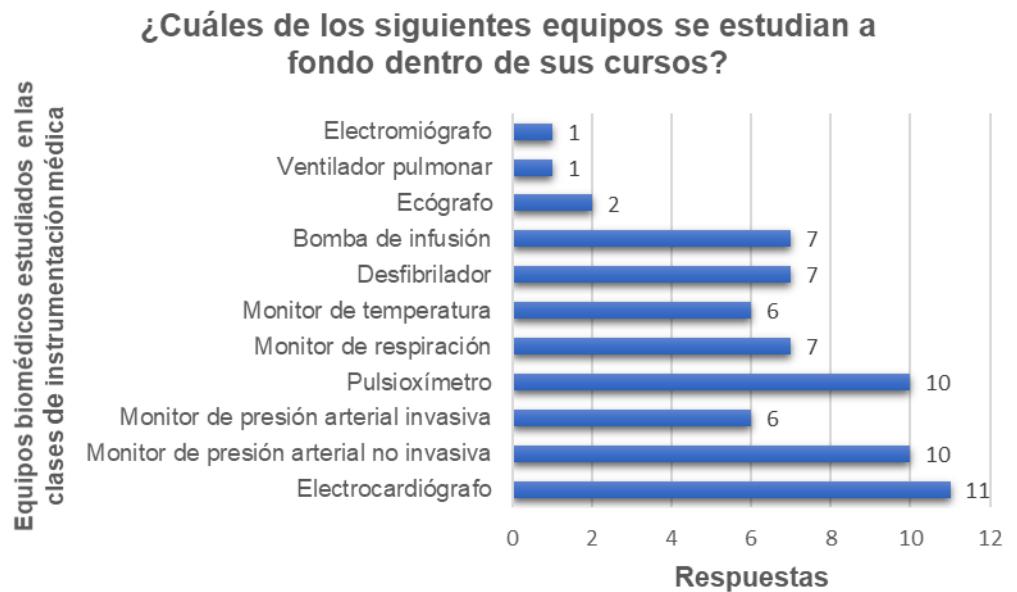


Fig. 9. Equipos abordados durante las clases (Encuesta).

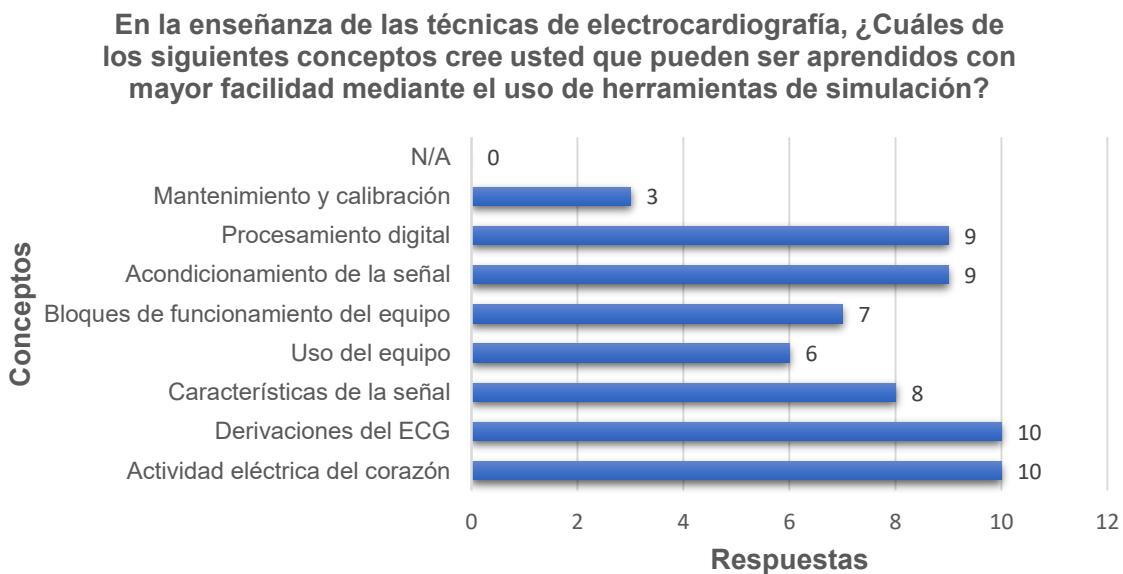


Fig. 10. Conceptos abordados de manera práctica (Encuesta).

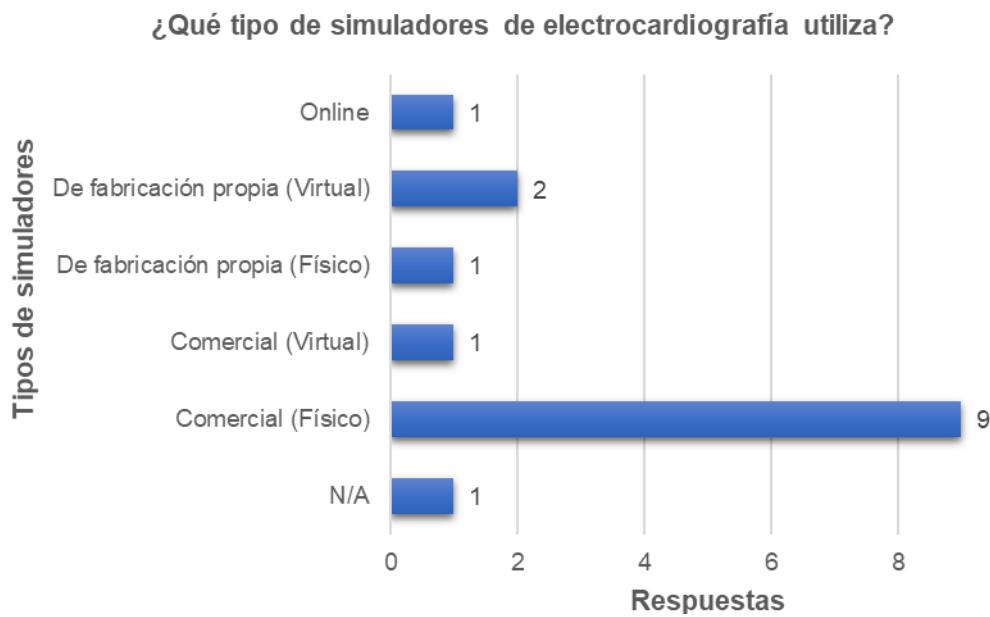


Fig. 11. Tipos de simuladores usados durante las clases (Encuesta).

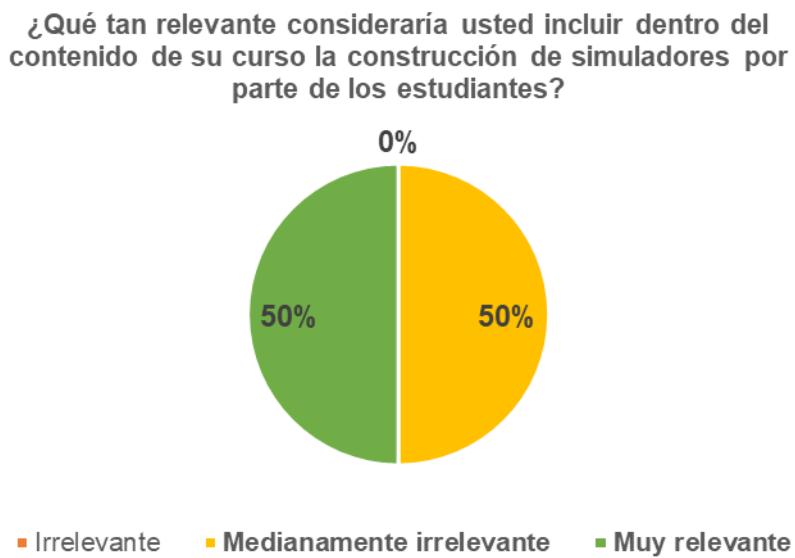


Fig. 12. Relevancia de la construcción de los simuladores (Encuesta).

Teniendo en cuenta que los simuladores comerciales están diseñados para el entorno hospitalario, ¿Qué debe tener un simulador con enfoque biomédico educativo?

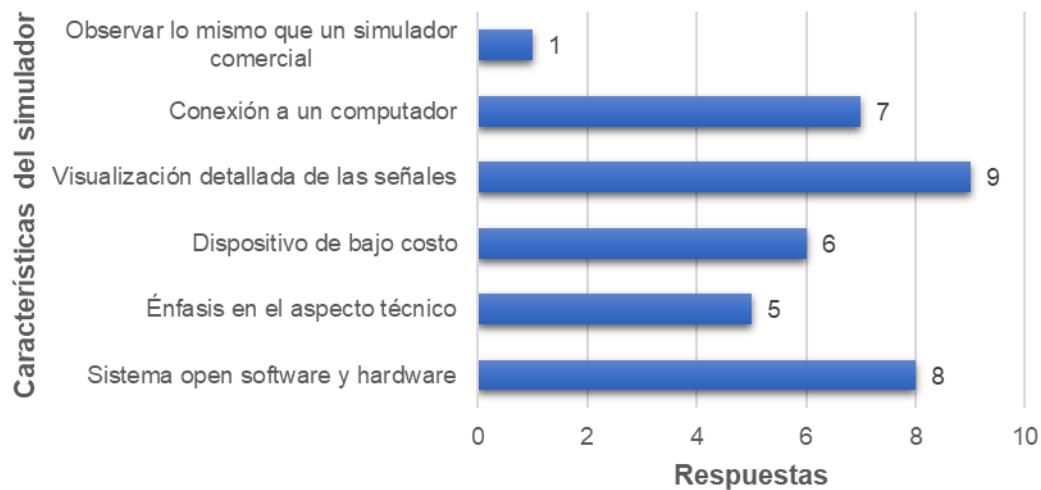


Fig. 13. Características de los simuladores “ingenieriles” (Encuesta).

En su experiencia, considera que los estudiantes se apropián más facil de los conceptos vistos de manera:



- Mayoritariamente teórica
- Mayoritariamente práctica (Aprendizaje autónomo)
- Es indiferente
- Varía mucho de un estudiante a otro

Fig. 14. Metodología que facilita la conceptualización de los temas (Encuesta).

En términos de seguridad física para el estudiante, ¿Cuál considera que es el tipo de riesgo de un electrocardiógrafo?

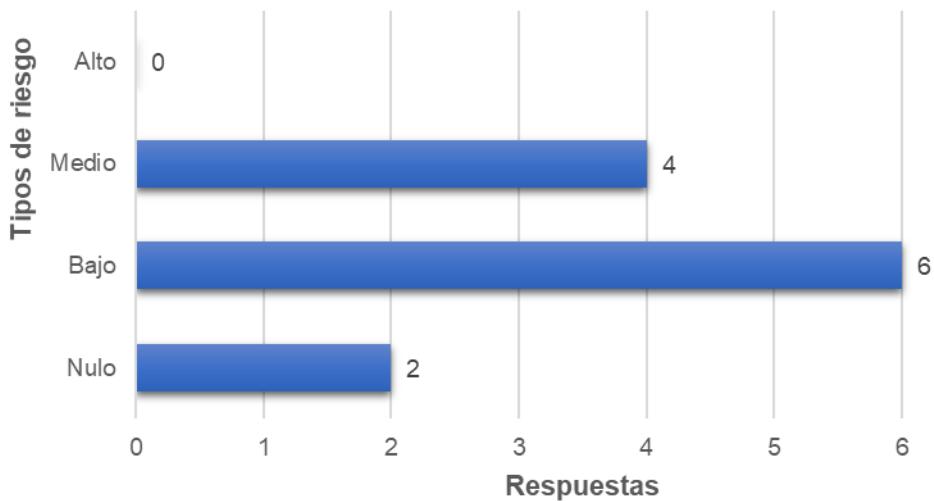


Fig. 15. Riesgo de los equipos biomédicos según docente (Encuestas).

¿Cuál es la proporción teórico-práctica que implementa en sus clases?

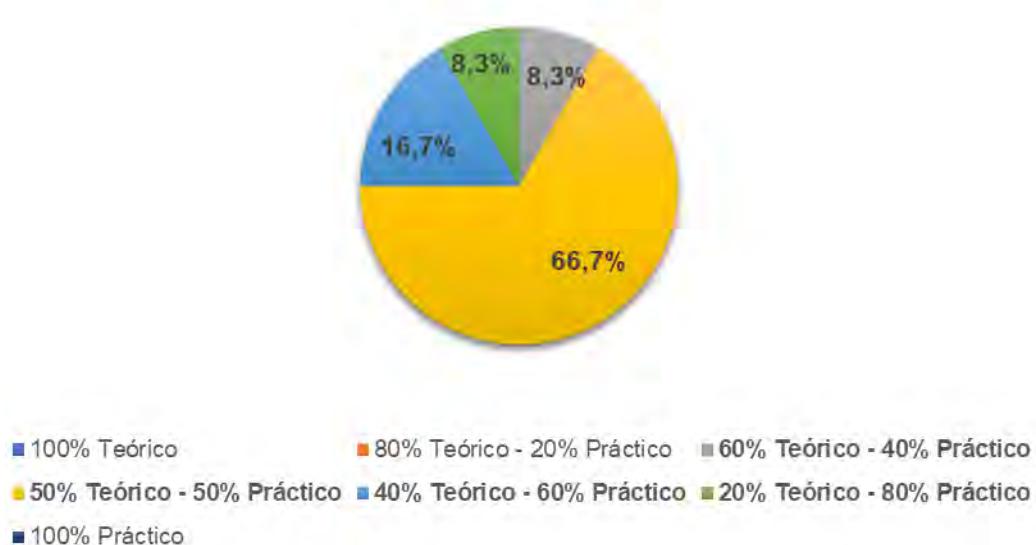


Fig. 16. Proporción teórico práctica de las clases (Encuestas).

Los datos obtenidos por la encuesta, permiten visualizar que uno de los equipos que más se estudia a fondo en los cursos de instrumentación médica es el electrocardiógrafo. Adicionalmente, consideran que el uso de simuladores de electrocardiografía facilitaría la apropiación por parte de los estudiantes de

conceptos como las características de la señal, la actividad eléctrica del corazón y las derivaciones del ECG, entre otros, identificando las necesidades conceptuales y los puntos de partida que debe poseer el dispositivo. Así mismo, uno de los equipos biomédicos en los cuales se usa una mayor cantidad de simuladores es en el electrocardiógrafo, utilizando en su mayoría simuladores comerciales enfocados específicamente en el uso hospitalario y la medicina.

Los docentes del área de bioinstrumentación de las diferentes Universidades encuestadas, consideran que la inclusión dentro del contenido del curso la construcción de simuladores por parte de los estudiantes es relevante, ya que los ayudaría a apropiarse de conceptos adicionales no solo del equipo a construir, sino, sobre los procesos de diseño y construcción de dispositivos. Por otra parte, la encuesta permite determinar que un simulador realizado para el aprendizaje de ingenieros biomédicos debe permitir principalmente una visualización detallada de las señales, ser un sistema open-source abierto al público, ser un dispositivo de bajo costo y que finalmente, haga un énfasis en los aspectos técnicos del simulador. De manera particular el 100% de los encuestados manifestaron que los estudiantes se apropián de los conceptos vistos en clase mediante una metodología práctica (aprendizaje autónomo).

Según las encuestas el electrocardiógrafo representa un riesgo medio-bajo durante su uso e implementación en laboratorios o proyectos de materias. Por otra parte, aunque el total de los encuestados opina que los estudiantes se apropián de los conceptos con mayor facilidad de manera práctica, el 66.7% de los encuestados tiene un balance de 50-50 entre los conceptos teóricos y prácticos y solo el 25% prioriza el aprendizaje práctico sobre el teórico. De esta manera, se brinda una perspectiva general de la realidad en los cursos de bioinstrumentación, las herramientas utilizadas y el alcance que estas tienen.

Mediante métodos de observación también se realizó la identificación de las siguientes necesidades a nivel local:

- Desconocimiento de las funciones de los simuladores de señales fisiológicas presentes en la Universidad Autónoma de Occidente.
- Escasa información sobre el proceso de simulación de las variables fisiológicas.
- Pocos simuladores en el área de bioinstrumentación en relación con el número de estudiantes que hacen uso de ellos.

Estas necesidades poseen múltiples causas de procedencia, estas pueden ser agrupadas como causas económicas, técnicas y comerciales, entre las cuales están: los altos costos de los simuladores paciente, la privatización de la información debido a las patentes de fabricación y la poca capacidad técnica que ofrecen los simuladores en función del aprendizaje ingenieril. Por otra parte, las consecuencias que conllevan las necesidades identificadas son: mal uso de las herramientas proporcionadas por la Universidad para el aprendizaje práctico, pruebas de los circuitos diseñados en los propios compañeros de curso y desconocimiento del proceso de simulación electrónico de las variables fisiológicas.

3.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El planteamiento se realiza mediante un árbol de problemas, el cual se obtiene a partir de las necesidades identificadas durante el aprendizaje de los ingenieros biomédicos de la Universidad Autónoma de Occidente y la información recopilada mediante las encuestas a los docentes. Dicho árbol de problemas permite visualizar las causas del problema de la Fig. 17, desde las causas indirectas de segundo orden hasta las causas directas del mismo problema y también permite observar las consecuencias que genera el problema durante el proceso de aprendizaje de los ingenieros biomédicos.

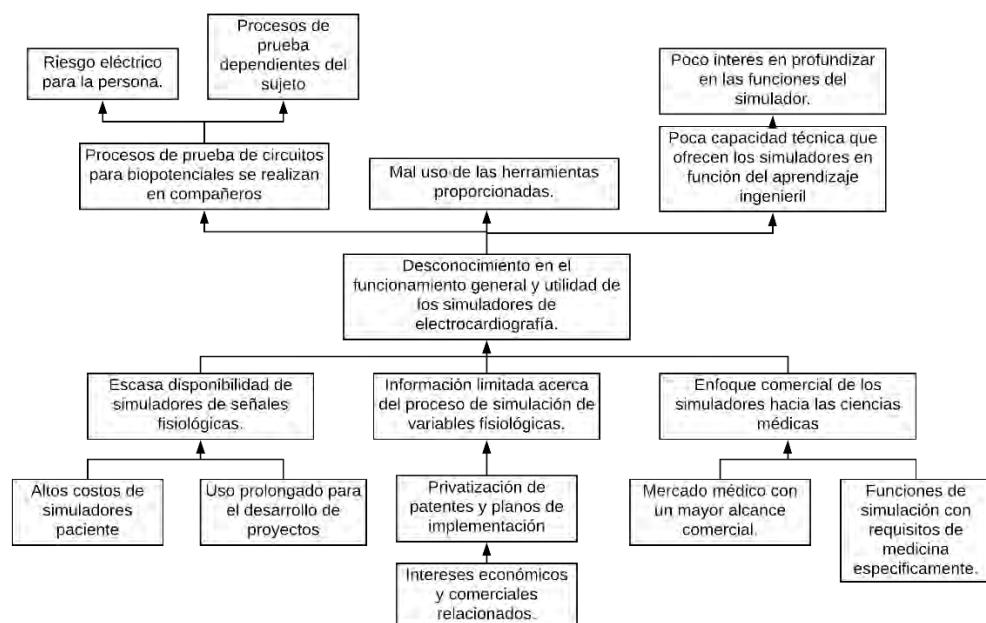


Fig. 17. Árbol de problemas.

3.3 BUSQUEDA DE INFORMACIÓN Y ESTADO DEL ARTE

Al realizar la búsqueda de información acerca del diseño de simuladores de electrocardiografía, características de estos y estudios acerca de su uso para aprendizaje práctico, se encontraron diversas fuentes bibliográficas en las cuales destacan las siguientes:

En Turquía se diseñó un simulador de electrocardiografía académico para ingenieros biomédicos y con funciones metrológicas con la finalidad de utilizarlo en la calibración de electrocardiógrafos. Las características de este simulador es que puede añadir ruido a la señal simulada en función de los decibelios que se desean agregar. El diseño implementado fue de bajo costo, pero una de las desventajas que posee el dispositivo es que solo puede simular cuatro valores de frecuencia cardiaca los cuales son: 30 bpm, 60 bpm, 90 bpm y 120 bpm [16].

En una Universidad de Dresden Alemania, se evalúo la importancia del aprendizaje práctico en estudiantes de medicina, se tuvieron dos grupos de estudio. El primer grupo, realizó el aprendizaje de diferentes arritmias cardiacas haciendo uso de un simulador de electrocardiografía. El segundo grupo tuvo acceso a diferentes gráficas teóricas, donde se ilustraban las diferentes arritmias, pero no realizaron prácticas con el simulador. Luego se realizó un examen sobre la comprensión de los diferentes temas encontrando que los estudiantes que habían tenido la oportunidad de interactuar con el simulador obtuvieron mejores resultados en el test realizado, teniendo una mayor comprensión de los temas y una mejor postura al momento de resolver problemas en caso de que se presenten pacientes con alguna de las arritmias simuladas [17].

De la recolección de información se concluye que el aprendizaje práctico facilita la comprensión de los temas por parte de estudiantes sin importar el área de estudio. Adicionalmente, se plantea que un simulador para el uso de los ingenieros, debe poseer características y términos ingenieriles, con el fin de sacar un mayor provecho al abordar los conceptos que deben ser vistos en clase. Cabe destacar que el enfoque metrológico otorgado en la Universidad de Turquía [16], resulta bastante interesante para la adquisición de este tipo de competencias por parte de los estudiantes.

3.4 ESTRUCTURAR FUNCIONES

De acuerdo a la identificación de necesidades y a las características comunes halladas durante la búsqueda de información y el estado del arte, el dispositivo de simulación debe cumplir con las funciones descritas en la TABLA II:

TABLA II
Funciones a cumplir del dispositivo

FUNCIONES	
Tener un rango dinámico personalizable.	Funcionar por periodos prolongados de tiempo.
Facilitar el aprendizaje a los ingenieros biomédicos sobre simuladores paciente.	Simular distintas anomalías cardíacas.
Brindar un apoyo didáctico a los docentes del área de bioinstrumentación.	Añadir diferentes tipos de señales de ruido a la señal original.
Apoyar la conceptualización del tema de electrocardiografía.	Tener un modo básico y avanzado de funcionamiento, según el objetivo de la práctica que se requiera.
Simular las doce derivadas cardíacas.	Realizar la programación de la simulación mediante interfaz gráfica.
Visualizar detalladamente la señal de ECG.	Brindar guías de construcción y uso.

Nota: En la tabla se describen las funciones generales que se deben realizar en el proyecto y el dispositivo.

3.5 DETERMINAR ESPECIFICACIONES Y RESTRICCIONES

Las características a tener en cuenta para el diseño del dispositivo se establecen en la tabla III de especificaciones y restricciones:

TABLA III
Especificaciones y restricciones

ESPECIFICACIONES	RESTRICCIONES
Usar alimentación de la red eléctrica.	No tener cables sueltos que pongan en riesgo al usuario o interfiera con la señal
Contar con modos de operación.	No puede presentar riesgo electrónico al usuario.
El dispositivo debe ser modular.	No debe calentarse.
Etapas deben distinguirse entre sí.	No deben ser utilizados softwares costosos.
La interfaz gráfica debe ser amigable con el usuario.	
El dispositivo debe ser de bajo costo.	
Debe tener una velocidad de muestreo alta dependiendo de la dinámica de la señal de electrocardiografía.	
Las anomalías deben ser generadas con el mismo método de generación de las señales, con el fin de tener compatibilidad.	
El software debe ser desarrollado en una plataforma Open-Source.	

Nota: La tabla describe las especificaciones que debe tener el dispositivo y restricciones en el funcionamiento del mismo.

3.6 DESARROLLO DEL CONCEPTO DE DISEÑO

3.6.1 Briefing de diseño

Usuario: estudiantes de ingeniería biomédica, los cuales se encuentren cursando las materias de bioinstrumentación 1, 2 o afines, que sientan la necesidad de profundizar en los temas abordados durante la clase y su curiosidad tecnológica los lleve a conceptualizar las características académicas de los simuladores y las particularidades de los mismos.

Experiencia de uso: este dispositivo pretende facilitar las prácticas de aprendizaje por parte del docente a los estudiantes, brindando la simulación completa de diversas variables electrocardiográficas, con el fin de entender de mejor manera los conceptos teóricos vistos durante la clase. Adicionalmente, debe ser un dispositivo de fácil uso, amigable con el usuario, pero sin dejar de lado el aspecto funcional.

Producto: el producto debe ser innovador, con énfasis académico en la simulación de variables fisiológicas, siendo un dispositivo enfocado en el aprendizaje de ingenieros biomédicos y en las temáticas abordadas durante los cursos. También, debe permitir una relación conceptual entre los diferentes enfoques y materias de la carrera, siendo un dispositivo de código abierto (open-source) con recursos disponibles para su replicación y construcción.

Tecnología: la tecnología a usar en el dispositivo debe ser de bajo costo para los estudiantes, con el fin de que esté pueda ser replicado sin problemas y los componentes utilizados puedan ser adquiridos fácilmente. Los sistemas de implementación deben ser modulares. Adicionalmente, los microcontroladores deben ser programados mediante plataformas de código abierto.

3.6.2 Concepto de diseño

El dispositivo a diseñar, será un simulador de electrocardiografía con propósito académico, que apoye la formación conceptual y práctica de los estudiantes de Ingeniería biomédica de la Universidad Autónoma de Occidente. El dispositivo debe ser una herramienta útil que ofrezca una perspectiva novedosa sobre la bioinstrumentación y el proceso de simulación de señales. Adicionalmente, debe ser de fácil uso y contar una cantidad considerable de opciones en la personalización de la señal de electrocardiografía, realizado con un enfoque de dispositivo de bajo costo para los estudiantes de ingeniería biomédica.

3.7 GENERACIÓN DE ALTERNATIVAS

Para llevar a cabo el diseño del simulador de electrocardiografía, se plantearon múltiples alternativas de solución, dentro de las cuales se destacaron las siguientes tres:

La primera opción planteada, tiene un sistema de generación de señales mediante osciladores análogos, estos serán activados por sistemas de conmutación o de multiplexado controlado por timers para la generación de cada onda. Adicional un

sistema de acondicionamiento que sume las señales resultantes y las adecue a la amplitud fisiológica correcta de acuerdo a los datos otorgados por el usuario.

La segunda alternativa consta de un sistema de generación de la señal de electrocardiografía mediante series de Fourier, permitiendo una descripción matemática del potencial eléctrico del corazón. Posteriormente, la señal generada por el ordenador será convertida mediante un sistema de conversión digital-analógico. La señal analógica resultante deberá ser atenuada mediante sistemas que modifiquen su ganancia y así esta señal pueda ser captada por el electrocardiógrafo.

La tercera alternativa consiste en capturar la señal de las 12 derivaciones cardíacas y almacenarlas en 12 vectores. Después de ello, se envían las señales a través del puerto del DAC y se realiza la respectiva etapa de acondicionamiento de la señal y multiplexado para obtener las señales de electrocardiografía simuladas que puedan ser captadas por el electrocardiógrafo.

3.8 SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

Al plantear las tres alternativas de diseño, se procedió a seleccionar la opción que mejor solucionará el problema en cuestión. Mediante criterios de selección de acuerdo a las funciones que debe realizar el dispositivo, como ser un dispositivo para uso académico e innovador, entre otras. Se obtuvo que la mejor solución es la segunda alternativa con un 72 % de puntaje al realizar la matriz de selección, ya que contiene una mayor cantidad de elementos útiles para el aprendizaje ingenieril y su sistema de implementación y construcción es un poco más sencillo a diferencia de las otras dos alternativas.

3.9 DISEÑO A NIVEL DE SISTEMA

En la Fig. 18 se plantea de manera general la entrada, los sistemas y salidas que van a componer al dispositivo de simulación de señales electrocardiográficas con propósito académico. Por tal motivo, se realiza un diagrama de caja negra, donde se proyecta la función general que debe cumplir el simulador y su interacción con las señales de entrada y salida. Posteriormente, de manera más específica, en la Fig. 19 se realiza un diagrama de caja transparente, donde se estructuran las subfunciones del dispositivo y la relación de las señales de entrada y salida que existirán en este.



Fig. 18. Diagrama de caja negra del simulador de ECG.

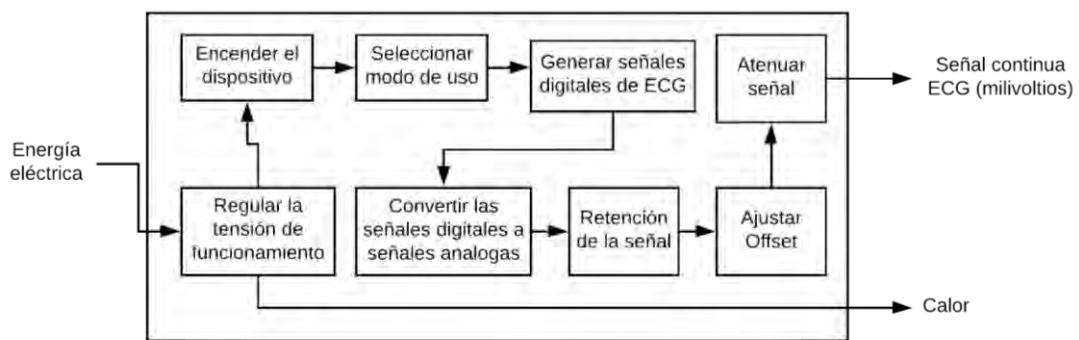


Fig. 19. Diagrama de caja transparente del simulador de ECG

3.10 DISEÑO DETALLADO

Luego de finalizar el diseño a nivel de sistema, se debe realizar el diseño detallado del dispositivo de simulación, planteando un árbol de medios y funciones, con el fin de identificar las posibles opciones para realizar las funciones establecidas en la caja transparente. De esta manera, se obtiene una idea más contextualizada de las características del dispositivo, los materiales y el tipo de tecnología a utilizar en cada uno de los sistemas que lo conforman. En el anexo A, se adjunta el árbol de medios y funciones del proyecto.

Con la finalidad de identificar los medios más apropiados para llevar a cabo el dispositivo, se realiza una tabla que establece las especificaciones técnicas, donde se hace un énfasis especial en las variables cuantitativas que debe alcanzar la solución, mediante límites y valores precisos que puedan ser expresados en variables mensurables (TABLA IV).

TABLA IV
Funciones y especificaciones técnicas del simulador

FUNCIONES	ESPECIFICACIÓN TÉCNICA
Simulación de derivadas al mismo tiempo.	Número derivadas 12.
Dispositivo de bajo costo, asequible para grupos de estudiantes.	Precio menor a \$700.000.
Rango dinámico personalizable.	Voltaje señal de 0-5 mV.
Funcionar por periodos prolongados de tiempo.	1-2 Horas de funcionamiento.
Simular anomalías cardiacas.	5 número de anomalías.
Tener diferentes modos de funcionamiento.	2 Modos de funcionamiento.
Frecuencia de muestreo alta.	$F_s \geq 1000 \text{ Hz}$

Nota: En la tabla se relacionan las funciones del simulador con una cantidad que pueda ser medida para verificar los objetivos de diseño.

Durante esta etapa del proceso de diseño se buscó analizar las alternativas para el diseño del dispositivo basándose en las opciones estipuladas en el árbol de medios y funciones, donde se debe analizar la mejor combinación de medios para lograr la construcción del dispositivo y se consignan en la tabla V.

TABLA V
Funciones y medios del simulador de ECG

FUNCIONES	MEDIOS		
ENCENDER DISPOSITIVO	Botones.	Interruptores.	Plug&Play.
SELECCIONAR MODO DE USO	Interfaz gráfica.	Botones.	
GENERAR SEÑALES DE ECG	Series de Fourier.	Lookup table.	Sistemas de regresión.
REGULAR TENSIÓN	Adaptadores.	Circuitos reguladores.	
CONVERTIR DE DIGITAL A ANÁLOGO.	Red R-2R	DAC Serial	DAC I2C
MUESTREAR SEÑAL	Sample & Hold	MOSFET y Amp Op.	
AJUSTAR OFFSET.	Amp Op Restador	Filtro pasa altos.	
ATENUAR SEÑAL.	Amp Op Inversor	Arreglo de resistencias	

Nota: En la tabla se realiza la selección de medios y alternativas para cumplir las diferentes funciones del dispositivo.

Al definir cuáles son los medios a utilizar para el desarrollo del proyecto, se finaliza la etapa de diseño detallado y se procede a realizar la etapa de prototipado.

3.11 PROTOTIPADO

Para la etapa metodológica de prototipado, se debe tener en cuenta que el proyecto se encuentra dividido en tres grandes grupos de implementación (Fig. 20). El primer grupo es la generación de las señales electrocardiográficas mediante series de Fourier, calculando un equivalente matemático para el biopotencial cardiaco. El segundo grupo a abordar corresponde a la programación del código a ejecutar por el ordenador, así como la configuración del muestreo de la señal y el diseño y posterior programación de la interfaz gráfica del sistema. El tercer y último grupo, es el electrónico y diseño de circuitos, en este se realiza el acondicionamiento de la señal para ser finalmente leída por el electrocardiógrafo.

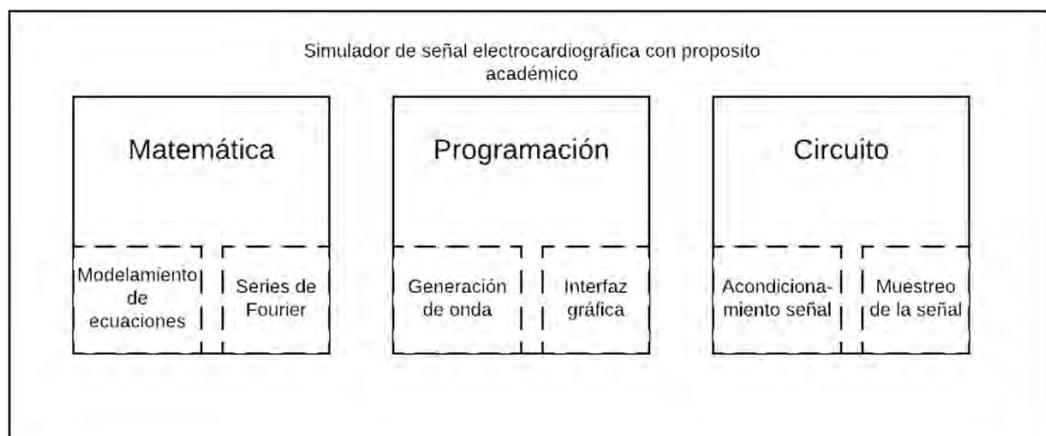


Fig. 20. Grupos de implementación del simulador.

3.12 PRUEBAS

Las pruebas con las cuales se pondrá en evaluación al simulador de electrocardiografía son metrológicas y adicionalmente pruebas con usuarios. En el primer caso, el equipo patrón será el monitor de signos vitales BeneHeart D6, se hará la medición de frecuencias cardíacas simuladas con el simulador, las cuales abarcarán todo el rango de simulación desde 50 bpm hasta 250 bpm con intervalos de medición de 10 bpm entre cada simulación. También, se compararán los valores estadísticos (promedio y desviación estándar) y de error relativo entre el simulador con propósito académico y el simulador comercial y se establecerán las principales diferencias, ventajas y desventajas entre ambos. En el segundo caso, se evaluará la utilidad del dispositivo mediante una encuesta que arroja datos cualitativos, valorando la receptividad de los usuarios hacia el dispositivo y el potencial que estos observen en el mismo.

Es importante aclarar que, aunque la recolección de necesidades y características del dispositivo a realizar fue basada en encuestas a docentes del área de bioinstrumentación, la prueba con usuarios está diseñada para estudiantes de ingeniería biomédica de diversos semestres, con el fin de evaluar la receptividad de estos al dispositivo, medir el valor educativo que proporciona el simulador y validar diferentes aspectos técnicos del mismo (facilidad de uso, seguridad, confiabilidad, estética, etc.).

4. IMPLEMENTACIÓN DEL SIMULADOR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA CON PROPOSITO ACADÉMICO

Con base en la información recopilada y generada durante la metodología de diseño; se da inicio a la implementación de los tres bloques funcionales que componen al dispositivo. La fase inicial, es la fase matemática de generación de las ondas, haciendo uso de series de Fourier.

4.1 IMPLEMENTACIÓN MATEMÁTICA DE GENERACIÓN DE ELECTOCARDIOGRAMA

Las series de Fourier de una señal periódica continua se define como [15]:

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{N=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) + \sum_{N=1}^{\infty} b_n \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right)$$

Donde “ a_0 ” hace referencia al nivel DC de la señal, “ a_n ” es el coeficiente par y “ b_n ” el coeficiente impar. Para el cálculo de dichos coeficientes, se tienen las siguientes ecuaciones:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

Para determinar los tiempos de ejecución de cada una de las ondas del electrocardiograma, se debe tener en cuenta la definición de los siguientes tiempos de activación y duración de las ondas e intervalos de la señal [18]:

TABLA VI
Duración de las ondas de ECG [18]

TIEMPO CORRESPONDIENTE	SÍMBOLO	ECUACIÓN
Duración de la onda P	T_{PW}	$0,37 T^{1/2} - 0,22T - 0,06$
Duración de la onda T	T_{TW}	$1,06 T^{1/2} - 0,51T - 0,33$
Duración total del complejo QRS	$T_{QRS} = T_{QW}$	$0,25 T^{1/2} - 0,16T - 0,02$
Duración del segmento PQ	T_{PQ}	$0,33 T^{1/2} - 0,18T - 0,08$
Duración del segmento ST	T_{ST}	$-0,09 T^{1/2} + 0,13T + 0,04$

Nota: La tabla especifica la duración de cada uno de los segmentos y ondas de la señal de electrocardiografía.

Para identificar la amplitud de cada una de las ondas y los intervalos de integración se tiene la TABLA VII, la representación gráfica de las amplitudes y los tiempos de ejecución de las ondas se encuentra en la Fig. 21.

TABLA VII
Nomenclatura de las amplitudes de onda y límites de integración

DEFINICIÓN	SÍMBOLO	DEFINICIÓN	SÍMBOLO
Amplitud de la onda P	A_p	Límite de integración inferior onda P	A
Amplitud de la onda R	A_r	Límite de integración superior onda P	B
Amplitud de la onda S	A_s	Límite de integración inferior onda T	C
Amplitud de la onda T	A_t	Límite de integración superior onda T	D

Nota: En la tabla se enseña la simbología de cada una de las variables descritas por las series de Fourier.

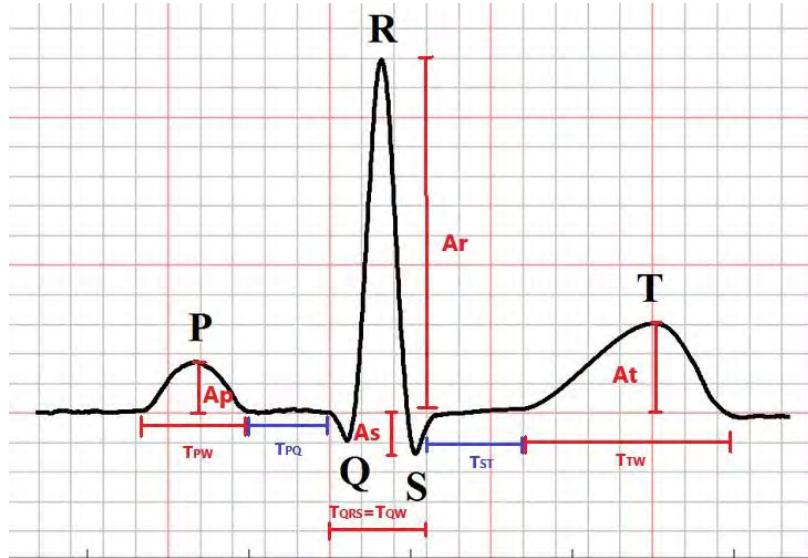


Fig. 21. Equivalencia de las variables en la señal de ECG.

También es necesario plantear unos tiempos de desfase de la función trigonométrica que simulará las ondas P y T, con el fin de tener un control matemático de los puntos máximos de las ondas, teniendo en cuenta que la función que simulará el comportamiento será la función “coseno”, los desfases planteados son los siguientes:

$$O_p = \frac{-Tpw - TQRS}{2} - T_{PQ}$$

$$O_t = \frac{Tpw + TQRS}{2} + T_{ST}$$

Las funciones totales a trozos planteadas que asemejan las señales de ECG son dos diferenciadas de la siguiente manera y se pueden relacionar gráficamente mediante la Fig. 22:

Para las derivadas compuestas por una onda “S” de baja amplitud, que solo tiene valores en los cuadrantes uno y dos del plano cartesiano, se tiene la siguiente función a trozos:

$$f(t) = \begin{cases} Ap \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{PW}} + \sigma_P\right) & \text{sí } -T_{PQ} - \frac{T_{QW}}{2} - T_{PW} \leq t \leq -T_{PQ} - \frac{T_{QW}}{2} \\ 0 & \text{sí } \frac{-T_{QW}}{2} - T_{PQ} \leq t \leq \frac{-T_{QW}}{2} \\ \frac{2Art}{T_{QRS}} + Ar & \text{sí } \frac{-T_{QW}}{2} \leq t \leq 0 \\ \frac{-2Art}{T_{QRS}} + Ar & \text{sí } 0 \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} \\ 0 & \text{sí } \frac{T_{QW}}{2} \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} \\ At \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{TW}} + \sigma_t\right) & \text{sí } \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} + T_{TW} \end{cases}$$

Para las demás derivadas con una amplitud considerable de la onda “S”, con valores en el cuadrante 1, 2 y 4, se tiene la siguiente función a trozos:

$$f(t) = \begin{cases} Ap \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{PW}} + \sigma_P\right) & \text{sí } -T_{PQ} - \frac{T_{QW}}{2} - T_{PW} \leq t \leq -T_{PQ} - \frac{T_{QW}}{2} \\ 0 & \text{sí } \frac{-T_{QW}}{2} - T_{PQ} \leq t \leq \frac{-T_{QW}}{2} \\ \frac{2Art}{T_{QRS}} + Ar & \text{sí } \frac{-T_{QW}}{2} \leq t \leq 0 \\ \frac{2Ast}{T_{QRS}} - As & \text{sí } 0 \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} \\ 0 & \text{sí } \frac{T_{QW}}{2} \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} \\ At \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{TW}} + \sigma_t\right) & \text{sí } \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} \leq t \leq \frac{T_{QW}}{2} + T_{ST} + T_{TW} \end{cases}$$

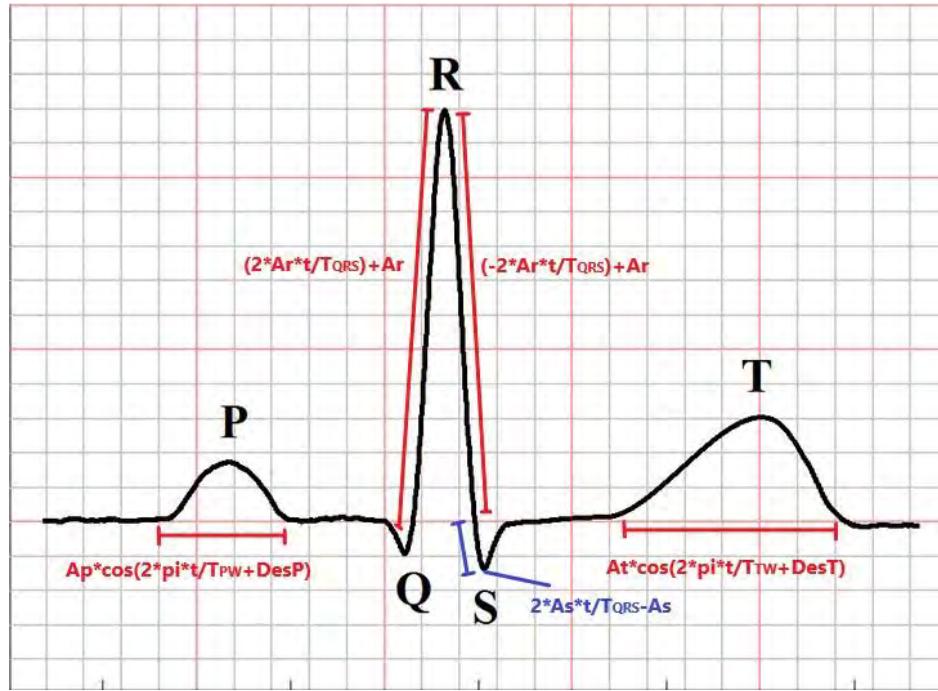


Fig. 22. Funciones a trozos para la representación de cada una de las ondas.

Para la implementación de las series de Fourier se calculan los coeficientes pares e impares de cada una de las ondas de la siguiente manera:

El cálculo de los coeficientes de la onda “P” se rige por las siguientes ecuaciones dependientes del tiempo:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_A^B Ap \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{PW}} + \theta_p\right) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_A^B Ap \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{PW}} + \theta_p\right) \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_A^B Ap \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{PW}} + \theta_p\right) \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

Al resolver las anteriores integrales se obtienen los siguientes resultados para la onda “P” (Fig. 23):

$$a_0 = \frac{2Ap T_{PW}}{\pi T} (\sin\left(\frac{\pi B}{T_{PW}} + \theta p\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{PW}} + \theta p\right))$$

$$a_n = Ap T_{pw} \left(\frac{1}{\pi T + 2\pi T_{PW} N} \left(\sin\left(\frac{\pi B}{T_{PW}} + \theta p + \frac{2\pi BN}{T}\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{PW}} + \theta p - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) + \right.$$

$$\left. \frac{1}{\pi T - 2\pi T_{PW} N} \left(\sin\left(\frac{\pi B}{T_{PW}} + \theta p - \frac{2\pi BN}{T}\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{PW}} + \theta p - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) \right)$$

$$b_n = Ap T_{PW} \left(\frac{-1}{\pi T + 2\pi T_{PW} N} \left(\cos\left(\frac{\pi B}{T_{PW}} + \theta p + \frac{2\pi BN}{T}\right) - \cos\left(\frac{\pi A}{T_{PW}} + \theta p + \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) + \right.$$

$$\left. \frac{1}{\pi T - 2\pi T_{PW} N} \left(\cos\left(\frac{\pi B}{T_{PW}} + \theta p - \frac{2\pi BN}{T}\right) - \cos\left(\frac{\pi A}{T_{PW}} + \theta p - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) \right)$$

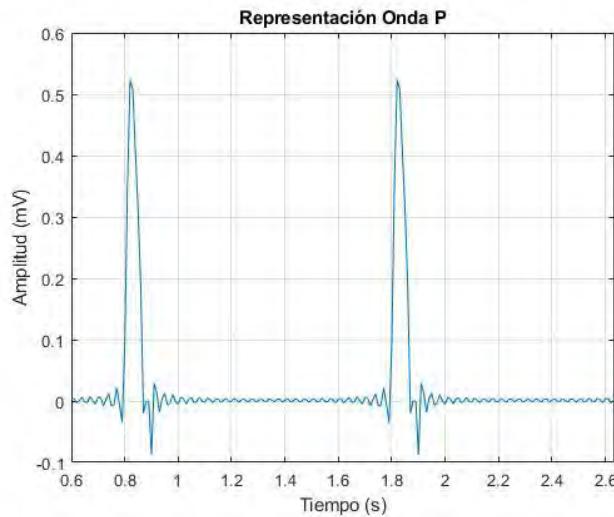


Fig. 23. Resultado de la serie de Fourier de la onda P (número de armónicos=30)

Para realizar el cálculo de las series de Fourier de la onda “T” se plantean las siguientes ecuaciones:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_A^B At \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{TW}} + \theta t\right) dt$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_A^B At \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{TW}} + \Omega t\right) \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_A^B At \cos\left(\frac{2\pi t}{T_{TW}} + \Omega t\right) \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt$$

La solución calculada para la onda “T” está dada por las siguientes ecuaciones y la forma de onda descrita por la Fig. 24:

$$a_0 = \frac{2At T_{TW}}{\pi T} (\sin\left(\frac{\pi B}{T_{TW}} + \Omega t\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{TW}} + \Omega t\right))$$

$$a_n = At T_{TW} \left(\frac{1}{\pi T + 2\pi T_{TW} N} \left(\sin\left(\frac{\pi B}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi BN}{T}\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) + \frac{1}{\pi T - 2\pi T_{TW} N} \left(\sin\left(\frac{\pi B}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi BN}{T}\right) - \sin\left(\frac{\pi A}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) \right)$$

$$b_n = At T_{TW} \left(\frac{-1}{\pi T + 2\pi T_{TW} N} \left(\cos\left(\frac{\pi B}{T_{TW}} + \Omega t + \frac{2\pi BN}{T}\right) - \cos\left(\frac{\pi A}{T_{TW}} + \Omega t + \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) + \frac{1}{\pi T - 2\pi T_{TW} N} \left(\cos\left(\frac{\pi B}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi BN}{T}\right) - \cos\left(\frac{\pi A}{T_{TW}} + \Omega t - \frac{2\pi AN}{T}\right) \right) \right)$$

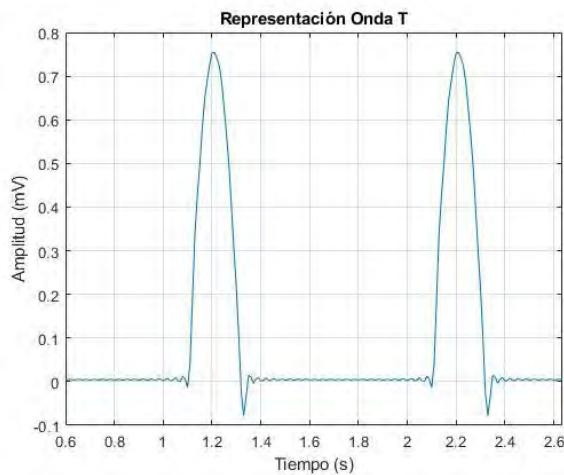


Fig. 24. Resultado de la serie de Fourier de la onda T (número de armónicos=30)

Para el complejo “QRS”, se tienen dos soluciones para el modelamiento, la primera solución, es con una amplitud de onda “S” no considerable la cual se expresa de la siguiente forma:

$$a_0 = \frac{2}{T} \left(\int^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) dt + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{-2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) dt \right)$$

$$\begin{aligned} a_n = & \frac{2}{T} \left(\int^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right. \\ & \left. + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{-2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b_n = & \frac{2}{T} \left(\int^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right. \\ & \left. + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{-2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right) \end{aligned}$$

La solución de los coeficientes de las series de Fourier para esta solución del complejo “QRS” son (Fig. 25):

$$a_0 = \frac{-Ar T_{QRS}}{T}$$

$$a_n = \frac{2Ar T}{\pi^2 N^2 T_{QRS}} \left(1 - \cos\left(\frac{\pi N T_{QRS}}{T}\right) \right)$$

$$b_n = 0$$

Para el complejo “QRS” cuyo modelo debe tener en cuenta la amplitud de la onda “S” se establece:

$$a_0 = \frac{2}{T} \left(\int^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) dt + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{2 Ast}{T_{QRS}} + As \right) dt \right)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \left(\int_0^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right. \\ \left. + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{2 Ast}{T_{QRS}} - As \right) * \cos\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \left(\int_0^0 - \frac{T_{QRS}}{2} \left(\frac{2 Art}{T_{QRS}} + Ar \right) * \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right. \\ \left. + \int_0^{\frac{T_{QRS}}{2}} \left(\frac{2 Ast}{T_{QRS}} - As \right) * \sin\left(\frac{2\pi Nt}{T}\right) dt \right)$$

Los resultados del desarrollo de las integrales, para hallar los coeficientes de Fourier de la segunda solución se expresan a continuación:

$$a_0 = \frac{-T_{QRS}}{T} \left(\frac{3Ar}{2} + \frac{As}{2} \right)$$

$$a_n = \frac{T}{\pi^2 N^2 T_{QRS}} \left(Ar \left(1 - \cos\left(\frac{-\pi N T_{QRS}}{T}\right) \right) + As \left(-1 + \cos\left(\frac{-\pi N T_{QRS}}{T}\right) \right) \right)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi N} \left(\frac{T}{\pi N T_{QRS}} \sin\left(\frac{\pi N T_{QRS}}{T}\right) (Ar + As) - Ar - As \right)$$

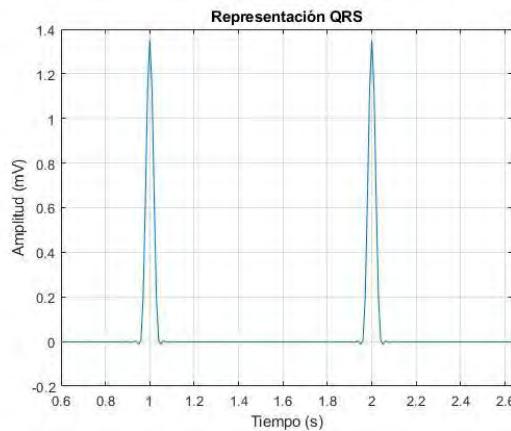


Fig. 25. Resultado de la serie de Fourier del complejo QRS (número de armónicos=30)

El procedimiento anterior, plantea una serie de ecuaciones y a partir de estas se realiza el cálculo de los coeficientes que componen la serie de Fourier y la función matemática que describe el potencial eléctrico cardiaco. De esta manera, se tiene la representación matemática en función del número de armónicos, la frecuencia cardíaca y la amplitud de las ondas que componen el electrocardiograma. Cabe tener en cuenta, que el resultado total de la serie se calcula sumando cada uno de los factores de la señal y dichos factores son el resultado de multiplicar cada uno de los coeficientes con la función trigonométrica seno o coseno según sea el caso del coeficiente impar o par respectivamente.

Es importante resaltar, que para cada una de las anomalías cardiacas simuladas se utilizan las series de Fourier; lo cual indica que se realizó la aproximación de cada una de las funciones características de las anomalías y se calcularon los coeficientes de las señales en un procedimiento similar al expuesto anteriormente. También, cabe mencionar que en algunas anomalías solo es necesario cambiar algunas características de las variables que componen la serie y la generalidad del procedimiento desarrollado permite obtener el resultado deseado.

4.2 PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR

Para continuar con la implementación del simulador de electrocardiografía, se realizó una identificación del procedimiento lógico que debía llevar el algoritmo a codificar. También se definió como lenguaje de programación Python en su versión 3.5 y se realizó un estilo de programación ordenado, donde cada una de las operaciones complejas fue realizada por una función codificada en un *script* independiente. A continuación, se muestra el diagrama de bloques para la programación de la interfaz gráfica que se encarga de la interacción usuario-PC (Fig. 26).

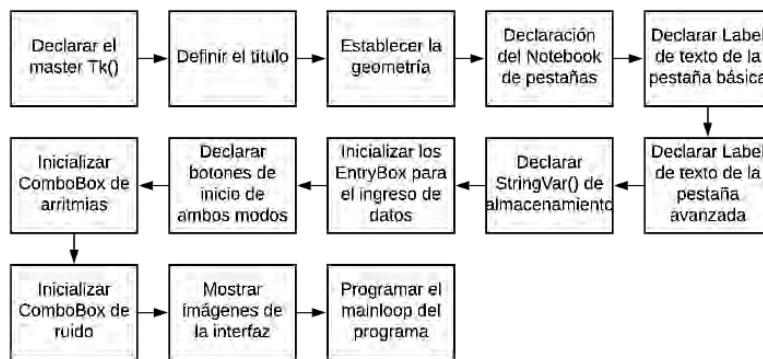


Fig. 26. Diagrama de bloques descriptivo de programación de la GUI.

En la Fig. 27 se describe paso a paso en forma de diagrama de bloques la implementación del código principal que se encarga de realizar la lectura, cálculo, simulación y muestreo de las señales de electrocardiografía. Así mismo, en la Fig. 28, se tiene cada una de las funciones en un diagrama de caja negra, donde se indican las variables de entrada y salida correspondientes para cada función, otorgando en el primer diagrama una idea general del análisis modular implementado y en el segundo un análisis más particular de cada uno de los *scripts* que componen el código.

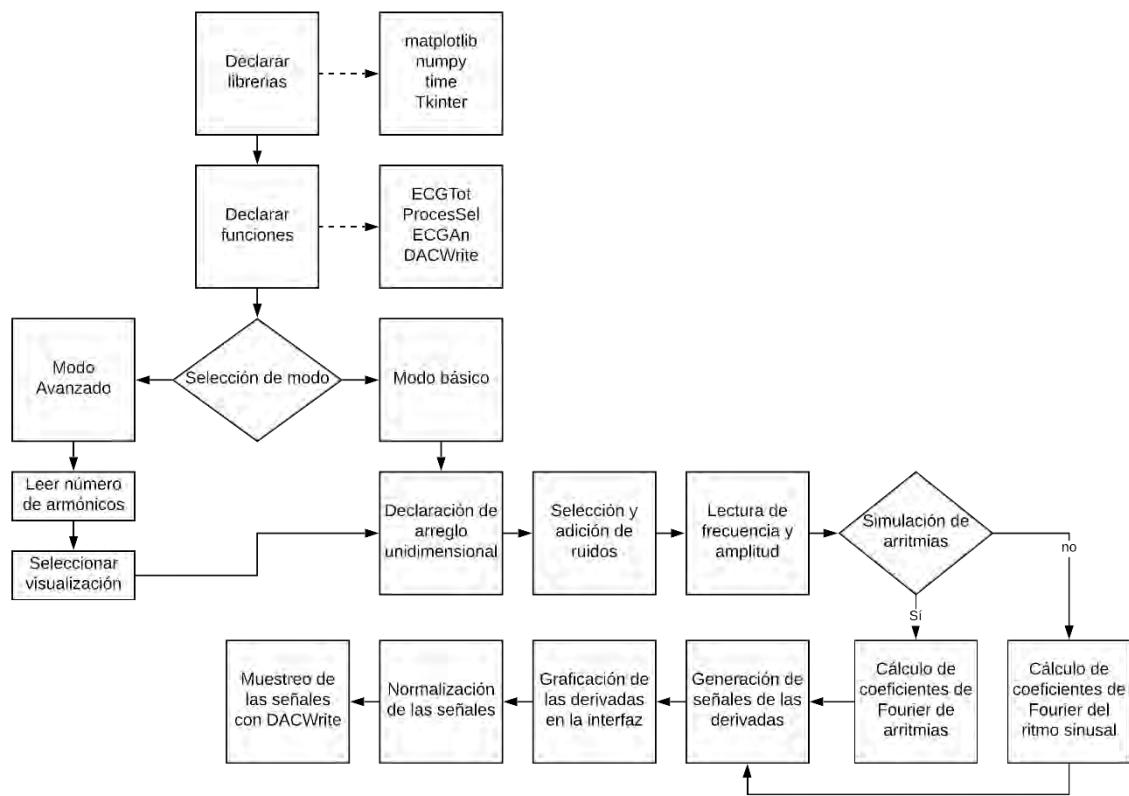


Fig. 27. Diagrama de bloques general de la generación de la señal.

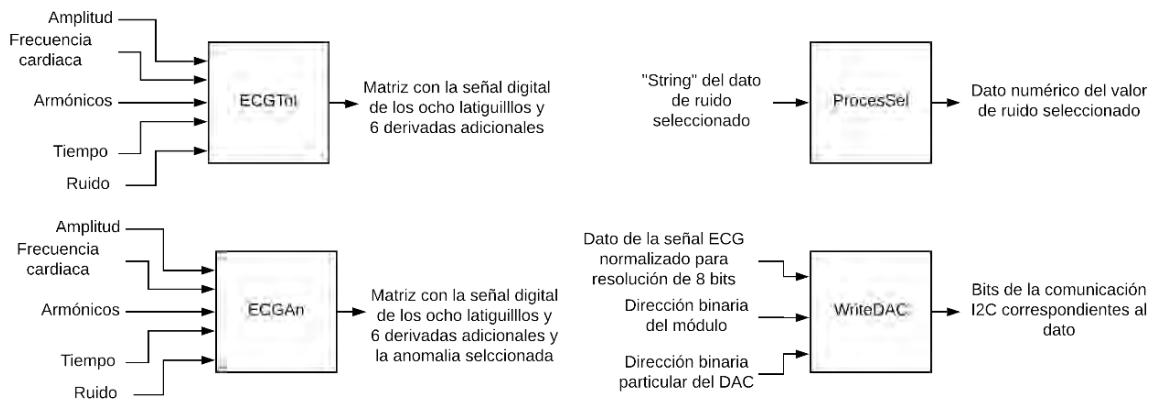


Fig. 28. Diagrama de caja negra de cada una de las funciones realizadas

4.3 IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO

El circuito digital está conformado por la Raspberry Pi (Fig. 29) y los conversores digital analógicos, el primero tiene asignadas diferentes tareas dentro del funcionamiento del simulador. La primera de ellas, es realizar una comunicación con los conversores digitales analógicos mediante el protocolo de comunicación I2C. En este caso, las Raspberry Pi es el “master” durante la comunicación y los conversores los “slaves” [14]. De esta manera, las ocho señales que forman las doce derivadas son convertidas de una señal digital a una analógica. La segunda función del ordenador es el control de la interfaz ordenador-usuario, conectando a esta todos los periféricos de entrada y de salida necesarios para el funcionamiento del dispositivo, así mismo, servir de plataforma de programación de los algoritmos del proyecto mediante Python y la interfaz gráfica del usuario (GUI). Para finalizar, la Raspberry Pi también genera las señales de control de los “sample and hold” produciendo los niveles lógicos de muestreo de los mismos.

El segundo elemento del circuito digital es el conversor PCF8591 [19], este recibe la señal del mini computador y la convierte en la señal análoga correspondiente. Esté conversor tiene 8 bits de resolución y un rango de salida entre 0 V y 3.3 V, para la implementación del simulador de electrocardiografía se utilizarán ocho conversores, cada uno con la función de convertir una señal correspondiente a un latiguillo definido. La frecuencia de conversión de cada conversor es de 1 kHz, la cual es controlada por un vector de mil muestras que representa un segundo de la señal y un retraso de 1 ms entre cada conversión. Dicha señal analógica será la entada a la placa electrónica del circuito.



Fig. 29. Raspberry Pi Modelo 3 B+

El sistema de acondicionamiento de la señal (Fig. 32), se divide en tres grupos: el circuito Sample and Hold, el filtro de nivel DC y el atenuador de la señal. El primero, el cual corresponde al circuito de Sample and Hold, es un circuito compuesto por un amplificador operacional LF398 [20], esté recibe la señal del DAC y es controlado por la Raspberry Pi desde el pin 8 (Logic), realizando un muestreo de la señal cuando recibe un nivel de tensión alto y cuando recibe un nivel bajo mantiene el nivel de tensión del muestreo con la ayuda del elemento almacenador de tensión denominado el capacitor de Hold que va directamente conectado al amplificador y a tierra.

El siguiente elemento que conforma el sistema de acondicionamiento de la señal es el filtro del nivel DC (Fig. 30), es importante destacar que este nivel DC es proporcionado por el DAC y debe ser removido con el fin de obtener una señal bipolar. El filtro DC está compuesto por un capacitor en la entrada no inversora de un amplificador operacional TL082 [21], el elemento capacitivo debe estar en serie al amplificador operacional y el amplificador debe estar en configuración de seguidor de tensión para realizar un adecuado acople de impedancias entre el capacitor y el siguiente elemento del circuito.

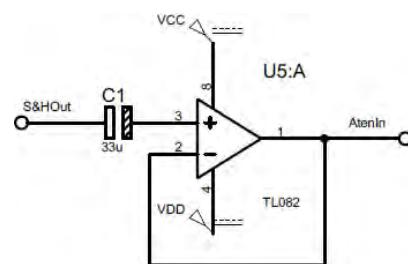


Fig. 30. Filtro de nivel DC.

El tercer y último elemento en el sistema de acondicionamiento es la red de atenuación (Fig. 31) compuesta por dos amplificadores operacionales TL082, cada uno se encuentra en configuración de amplificador inversor, con el fin de obtener una ganancia absoluta menor a uno. En el caso particular de cada amplificador, cada uno tiene una ganancia de 0.1, para esto la resistencia del lazo de realimentación debe ser diez veces menor a la resistencia de la entrada inversora del mismo. Entonces, al operar ambas salidas de los dos operacionales, la salida general del sistema tiene una ganancia de 0.01, con el fin de atenuar la señal de entrada un total de 100 veces y conectar dicha salida a la entrada del latiguillo del electrocardiógrafo.

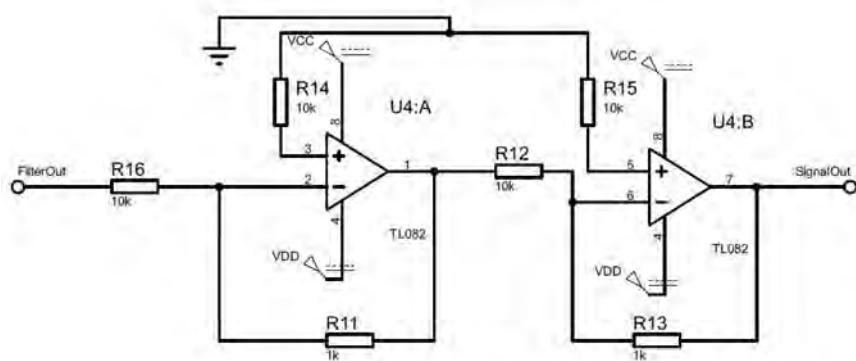


Fig. 31. Sistema de atenuación de la señal (Ganancia=0.01)

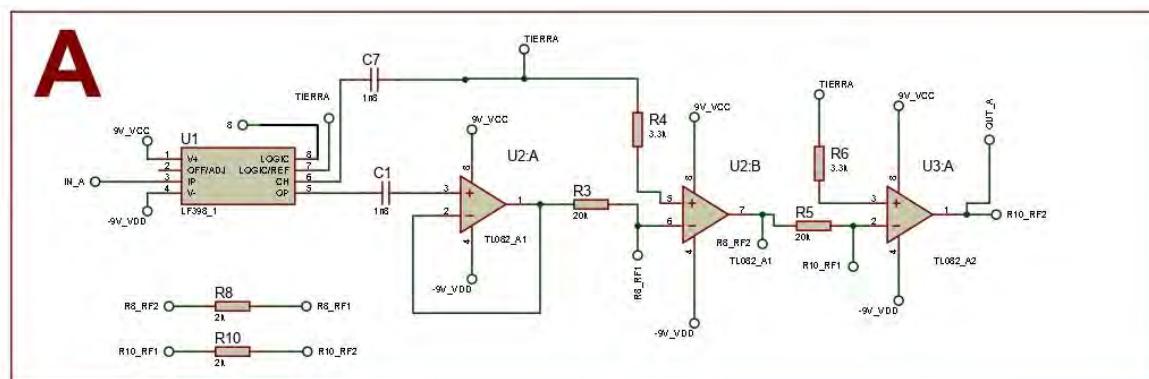


Fig. 32. Sistema total de acondicionamiento de la señal

Para la alimentación del circuito se utiliza un adaptador de 12 V y 1 A con salida de alimentación dual para los amplificadores operacionales. El diseño de la placa tiene en cuenta la conexión de los pines de SDA y SCL necesaria para la comunicación I2C y las resistencias utilizadas en la configuración de ganancia de

los amplificadores operaciones en configuración de inversor deben ser preferiblemente resistencias de precisión.

4.4 RESULTADOS OBTENIDOS DE CADA UNA DE LAS ETAPAS

La implementación de las señales de electrocardiografía a partir de las series de Fourier, fueron programadas y mostradas en Python. Permitiendo observar los resultados del modelamiento matemático de cada una de las derivadas. En la Fig. 33, se muestran tres de las doce derivadas y se realiza una comparación, entre estas y las señales otorgadas por el simulador PS2240. Visualizando la similitud entre ambas señales, donde las generadas y simuladas poseen formas de onda similares en todas las funciones (señales) que componen a la señal de electrocardiografía.

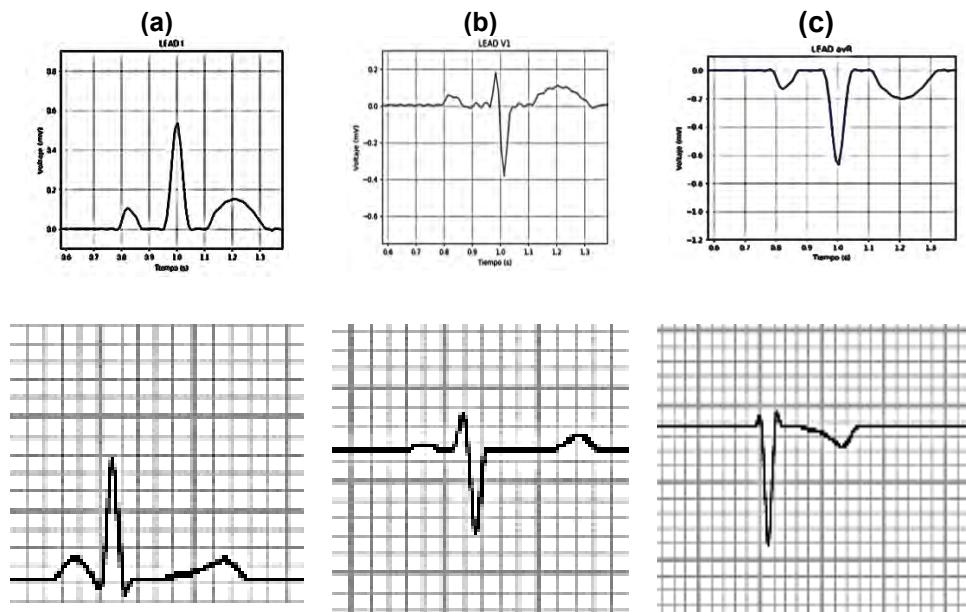


Fig. 33. Comparación de las señales generadas por Fourier (Arriba) y las señales simuladas por el dispositivo PS2240.

La parte (a) es la representación de la derivada II, (b) Derivada V1 y (c) derivada avR.

Para la implementación de las anomalías, se codificaron los modelos matemáticamente hallados o se realizaron pequeñas modificaciones al modelo calculado originalmente. Posteriormente, se hizo la programación en Python 3 y se graficaron las señales, en la Fig. 34 se muestran tres de las anomalías generadas

con los coeficientes de Fourier, la primera (a) representa el ritmo nodal, la segunda (b) fibrilación auricular y la tercera (c) taquicardia.

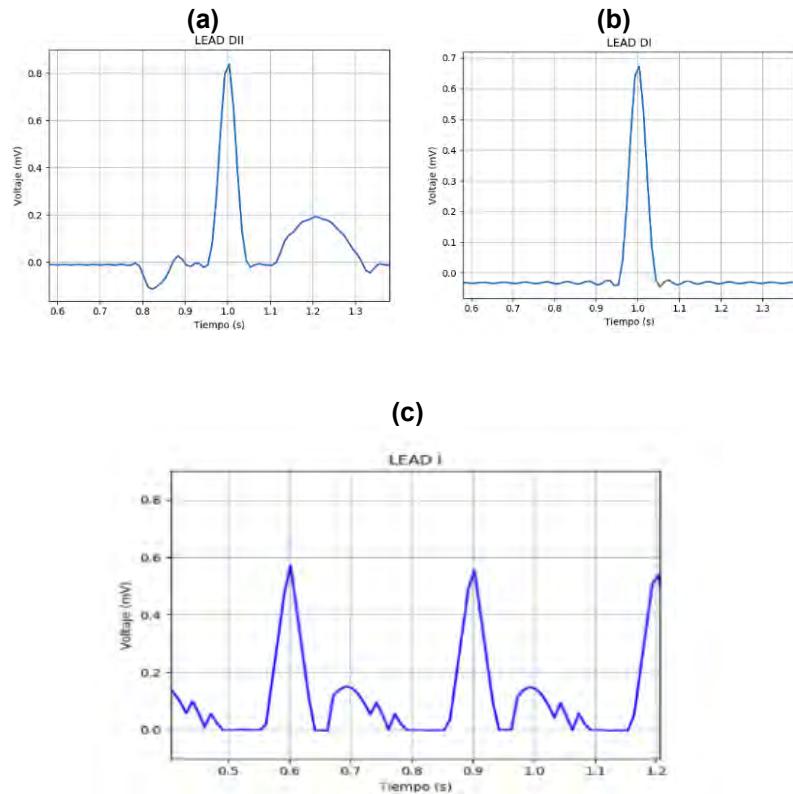


Fig. 34. Anomalías generadas por el modelamiento matemático. (a) Ritmo nodal, (b) fibrilación auricular y (c) taquicardia

Luego de realizar la implementación de los modelos hallados matemáticamente, se realizó la programación del microcontrolador empezando con la interfaz gráfica, la cual cuenta con dos modos de simulación, un modo básico (Fig. 35 (a)) y un modo avanzado (Fig. 35 (b)). El primero cuenta con un número de armónicos predeterminado. El segundo permite variar el número de armónicos y adicionalmente, permite visualizar el espectro en Fourier de la señal de electrocardiografía calculada. También, se realizó la programación para la toma de datos que el usuario ingresaría y las funciones necesarias para el cálculo, muestreo y normalización de cada una de las señales.

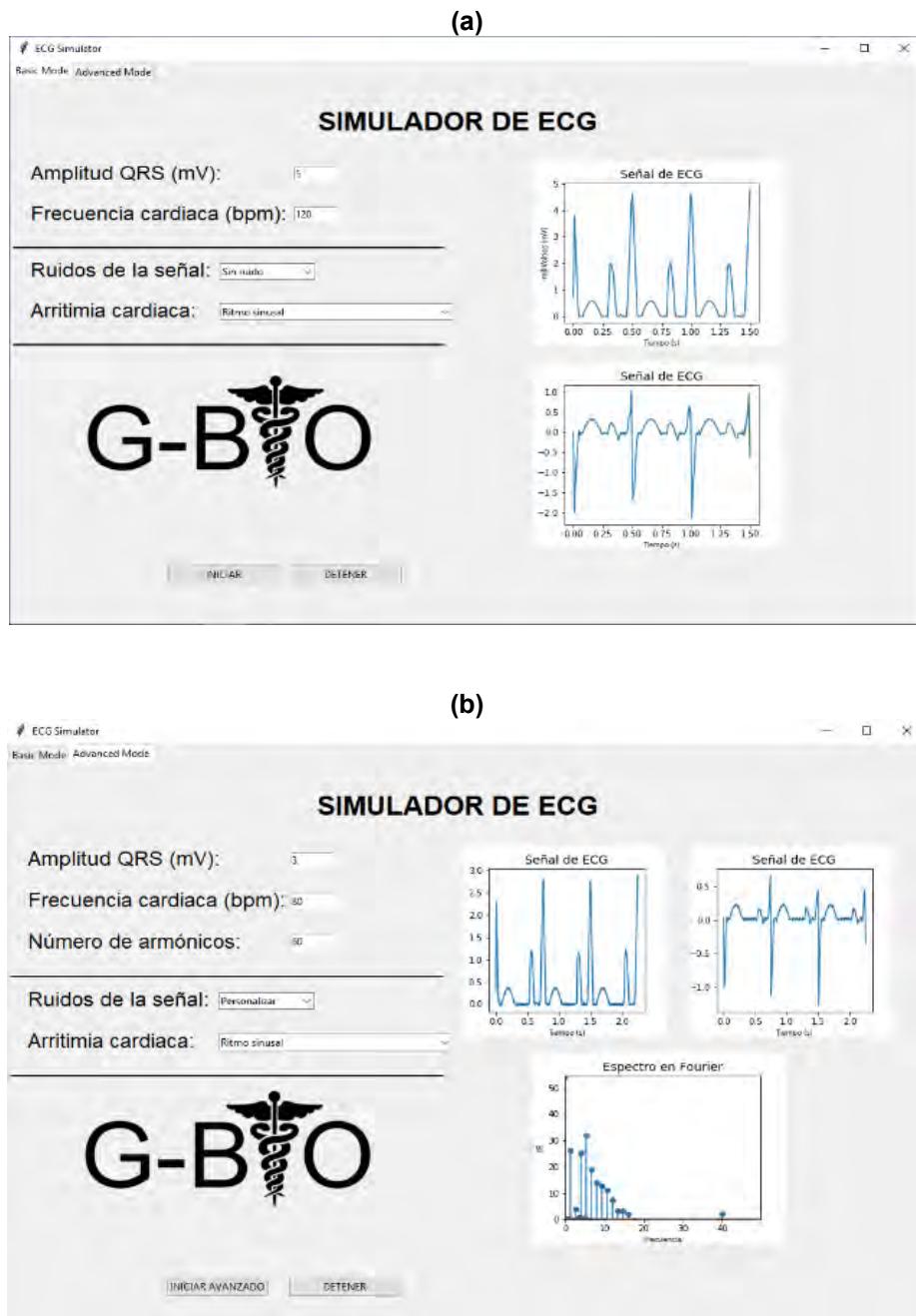


Fig. 35. Interfaz gráfica de usuario (a) Modo básico y (b) Modo avanzado.

Los resultados obtenidos durante la implementación del circuito son los esperados según la teoría, en primera instancia, el circuito muestreador, realizó el muestreo de las señales provenientes de cada uno de los módulos (Fig. 36 (a)), permitiendo muestrear los datos según los tiempos de activación de cada una de las ondas sin retrasos entre la conversión de ellas. El filtro de nivel DC, atenuó la corriente directa,

permitiendo obtener una señal bipolar a partir de una señal monopolar con nivel DC y el circuito de atenuación de amplitud de la señal mediante amplificadores inversores funcionó como un sistema con una ganancia menor a uno (Fig. 36 (b)), cabe destacar, que en la salida final del circuito, la relación señal ruido (*Signal Noise Rate*) es bastante alta, por ello la señal de interés es altamente influenciable a ruidos de alta frecuencia (Fig. 36 (c)), pero al momento de ser adquiridos por el electrocardiógrafo o el monitor de signos vitales dichos ruidos son atenuados por el dispositivo.

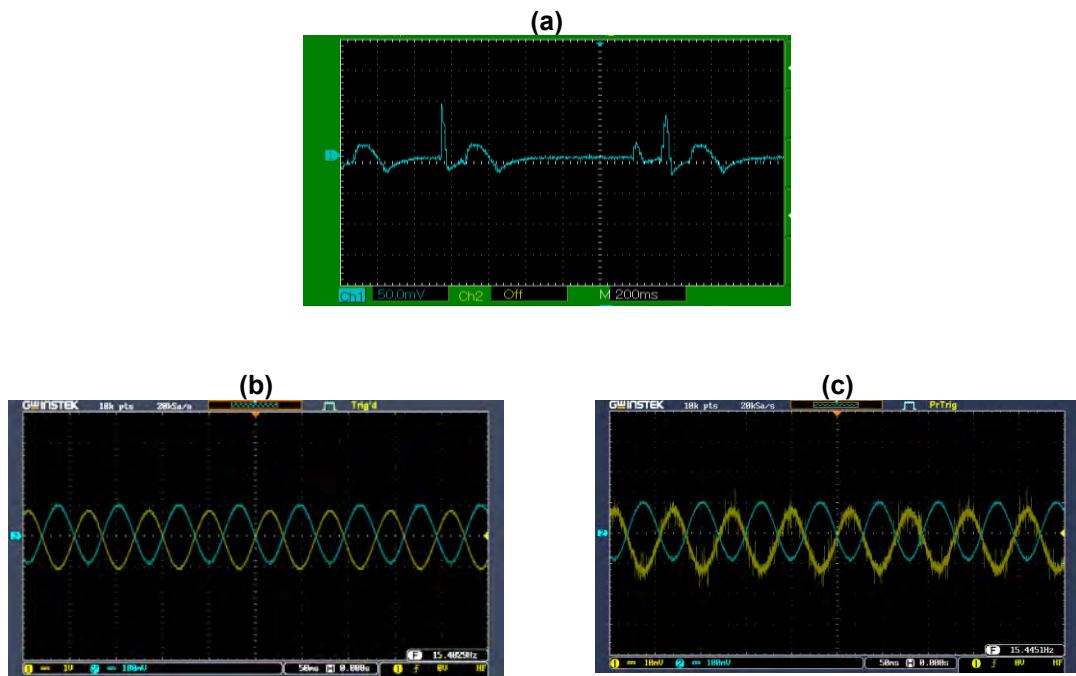


Fig. 36. Salidas de los circuitos análogos implementados.

(a) Circuito muestreador, (b) primer atenuador (azul=Señal original, amarillo=señal de salida del primer atenuador) y (c) segundo atenuador (azul=señal de salida del primer atenuador, amarillo=señal de salida del segundo atenuador)

Al obtener los resultados de cada una de las fases del proyecto, se realizó el acondicionamiento de todos los módulos que lo conforman, teniendo el resultado final de la simulación de las señales de electrocardiografía y su adquisición mediante dispositivos biomédicos tales como el monitor de signos vitales y/o el electrocardiógrafo. En la Fig. 37 se pueden observar las señales cardíacas de las derivadas II y V1 en ritmo sinusal a diferentes frecuencias cardíacas, yendo desde 58 latidos por minuto hasta 240 latidos por minuto. Es necesario destacar que debido a los tiempos de activación de cada una de las ondas que componen el electrocardiograma, a medida que se aumenta la frecuencia cardíaca el intervalo

entre la onda T y P disminuye, hasta que se presenta un momento en el cual ambas señales se sobreponen y forman una sola onda, encontrando una situación fisiológica particular a partir del modelamiento matemático.

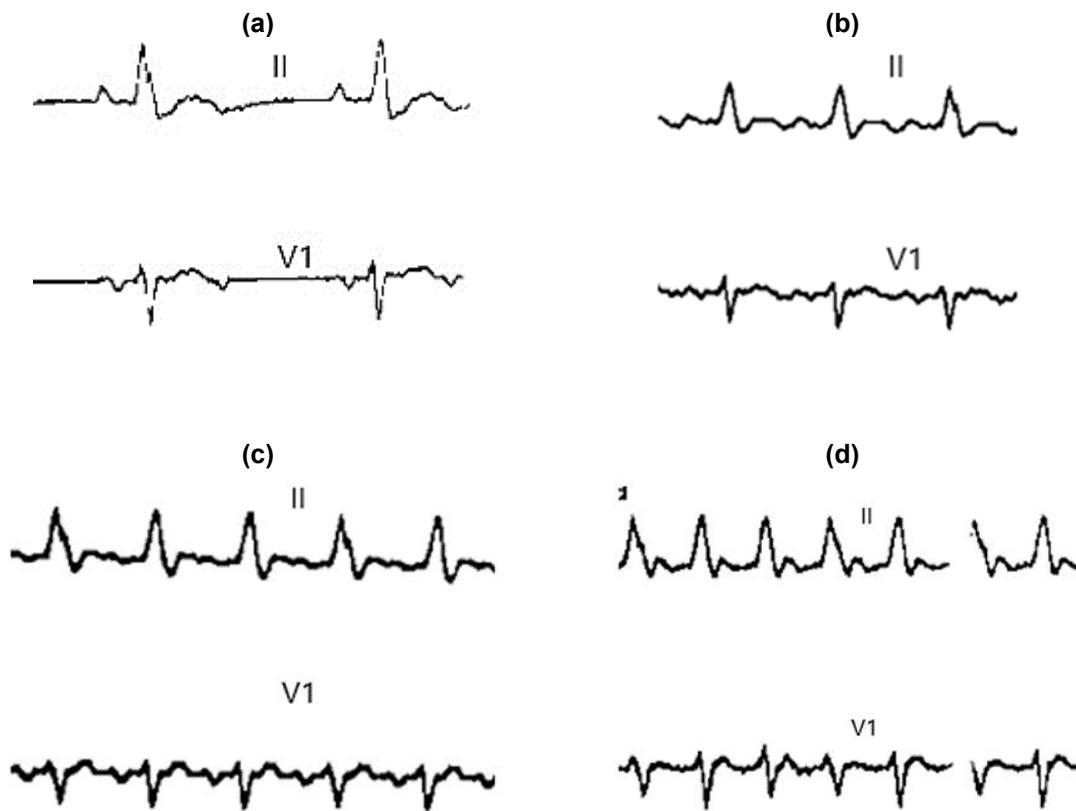


Fig. 37. Señales de ritmo sinusal normal de las derivadas II y V1.

(a) 58 bpm, (b) 116 bpm, (c) 174 bpm, y (d) 240 bpm.

En la Fig. 38, se encuentran las señales simuladas de electrocardiografía con la adición de ruidos dentro de su componente frecuencial. En estos casos se puede observar que la forma de onda de la señal se ve afectada por los ruidos adicionados, viendo ondulaciones en los periodos isoeléctricos de la señal. Cabe destacar, que los ruidos que se definen con una mayor claridad se encontraron en el rango entre 10 Hz y 20 Hz al punto en que se observan pequeñas deformaciones de la onda T del ciclo cardiaco.

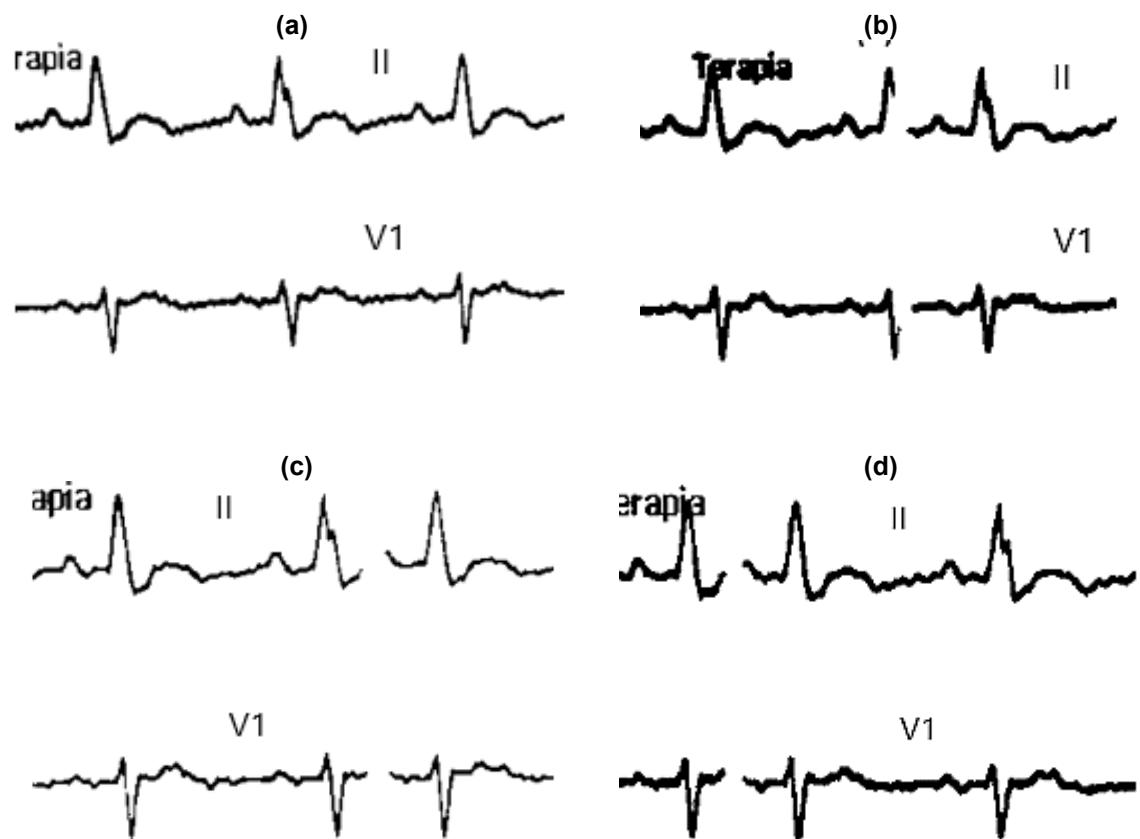


Fig. 38. Señales de electrocardiografía con la adición de ruidos a diferentes frecuencias.

(a) Ruido muscular (25 Hz), (b) Ruido de 10 Hz, (c) Ruido de 5 Hz y (d) Ruido de 15 Hz

Otro caso hipotético que puede ser simulado con ayuda del dispositivo en desarrollo, son diferentes arritmias cardiacas mostradas en la Fig. 39, estas se pueden generar mediante cambios en la frecuencia cardiaca y/o cambios en las ecuaciones de las series de Fourier. Es interesante como el monitor de signos vitales emite alarmas cada vez que se simula una arritmia, lo cual indica que el sistema de reconocimiento de patrones del monitor identifica los modelos matemáticos de la señal generados como un electrocardiograma siendo engañado por la representación de la señal mediante las series de Fourier.

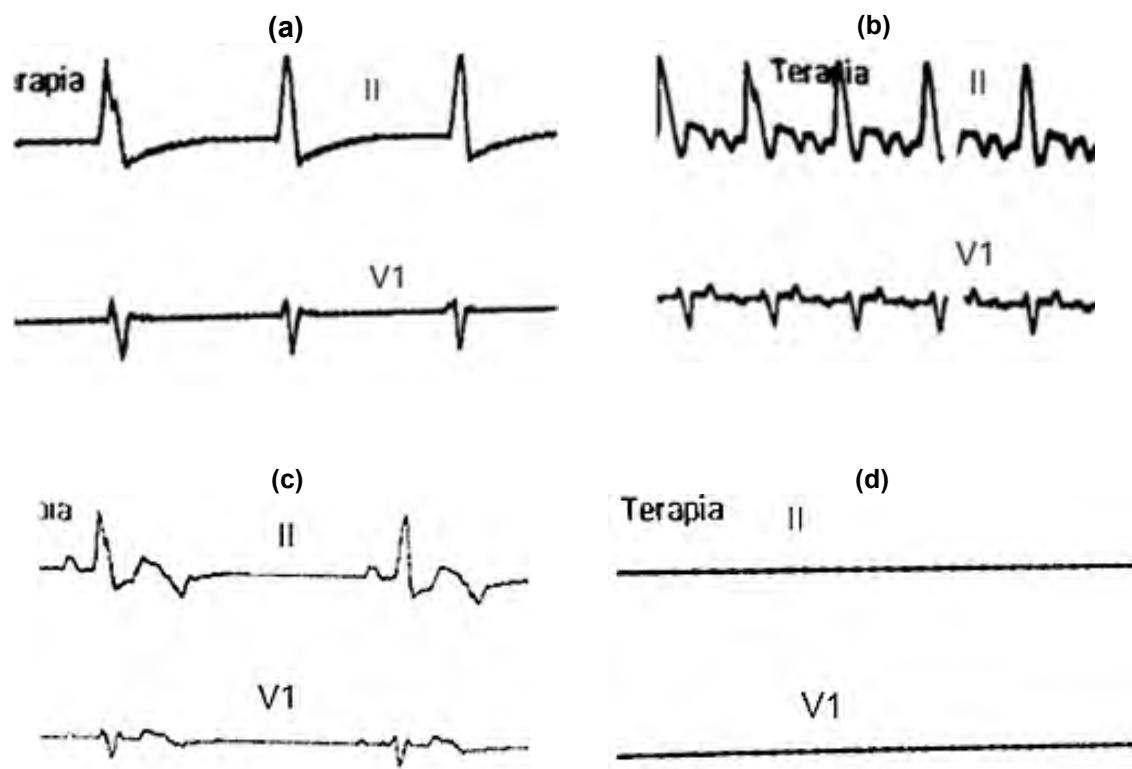


Fig. 39. Señales de anomalías cardíacas.

(a) Fibrilación auricular, (b) Taquicardia, (c) Bradicardia y (d) Asistole.

Luego de observar los resultados generales y principales del simulador de electrocardiografía se muestra el circuito con la implementación final conectado al monitor de signos vitales. En la Fig. 40 se puede observar las dos plaquetas de acondicionamiento de la señal (a), los módulos conversores (b) y el ordenador del sistema (c).

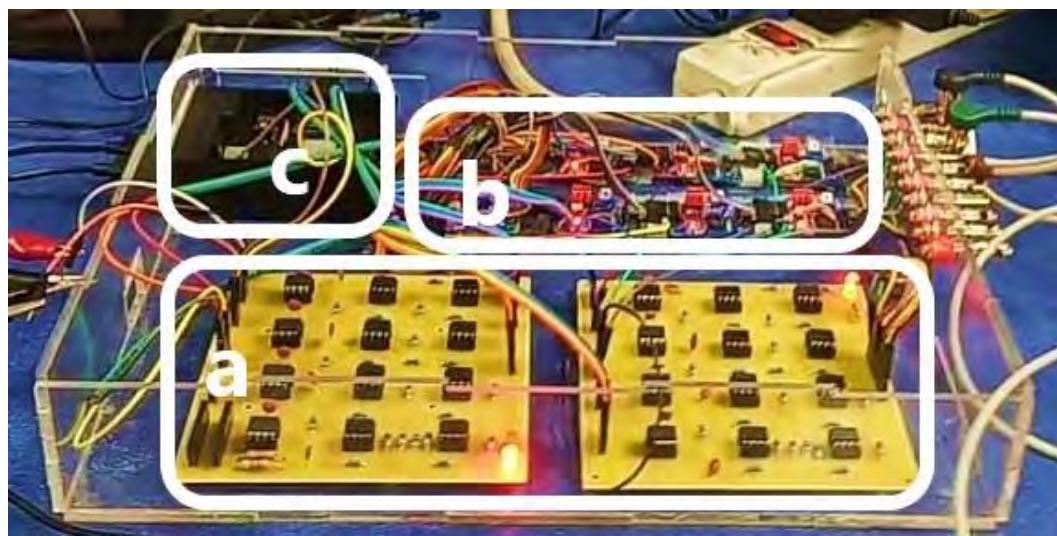


Fig. 40. Simulador de electrocardiografía con propósito académico.

Al tener el resultado final del simulador de electrocardiografía, se procede a realizar el cálculo de los costos totales del proyecto, teniendo en cuenta todos los elementos utilizados en el diseño del dispositivo, en la TABLA VIII se establecen todos los elementos utilizados, así como el número de unidades necesarias de cada elemento, su precio unitario, el precio total del simulador. Obteniendo un costo en los componentes y plaquetas de \$511.000 (US\$161), siendo un precio menor al estimado al inicio del proyecto que era de \$700.000 y un precio total con el diseño de software y hardware de \$2'983.500 (US\$935).

TABLA VIII
Costo total del simulador de electrocardiografía

Costos del simulador de electrocardiografía				
Bloque	Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio
Fuente de alimentación	Adaptadores de corriente alterna (120 Vac / 12 VDC)	10.000	2	\$ 20.000
	Conectores Jack	1.000	2	\$ 2.000
Plaqueta de acondicionamiento	Placa PCB	20.000	2	\$ 40.000
	Amp Op TL082	1.200	16	\$ 19.200
	LF398	4.000	8	\$ 32.000
	Led	100	2	\$ 200
	Capacitor	100	16	\$ 1.600
	Resistencias	100	50	\$ 5.000
	Regleta para jumpers	1000	2	\$ 2.000
Circuito digital	Conectores de banana universal	700	10	\$ 7.000
	Raspberry pi 3 model B+	238.000	1	\$ 238.000
Carcasa	Modulos PCF8591	13.000	8	\$ 104.000
	Acrílico 3mm	35.000	1	\$ 35.000
Cortadora láser		700 /min	15 min	\$ 10.500
Conecciones	Cables y jumpers	100	50	\$ 5.000
Material humano y diseño				
Diseño	Software	400000	1	\$ 400.000
Diseño	Hardware	150000	1	\$ 150.000
Asesorías		912000	1	\$ 912.000
Mano de obra		1000000	1	\$ 1.000.000
Total				\$ 2.983.500

Nota: En la tabla se muestra el presupuesto del simulador de electrocardiografía, teniendo en cuenta costos de componentes, implementación y diseño del dispositivo.

5. VALIDACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SIMULADOR

La validación de funcionamiento del simulador de electrocardiografía, se realizó con la finalidad de realizar una evaluación a cerca de los rangos en los cuales funciona el simulador. También se realizó un análisis metrológico para determinar el valor de incertidumbre asociado a un valor de frecuencia cardiaca simulada.

5.1 ADQUISICIÓN DE DATOS

Los datos fueron recopilados haciendo uso del simulador de electrocardiografía con propósito académico y el monitor de signos vitales BeneHeart a una temperatura entre (22-23) °C y una humedad relativa entre (60 y 70) %. Se realizaron diez tomas de datos, cinco tomas de subida y cinco tomas de bajada, estas fueron ejecutadas intercaladamente, el intervalo de medición fue de diez latidos por minuto y el rango de medición comenzó en 50 y finalizo en 250 latidos por minuto. El resultado del promedio de las diez mediciones se observa en el Anexo B, así mismo, se adiciona la desviación estándar, el promedio del error relativo durante las diez mediciones y el máximo error relativo obtenido. A continuación, en la Fig. 41 se muestra la distribución del error relativo dependiendo de la frecuencia cardiaca simulada.

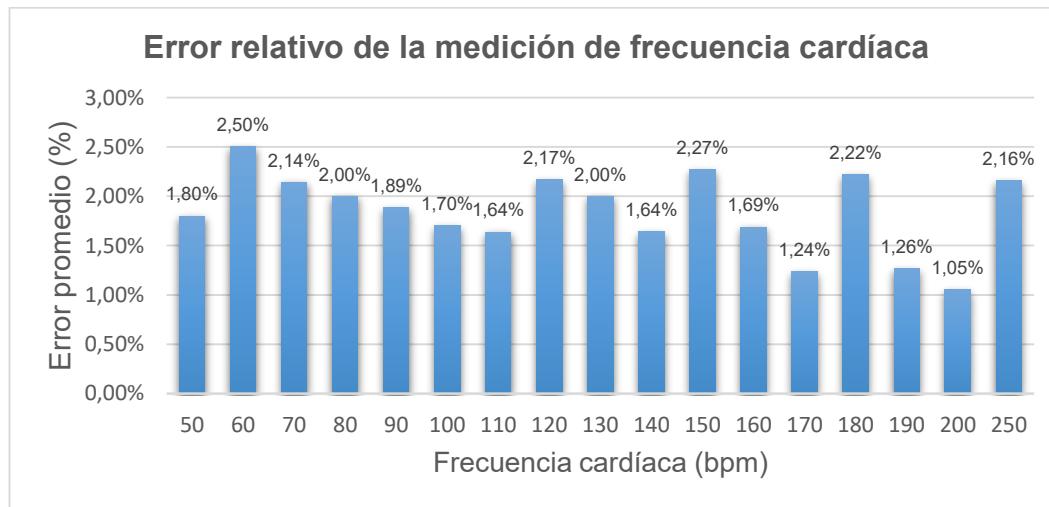


Fig. 41. Error relativo de la frecuencia cardíaca

Al realizar un análisis de los datos obtenidos en la Fig. 42, se puede determinar que, en la mayoría de los datos simulados, el máximo error del simulador de electrocardiografía se encuentra en rango del 1.8 % al 2.6 %. Por otra parte, al analizar los datos individualmente, el máximo error relativo que se obtuvo es de 3.3 % con respecto al valor esperado.

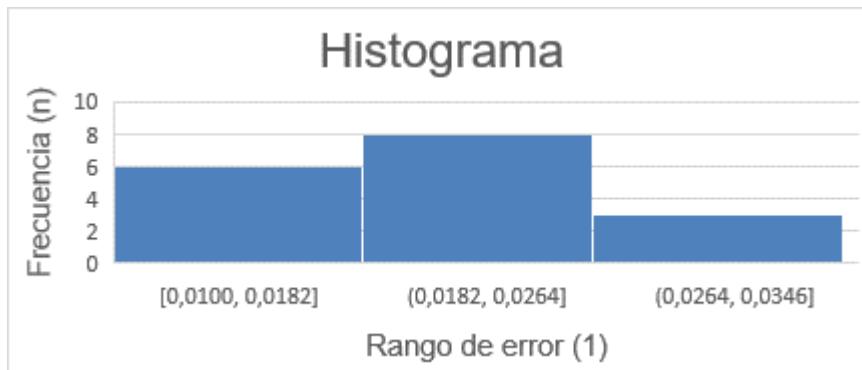


Fig. 42 Histograma del error relativo.

5.2 EVALUACIÓN DE LOS DATOS

Al realizar la validación metrológica del simulador, se tuvo en cuenta los datos anteriormente analizados. Adicionalmente, se planteó que la distribución de los datos es de tipo t-student. También que el factor de cobertura (K) es del 95 %, con la finalidad de relacionar el promedio de los datos medidos con la incertidumbre expandida de la medición (TABLA IX y Fig. 43). Además, es necesario tener en cuenta que la resolución del monitor de signos vitales es de un latido por minuto y su clase de exactitud es de 1 latido por minuto hasta 100 latidos y si aumenta el valor de frecuencia cardiaca su clase de exactitud es equivalente al 1 % del valor de frecuencia medido. También se debe conocer que la resolución del simulador es equivalente a 1 latido por minuto, teniendo así las variables metrológicas con el fin de calcular la incertidumbre de la medición.

TABLA IX
Datos de simulación con incertidumbre calculada

Estimulo prueba (bpm)	Valor medido (bpm)		
50	49	±	1
60	59	±	1
70	69	±	1
80	78	±	1
90	88	±	1
100	98	±	1
110	108	±	1

Tabla IX. (Continuación)

Estimulo prueba (bpm)	Valor medido (bpm)		
120	117	±	2
130	127	±	2
140	138	±	2
150	147	±	2
160	157	±	2
170	168	±	2
180	176	±	2
190	188	±	2
200	198	±	2
250	245	±	3

Nota: muestra los datos de frecuencia cardiaca simulados y el valor medido para cada caso con su respectiva incertidumbre.

5.2.1 Descripción matemática y gráfica de los datos.

Con los datos otorgados por la Tabla VIII, se puede establecer que bajo una temperatura entre 22 y 23 °C y una humedad relativa entre 60 y 70 % los datos de frecuencia cardiaca simulada pueden ser descritos por la siguiente función a trozos:

$$F.C \text{ (bpm)} = \begin{cases} x \pm 1 & \text{sí } x \leq 110 \\ x \pm 2 & \text{sí } 200 \geq x > 110 \\ x \pm 3 & \text{sí } 250 \geq x > 200 \end{cases}$$

Al graficar la anterior función a trozos, se obtiene una gráfica que indica que, a mayor número de latidos por minutos simulados, mayor va a ser la incertidumbre de medición. Este factor es explicado por dos variables fundamentales en el proceso de medición, el primero el simulador de electrocardiografía y el segundo la exactitud de medición del monitor, ya que según el manual del fabricante a mayor cantidad de latidos por minutos su error aumenta en 1 % con respecto a la lectura realizada.

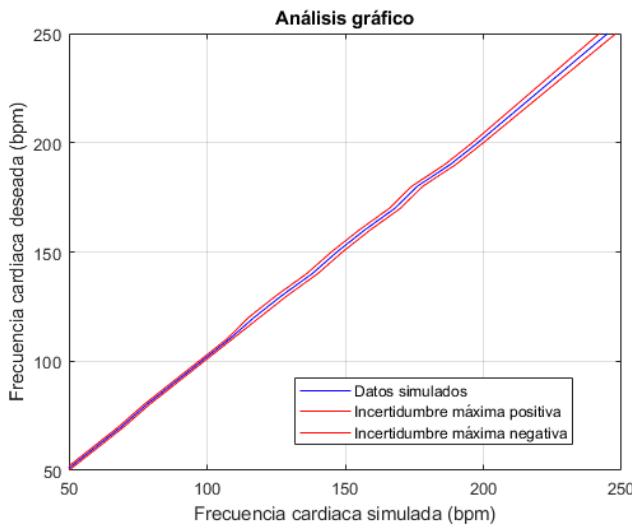


Fig. 43. Gráfica del valor de medición y sus incertidumbres asociadas.

5.3 DATOS DEL SIMULADOR COMERCIAL

El manual de usuario del simulador comercial, presenta como principal característica que los datos de frecuencia cardiaca simulados presentan una incertidumbre asociada de $\pm 1\%$ del valor simulado. Pero al simular el mismo rango de valores de frecuencia cardiaca teniendo como base el procedimiento anterior, se obtuvieron los resultados del Anexo B. Allí se puede observar que el simulador comercial no posee error en la frecuencia cardiaca entre los datos simulados y obtenidos por el monitor y al sensar siempre el mismo valor de frecuencia cardiaca correspondiente los datos de desviación estándar de los datos tomados son equivalentes a cero.

En comparación con el simulador con propósito académico, presenta una menor variabilidad en los datos que se requieren simular. Pero su principal desventaja recae en la cantidad limitada de funciones para el aprendizaje desde el punto de vista ingenieril. Adicionalmente, el paso a paso (resolución) de la frecuencia cardiaca, se encuentra restringido por los valores programados a diferencia del simulador académico que abarca valores discretos enteros en el siguiente rango (45 bpm - 250 bpm).

6. DESARROLLO DE GUÍAS DE USO Y PRÁCTICA DE LABORATORIO

Para el desarrollo de la guía de usuario y la práctica de laboratorio que involucra el uso del simulador de electrocardiografía. Se tuvieron en cuenta los conceptos e información recopilados mediante las encuestas a los docentes en el área de bioinstrumentación, ya que ellos detectan desde su experiencia como profesor, los puntos y temas que generan dificultad en los estudiantes. Para esto, es necesario destacar dentro de la práctica de laboratorio los datos recopilados por la Fig. 10 y la Fig. 13, ya que en estas se expresan los temas específicos que se deben reforzar, en los cuales el simulador brindaría el apoyo académico y las características técnicas y académicas que debe brindar el dispositivo. De esta manera, se realizó la elaboración de la guía de usuario del dispositivo y la práctica de laboratorio, en las cuales se realiza una explicación corta y concisa a cerca del procedimiento de conexión del simulador y los aspectos relevantes del mismo. Posteriormente, se realizaron una serie de talleres con estudiantes de diversos cursos y semestres para tener un criterio estadístico que permita evaluar y validar el funcionamiento del mismo por parte de los usuarios.

6.1 GUÍA DE USUARIO

Para realizar una introducción y orientación a los estudiantes con respecto a la interacción y uso del simulador de electrocardiografía, se realizó una guía de usuario que brinda una explicación paso a paso sobre las conexiones y diferentes funciones y variables del simulador. Esta guía de usuario cuenta con las siguientes secciones:

- Elementos del simulador.
- Conexión del simulador.
- Ejecución de la aplicación e interacción con el software.
- Introducción a la interfaz del Simulador de Electrocardiografía.

La primera sección de la guía de usuario contiene una breve explicación de cada uno de los elementos que conforman el simulador de electrocardiografía. La segunda sección, describe de manera secuencial el proceso que debe realizar el usuario para la conexión del dispositivo. En la tercera sección, se enseña al usuario a ejecutar la aplicación desde la Raspberry Pi, como cerrar la aplicación y apagar el microcontrolador. Y en la sección final, se realiza una descripción de los elementos de la interfaz, lo que representa cada una de las variables de entrada y las opciones

de visualización y simulación disponibles que ofrece el dispositivo. (Para ver en detalle el contenido de la guía de usuario revisar el Anexo C).

6.2 PRÁCTICA DE LABORATORIO

La práctica de laboratorio brinda un enfoque más educativo al estudiante, en este caso se deja de lado la parte técnica, para realizar un abordaje más conceptual a cerca de las señales de electrocardiografía, su forma de simulación y las diferentes funciones del simulador.

La práctica de laboratorio inicia con una introducción a cerca del funcionamiento del sistema cardiovascular, la electrocardiografía, la simulación de señales y las series de Fourier. Posteriormente se encuentra establecida la parte práctica de laboratorio la cual tiene los siguientes puntos (todo el detalle del contenido de la práctica de laboratorio puede verse en el Anexo D):

- Simulación de diferentes frecuencias cardíacas, comparar los valores del monitor con los valores simulados y realizar una relación entre estos.
- Adición de ruidos a la señal de electrocardiografía y variaciones en el espectro de Fourier.
- Simulación, descripción de anomalías y relación entre estas y el espectro de Fourier.
- Simulación y variación del número de armónicos de la señal, la relación del número de armónicos de la señal con la similitud entre la señal simulada y la real y el cambio en el espectro de Fourier.

7. PRUEBAS CON USUARIOS

Luego de realizar la práctica de laboratorio y las guías de usuario se hizo la convocatoria a un taller de simulación de señales electrocardiográficas, donde se les brindaba a los estudiantes unos conceptos generales a cerca del dispositivo, el método de simulación de las señales y para finalizar, se llevó a cabo la práctica de laboratorio previamente descrita. Posteriormente, cada uno de los estudiantes contesto una serie de preguntas acerca del funcionamiento del simulador. Con el fin de evaluar la influencia educativa que este tuvo, la receptividad académica y calificar algunas características, de acuerdo al criterio de los usuarios finales del simulador.

Al realizar los talleres de simulación de señales fisiológicas con estudiantes de ingeniería biomédica se lograron encuestar un total de 51 personas ($N=51$). La mayoría de estudiantes que participaron en la actividad eran de primero, quinto y noveno semestre. Observando que a los alumnos de mayor semestre se les facilitaba de mayor manera la comprensión conceptual y práctica de los temas abordados. Así mismo, a medida que se iba profundizando en el tema los estudiantes de primeros semestres se iban contextualizando, logrando un entendimiento del tema adecuado para los conceptos que han adquirido en el recorrido de la carrera.

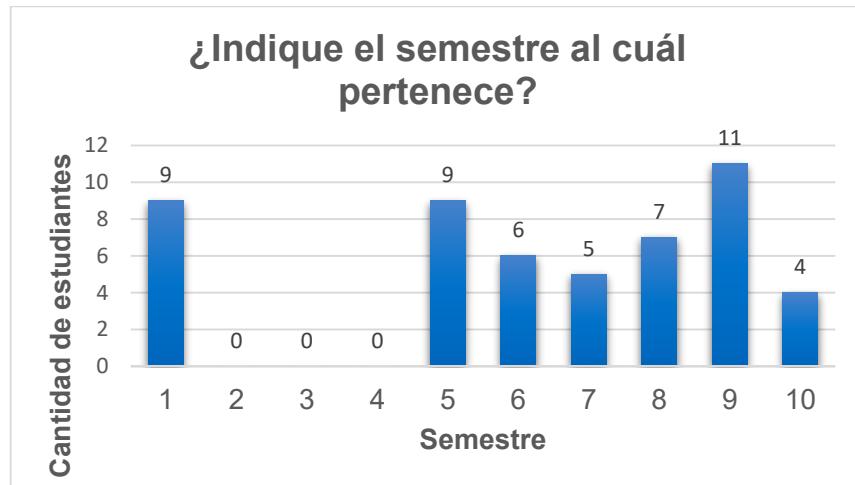


Fig. 44. Diagrama de barras sobre el semestre de los estudiantes encuestados.

La primera pregunta del taller (Fig. 45), fue una evaluación de 1 a 5 acerca de las características del simulador. En la cual, los estudiantes habían recibido los conceptos necesarios para evaluar objetivamente dichas características, midiendo la confiabilidad de acuerdo a la comparación entre los valores simulados y los datos otorgados por el monitor de signos vitales, la facilidad de uso gracias a su propia

experiencia al manipular el simulador, la calidad con el cumplimiento de las funciones para las cuales fue construido, la seguridad con la evaluación del riesgo en la interacción entre el estudiante y el simulador, la estética fue calificada a criterio visual de cada uno de los estudiantes, la modularidad en la diferenciación e identificación de los bloques funcionales que componen el dispositivo y la eficiencia como la capacidad del simulador para cumplir el objetivo para el cual fue diseñado.

En la mayoría de los casos en la primera pregunta la calificación obtenida fue excelente (5) y la segunda respuesta más recurrente fue muy bueno (4). Por otra parte, la estética del dispositivo fue la única característica que obtuvo una calificación aceptable (3) y fue la que tuvo una mayor distribución de los datos, siendo éste una de las características en las que se debería mejorar el dispositivo en próximas fases de diseño.

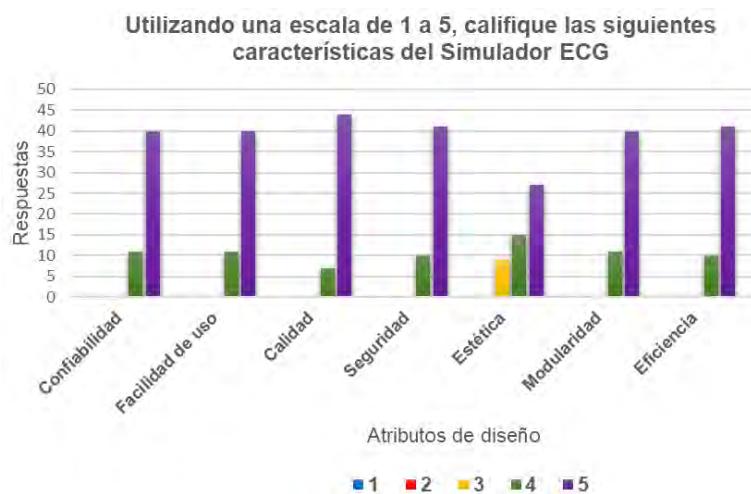


Fig. 45. Calificación de las características del simulador de electrocardiografía.

Desde el punto de vista educativo (Fig. 46), el simulador obtuvo una buena receptividad por parte de los estudiantes. Donde la función que más les pareció de utilidad fue el muestreo del espectro de Fourier de la señal, ya que les permitía realizar una identificación de las frecuencias predominantes de la señal de interés. Adicionalmente, la generación de arritmias contextualizó a los estudiantes acerca de las patologías que sufre el SCV, sus formas de onda, los patrones característicos que varían y cómo se ve reflejado esto en el monitor

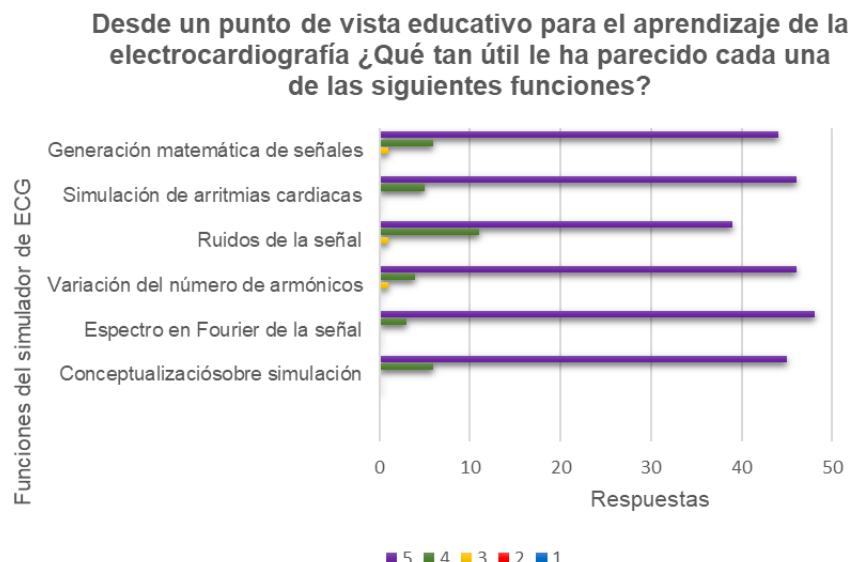


Fig. 46. Utilidad de las funciones a nivel académico del simulador de electrocardiografía.

Con respecto a la facilidad de manejo en comparación con los simuladores comerciales (Fig. 47), la mayoría de estudiantes establecieron que tiene mayor facilidad, ya que la interfaz gráfica era clara en su uso y establecieron que cualquier persona puede familiarizarse con ésta de una manera rápida y sencilla.

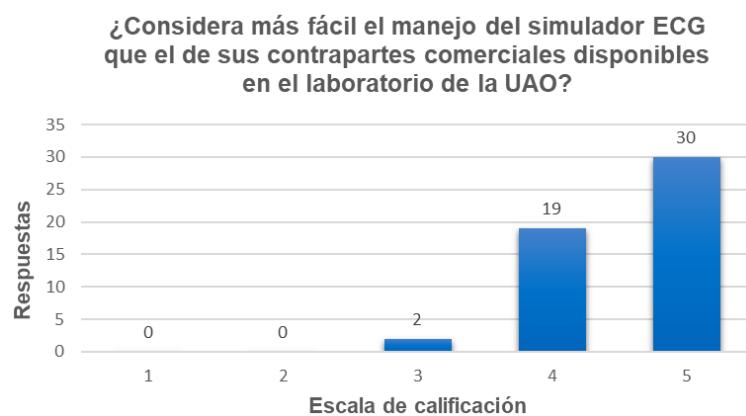


Fig. 47. Calificación de la facilidad de uso del simulador de ECG en comparación a los simuladores comerciales.

La cuarta pregunta era abierta, en la cual los estudiantes debían establecer las ventajas o desventajas del dispositivo. En la TABLA X se contemplan las principales

características planteadas por los usuarios. En este caso, las desventajas expresadas por los estudiantes serán tenidas en cuenta para próximas fases de mejoramiento del proyecto.

TABLA X
Ventajas y desventajas del simulador ECG

Ventajas	Desventajas
Espectro Fourier de la señal simulada	El diseño parece inseguro.
Facilidad de uso del simulador en la configuración de sus valores.	Diseño poco estético y sobredimensionado.
Observar diferentes anomalías que afectan el corazón.	
Simulador más didáctico y amigable con el usuario.	
Manipulación de los armónicos	
Dispositivo económico.	
Interfaz interactiva y de fácil uso.	

Nota: en la tabla se establecen las diferentes ventajas y desventajas presentadas por los estudiantes durante las encuestas realizadas en las prácticas de laboratorio.

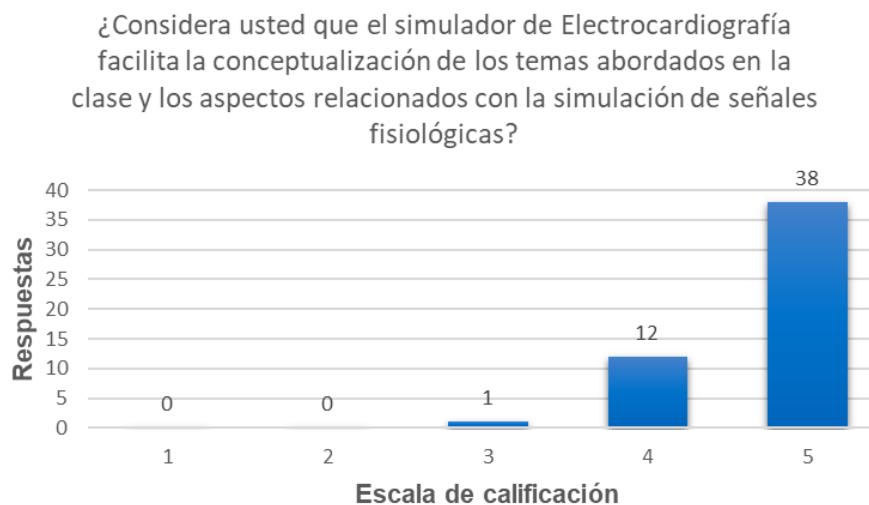


Fig. 48. Calificación de la facilidad en la conceptualización de los temas.

Para finalizar la encuesta, cada uno de los ingenieros biomédicos en formación debía plantear una conclusión acerca del proyecto, en la TABLA XI se encuentran las conclusiones más relevantes a nivel técnico y educativo del simulador de electrocardiografía.

TABLA XI
Conclusiones destacadas de los estudiantes

CONCLUSIONES	
Posee características que permiten que sea usado como una herramienta educativa.	Fines académicos no hay críticas. Felicidades demuestra mucho conocimiento.
Sirve de apoyo práctico para la teoría.	Es una herramienta de gran ayuda para estudiantes de ingeniería biomédica.
Es un proyecto muy completo en el cual integra conocimiento en materias como señales, fisiología y bioinstrumentación que en conjunto va a permitir el análisis de tratamiento de señales biomédicas	Es un recurso muy práctico para reunir y aplicar los conocimientos vistos desde diferentes materias como una aplicación biomédica.

Nota: en la tabla se establece las conclusiones más relevantes sobre el simulador de electrocardiografía, expuestas por los estudiantes.

8. CONCLUSIONES

El simulador de electrocardiografía fue realizado bajo la metodología de Ulrich, siguiendo paso a paso los puntos metodológicos, encontrando la mejor solución al problema planteado, de acuerdo a los conocimientos adquiridos en el pregrado. El sistema implementado fue capaz de realizar la simulación de las doce derivadas cardíacas, anomalías y adición de ruidos, mediante circuitos modulares que permitieron contextualizar con mayor facilidad los componentes de los sistemas de simulación fisiológicas.

El desarrollo de las guías de simulación y la práctica de laboratorio permitieron sacar el máximo provecho académico al dispositivo diseñado, ya que hacen especial énfasis en las especificaciones técnicas y funciones del simulador. Adicionalmente, brindan un punto de vista diferente hacia la generación de señales a los estudiantes y los contextualiza en el modelamiento de las mismas.

Los conceptos abordados durante los talleres de simulación de variables fisiológicas fueron satisfactoriamente adquiridos por los estudiantes. Estos fueron receptivos al aprendizaje por medios prácticos y se contextualizaron con una mayor rapidez al relacionar la teoría con las funciones ofrecidas por el simulador.

El uso de simuladores de electrocardiografía y la representación de señales electrofisiológicas con modelos matemáticos es una herramienta interesante para ingenieros biomédicos y médicos, a los cuales les ayudaría a entender y proponer soluciones de tratamiento para el sistema cardiovascular.

La validación del simulador de electrocardiografía arrojo resultados positivos, donde el máximo error de simulación fue del 3 % de la frecuencia cardíaca (bpm) simulada. A su vez, la incertidumbre máxima durante la simulación es de ± 4 bpm, la cual se obtiene con valores elevados de frecuencia cardíaca. Identificando una relación positiva entre el valor de incertidumbre y el número de latidos por minuto programados.

Los simuladores de variables fisiológicas son una herramienta importante como medio de enseñanza, que al ser manejada y utilizada de la manera adecuada puede facilitar, complementar, sustituir y reforzar ciertos conceptos vistos en clase. Por otra parte, el uso de estos reduce riesgos a los estudiantes y hace más segura la implementación y diseño de circuitos en los cursos afines a la bioinstrumentación.

El simulador de electrocardiografía con propósito académico, ofrece numerosas ventajas para el aprendizaje de los ingenieros biomédicos, haciendo énfasis en la parte electrónica, procesamiento de señales, programación y generación de señales. Adicionalmente, posee un enfoque de código abierto, en el cual, muchas personas se pueden ver beneficiadas tanto de su software como de los planos del hardware. Brindando un apoyo no solo a nivel local en la Universidad, sino a una escala más global, donde una cantidad ilimitada de personas se puedan ver beneficiadas por sus funciones y enfoque ingenieril.

Trabajos posteriores que involucran al simulador recaen en la recolección de pruebas académicas realizadas por los estudiantes donde se evalúe el conocimiento adquirido durante la práctica del uso del simulador. Adicionalmente, se debe realizar pruebas con expertos (docentes) del área de bioinstrumentación

9. RECOMENDACIONES

El simulador de electrocardiografía tuvo un aceptable desempeño tanto a nivel educativo como técnico. Sin embargo, al ser la primera etapa del proyecto se recomiendan cuatro mejoras al sistema tanto en la parte técnica como en la parte estética, dichas recomendaciones son:

- Mejorar el diseño de la caja que contiene al simulador, se debe modelar una caja perfectamente a la medida del circuito electrónico y los módulos e igualmente, organizar tanto de manera vertical y horizontal las plaquetas y demás elementos optimizando el espacio.
- Simular las doce señales electrocardiográficas haciendo uso de una menor cantidad de módulos de conversión, controlando cada proceso de acondicionamiento con un multiplexado y muestreo de las señales, de esa manera, se podría reducir el número de módulos DAC de 8 a 4 o hasta 2 módulos, reduciendo los costos del proyecto y el espacio ocupado del mismo.
- Generar una mayor cantidad de anomalías cardíacas, realizando todo el procedimiento mediante series de Fourier, para continuar con la temática de modelamiento matemático. Ampliando la versatilidad del dispositivo y el número de funciones del mismo.
- Graficar en tiempo real la señal que se está simulando desde la interfaz gráfica. Así el estudiante puede observar la señal esperada en la interfaz y la señal muestreada que sería la señal captada por el electrocardiógrafo o el monitor de signos vitales.

REFERENCIAS

- [1] A. Chan, *Biomedical Device Technology Principles and Design*. Springfield, Illinois: Charles C Thomas. Publisher, LTD., pp. 239-261, 2008.
- [2] D. Mariappan, M. Sankaranarayanan, A. Priyasha Corera, S. Malaichamy y D. Mariappan, "Ocure: open source ECG simulator for academic applications in biomedical signal processing and public health programs". Kharagpur, India, pp. 1-3, 2013.
- [3] Fluke Biomedical, "PS410 Users Manual", USA, 2006.
- [4] E. Güney, Z. Eksi y M. Çakıroğlu, "WebECG: A novel ECG simulator based on MATLAB Web Figure", *Advances in Engineering Software*, pp. 167-174, 2011.
- [5] "Free ECG Simulator! - SkillSTAT", SkillStat, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.skillstat.com/tools/ecg-simulator>.
- [6] C. Castellano, M. Perez de Juan y F. Attie, *Electrocardiografía Clínica*, 2^a ed. Madrid: Elsevier, 2004.
- [7] G. Tortora, B. Derrickson. *Principios de anatomía y fisiología*. 11^a ed, México DF. México. Editorial Médica Panamericana, Cap 6, 2010.
- [8] G. Clifford, F. Azuaje y P. McSharry. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Boston: Artech House, 2006.
- [9] J. Webster. *Medical Instrumentation Application and Design*, 4^a ed. USA: John Wiley and Sons, pp. 147-158, 2010.
- [10] Texas Instruments. *INA128 DATASHEET*, Texas Instruments Incorporated. USA 1995. Consultado 2019
- [11] T. Floyd, R. Navarro Salas, F. Rodríguez Ramírez y A. Vázquez Sánchez. *Dispositivos electrónicos*, 8^a ed. Ciudad de México: Pearson Educación de México, p. 710, 2017.
- [12] R, C y T M Serna Encinas,. "Procesamiento del electrocardiograma para la Detección de Cardiopatías". *Research Gate*. 2014.

- [13] L. Mahler, "ECG and blood pressure signals simulator", US3552036A, 1968. (Patente).
- [14] Stenmeier, J. Comunication Protocols. [ebook] Massachusetts, pp. 26-28, 2017
Disponible en: http://web.mit.edu/6.111/www/f2017/handouts/L13_4.pdf
- [15] E. Stein y R. Shakarchi. *Fourier analysis*, 1^a ed. Princeton: Princeton Univ. Press, 2006.
- [16] C. Caner, M. Engin y E. Engin, "The Programmable ECG Simulator", *Journal of Medical Systems*, vol. 32, no. 4, pp. 355-359, 2008. Disponible en: 10.1007/s10916-008-9140-1
- [17] M. Mueller et al., "Teaching antiarrhythmic therapy and ECG in simulator-based interdisciplinary undergraduate medical education", *British Journal of Anaesthesia*, vol. 95, no. 3, pp. 300-304, 2005. Disponible en: 10.1093/bja/aei174
- [18] Z. Jun-an, "The Design of ECG Signal Generator using PIC24F", *Procedia Engineering*, vol. 24, pp. 523-527, 2011. Disponible en: 10.1016/j.proeng.2011.11.2689
- [19] NXP Semiconductors. *PCF8591 DATASHEET*, NXP B.V. USA 2013.
- [20] Texas Instruments. *LF398 DATASHEET*, Texas Instruments Incorporated. USA 2000.
Consultado 2018
- [21] Texas Instruments. *TL082 DATASHEET*, Texas Instruments Incorporated. USA 1998.
Consultado 2013

ANEXOS

Anexo A. “Árbol de medios y funciones del simulador de electrocardiografía”

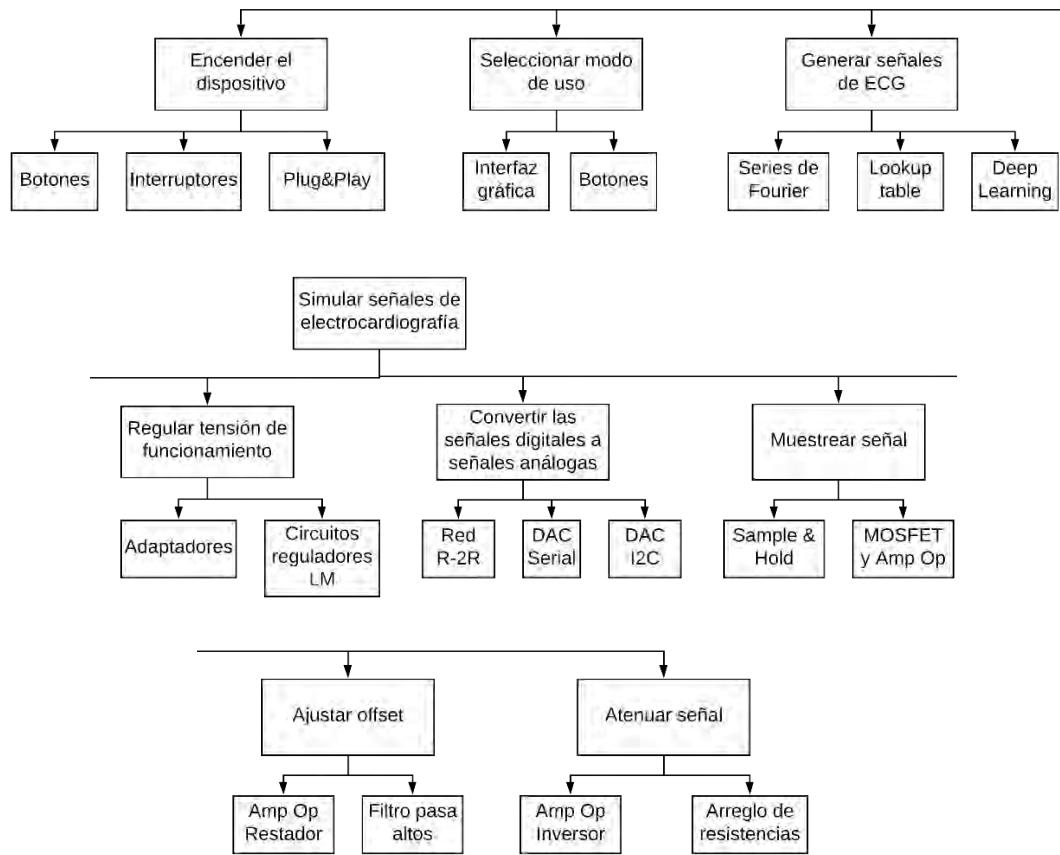


Fig. 1. Árbol de medios y funciones.

Anexo B. “Tablas de cálculos estadísticos”

Tabla I.

Datos estadísticos del simulador ECG con propósito académico.

Estimulo prueba (bpm)	Promedio (bpm)	Desv Std	Error relativo	Error relativo máximo
50	49	0,316	0,0180	0,0200
60	59	0,527	0,0250	0,0333
70	69	0,707	0,0214	0,0285
80	78	0,699	0,0200	0,0250
90	88	0,483	0,0189	0,0222
100	98	0,483	0,0170	0,0200
110	108	0,422	0,0164	0,0181
120	117	0,516	0,0217	0,0250
130	127	0,516	0,0200	0,0230
140	138	0,675	0,0164	0,0214
150	147	0,516	0,0227	0,0266
160	157	0,675	0,0169	0,0250
170	168	0,738	0,0124	0,0176
180	176	0,816	0,0222	0,0277
190	188	0,699	0,0126	0,0157
200	198	0,568	0,0105	0,0150
250	245	0,966	0,0216	0,0240

En el Anexo B, Tabla I, se muestran los datos estadísticos calculados para el simulador de ECG con propósito académico, adicionalmente, se realiza el cálculo de los errores del mismo.

Tabla II.
Datos estadísticos del simulador comercial.

Estimulo prueba (bpm)	Promedio (bpm)	Desv Std	Error relativo	Error relativo máximo
50	50	0	0	0
60	60	0	0	0
70	70	0	0	0
80	80	0	0	0
90	90	0	0	0
100	100	0	0	0
110	110	0	0	0
120	120	0	0	0
130	130	0	0	0
140	140	0	0	0
150	150	0	0	0
160	160	0	0	0
170	170	0	0	0
180	180	0	0	0
190	190	0	0	0
200	200	0	0	0
250	250	0	0	0

En el Anexo B. Tabla II. Se muestra los datos estadísticos del simulador comercial y los resultados hallados de su error relativo y error relativo máximo.

Guía de Usuario: Simulador de Electrocardiografía

Universidad Autónoma de Occidente

Juan Camilo Vergara Gil*

Andrés M. González Vargas

20-05-2019

Version 1.0

Información preliminar

El uso del siguiente dispositivo se encuentra enfocado en el uso educativo, cualquier persona con el interés de manipular el simulador de electrocardiografía, se le recomienda leer la presente guía de uso y tener en cuenta los siguientes conceptos:

1. Elementos del simulador.
2. Conexión del simulador.
3. Ejecución de la aplicación e interacción con el software.
4. Introducción a la interfaz del Simulador de Electrocardiografía.

Contenido

1 Descripción del Simulador y sus partes	2
1.1 Componentes principales	2
1.2 Conectores del Simulador	2
1.3 Dimensiones	2
1.4 Descripción de los componentes principales	3
2 Conexión del Simulador	3
3 Interacción con el Software	4
4 Introducción a la interfaz del Simulador	6

* juan.vergara@uao.edu.co

1 Descripción del Simulador y sus partes

1.1 Componentes principales

1. Tarjeta de acondicionamiento de la señal.
2. Raspberry Pi 3 Modelo B+.
3. Fuente de poder (Adaptador Raspberry Pi).
4. Cable HDMI.
5. Fuente de poder de la tarjeta de acondicionamiento (110 V- 12 V).
6. 8 Conversores PCF8591



Fig 1. Componentes principales del simulador de ECG.

1.2 Conectores del Simulador

6. Puertos USB de la Raspberry Pi para conexión de mouse y teclado.
7. Puerto RJ45 para conexión de red.
8. Conector de alimentación para la tarjeta de acondicionamiento



Fig 2. Parte 1: Conectores del simulador de ECG.

1.3 Dimensiones

- Tarjeta de acondicionamiento – (11.5 x 11.5 x 0.8) cm

- Caja de tarjeta tarjeta de acondicionamiento (30.6 x 24.6 x 5.6) cm.
- Raspberry Pi 3 (9.4 x 6.3 x 3.1 cm).

1.4 Descripción de los componentes principales

Tarjeta de acondicionamiento de la señal : Recibe la señal analógica de los conversores, realiza un muestreo de la señal, filtración del nivel DC y posteriormente, una atenuación de la señal simulada.

Raspberry Pi 3 Modelo B+ : Es un microcontrolador que se encarga de calcular las señales de electrocardiografía de los diez latiguillos. Adicionalmente, controla el muestreo y la conversión de datos digitales, así como la interfaz usuario-computador, mediante la interfaz gráfica.

Módulos conversores PCF8591 : Es un módulo conversor de señales digitales a analógicas, mediante el protocolo de comunicación I2C.

2 Conexión del Simulador

Para realizar la conexión del simulador de electrocardiografía con propósito académico, se debe seguir las siguientes instrucciones:

1. Conectar los pines SDA y SCL de la Raspberry Pi al puerto de conexión I2C de la tarjeta de acondicionamiento de la señal.
2. Conectar los 10 Universal Banana Adapter a los puertos hembra del simulador.

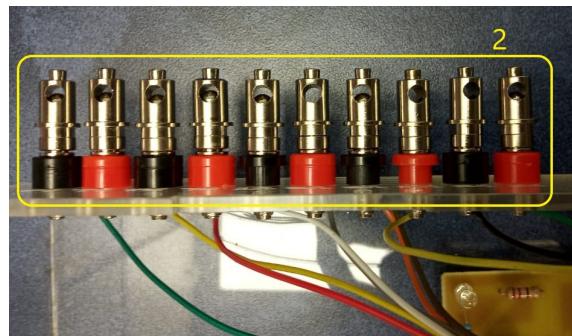


Fig 3. Conexión de los adaptadores de banana universales al simulador.

3. Tomar el cable HDMI y conectarlo al puerto de interfaz multimedia de la Raspberry Pi
4. Enchufar los periféricos de entrada (teclado y mouse), a los puertos USB de la Raspberry Pi.
5. Conectar el cable HDMI a un monitor o pantalla con resolución mínima de 1280*720.
6. Enchufar el adaptador de 110 V/12 V a la red eléctrica.
7. Tome los latiguillos del monitor de signos vitales o del electrocardiógrafo y conéctelos al Universal Banana Adapter

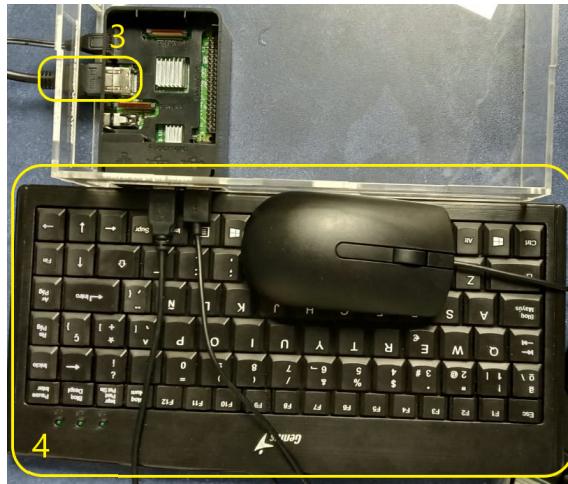


Fig 4. Conexión de los periféricos de entrada y el cable HDMI a la Raspberry Pi.

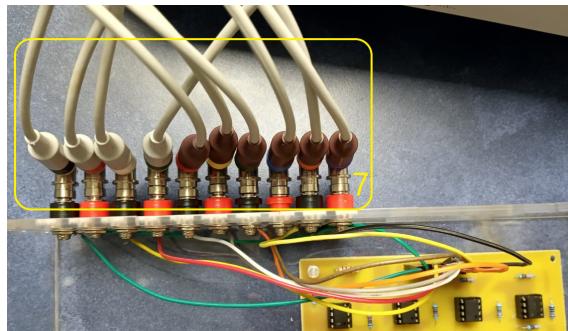


Fig 5. Conexión de los latiguillos del equipo.

3 Interacción con el Software

Para realizar la interacción con el software, encienda la Raspberry Pi y siga los siguientes pasos:

1. Abrir el terminal de comandos o consola, está se encuentra ubicada en la parte superior (predeterminado) del escritorio. Escribir la dirección que aloja el Script : `cd /home/pi/Desktop/ECGFolder`.
2. Luego, ejecute la aplicación del simulador realizando el siguiente comando dentro del terminal: `python3 ECGGuide.py`.
3. Encienda el monitor de signos vitales, el electrocardiógrafo o el equipo de adquisición de bipotenciales correspondiente.
4. Elija el modo de simulación que desea realizar
 - 4.1 Modo básico
Ingrese el valor de la frecuencia cardiaca en latidos por minuto (BPM) y la amplitud del complejo QRS en milivoltios (mV).
 - 4.2 Modo avanzado
Ingrese el valor de la frecuencia cardiaca en latidos por minuto (BPM), la amplitud del complejo QRS en milivoltios (mV) y el número de armónicos que componen la señal.

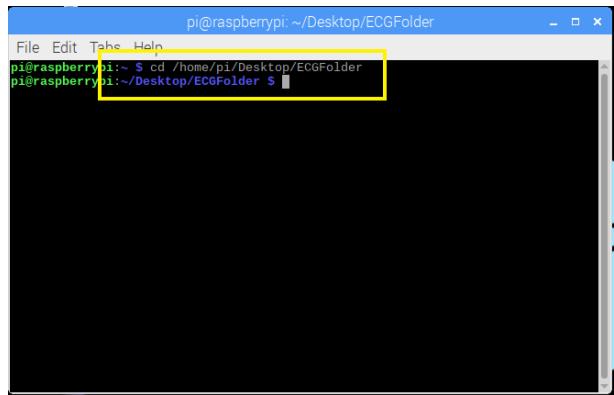


Fig 6. Terminal de comandos (Prompt) Raspberry Pi.

```
pi@raspberrypi:~ $ cd /home/pi/Desktop/ECGFolder
pi@raspberrypi:~/Desktop/ECGFolder $
```

Fig 7. Comando de inicialización de la aplicación.

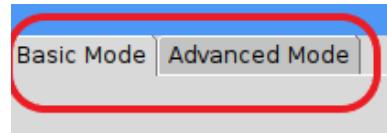


Fig 8. Selección de modos de simulación.

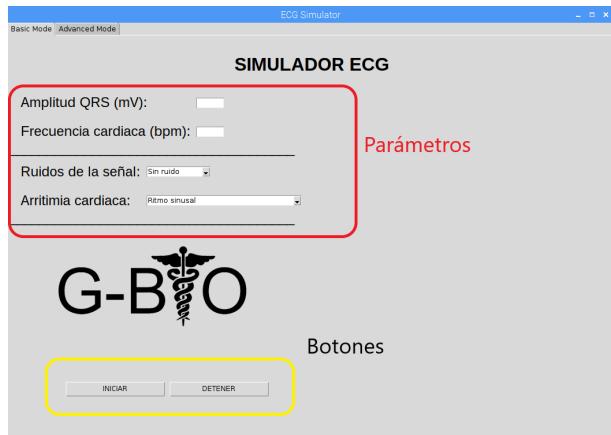


Fig 9. Visualización del modo básico de la interfaz gráfica.

5. Si desea realizar otra simulación cambiando alguno de los parámetros, detenga la simulación presionando el botón **Detener**, ingrese los nuevos valores y presione nuevamente **Iniciar**.
6. Para detener por completo la simulación, presione el botón **Detener** y cierre la interfaz gráfica, presionando el ícono **x**, en la parte superior derecha de la interfaz. Cierre el terminal de comandos. Presione el menú de inicio y dé click en la opción **Shutdown**.

Por último, desconecte los periféricos de la Raspberry Pi y la fuente de alimentación de la tarjeta de acondicionamiento

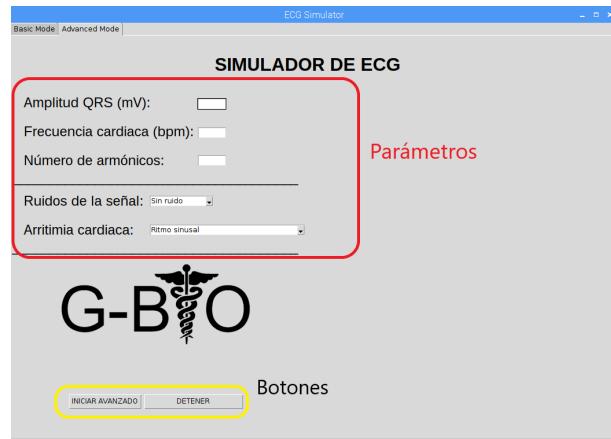


Fig 10. Visualización del modo avanzado de la interfaz gráfica.

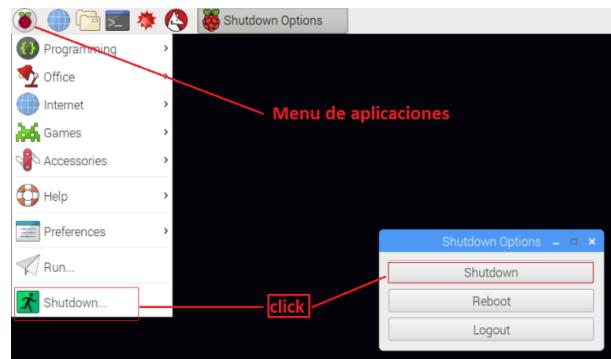


Fig 11. Apagado de la Raspberry Pi.

4 Introducción a la interfaz del Simulador

El simulador de electrocardiografía posee dos modos de funcionamiento, el primero es el modo básico y es el modo de inicialización del simulador, el segundo es el modo avanzado que brinda una mayor cantidad de opciones.

1. Modo básico : En el modo básico de simulación, se deben ingresar los valores de frecuencia cardiaca en latidos por minuto y el valor de la amplitud del complejo QRS. También, se pueden seleccionar múltiples anomalías cardíacas y/o ruidos de múltiples frecuencias sumados a la señal original.

Las señales mostradas luego de iniciar la simulación serán correspondientes a los datos ingresados por el usuario, mostrando la segunda derivada cardíaca y la primera derivada precordial.

2. Modo avanzado : El modo avanzado de simulación, presenta una mayor cantidad de variables de entrada, entre estas se encuentran la frecuencia cardíaca, el valor de la amplitud de la señal de electrocardiografía y el número de armónicos que componen a la señal. Al igual que en el modo básico, se pueden seleccionar arritmias y/o ruidos en la señal original.

A diferencia del modo básico, en el modo avanzado se puede observar el

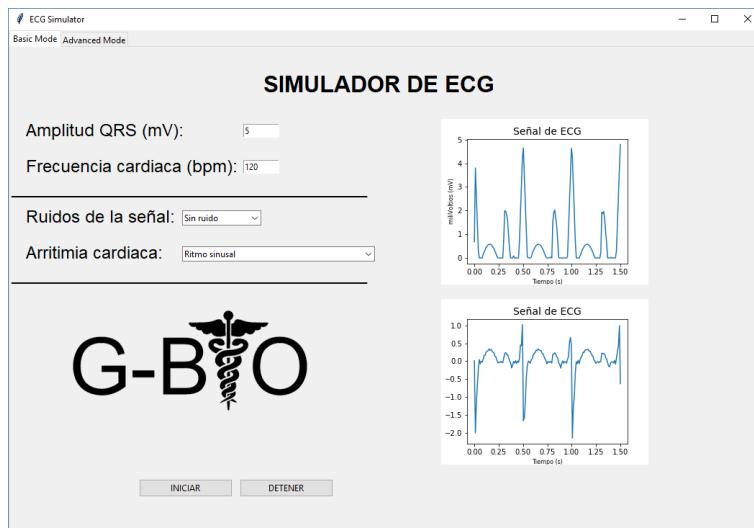


Fig 12. Modo básico de simulación

espectro en Fourier de las señales de ECG, mostrando las componentes frecuenciales predominantes y las frecuencias de los ruidos añadidos a la señal.

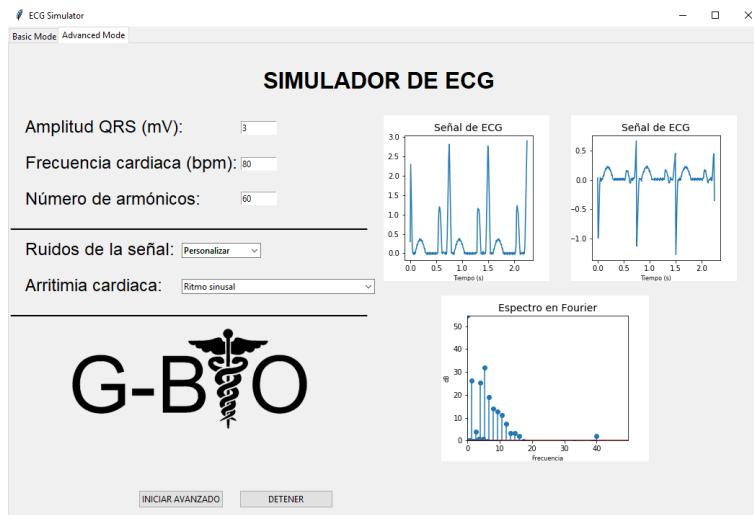


Fig 13. Modo avanzado de simulación.

3. Número de armónicos : Representa la cantidad de señales cosenos y senos (partes pares e impares de una señal), las cuales van a componer la señal que se quiere reconstruir matemáticamente, a mayor cantidad de armónicos, se tendrá una mayor aproximación en la señal.

4. Espectro en Fourier : El espectro de Fourier, enseña de manera gráfica las frecuencias fundamentales que componen la señal de electrocardiografía simulada, también brinda la frecuencia del ruido adicionado y en caso de anomalías el espectro de frecuencias que define a la misma.

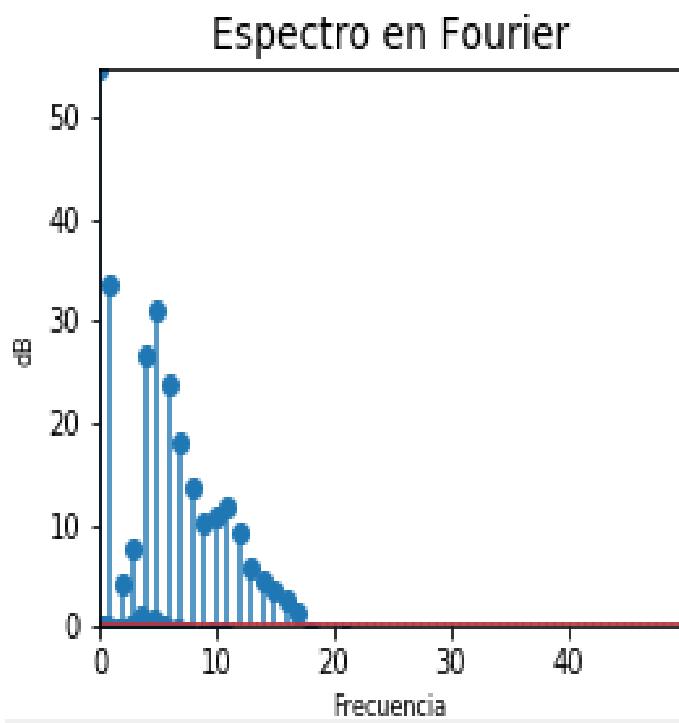


Fig 14. Espectro en Fourier de la señal simulada.



Res. No. 16740, 2017-2021.

Vigilada MinEducación.

Práctica: Simulador de Electrocardiografía con propósito académico

Universidad Autónoma de Occidente

Juan Camilo Vergara Gil*
Andrés M. González Vargas
20-05-2019
Version 1.0

Objetivos

- Familiarizar a los estudiantes de Ingeniería biomédica al uso de simuladores de señales fisiológicas. En el caso particular, el simulador de electrocardiografía. Así mismo, brindarles los conceptos teórico-prácticos para que identifiquen sus principales componentes estructurales y funcionales.
- Facilitar la conceptualización de la electrocardiografía, a partir de la interacción entre el estudiante y el simulador de ECG para entorno académico.
- Evaluar el cumplimiento de los objetivos de diseño del simulador de Electrocardiografía.

Recomendaciones previas a la práctica

- Lectura previa de la guía de usuario: Simulador de Electrocardiografía.
- Conceptos de electrocardiografía vistos en la clase de bioinstrumentación 2.
- Links: <https://imotions.com/blog/what-is-ecg/>
- Artículos en la referencia.

* juan.vergara@uao.edu.co

1 Introducción

El entendimiento del sistema cardiovascular, la electrocardiografía, el biopotencial eléctrico cardiaco y la simulación de las variables electrofisiológicas, requiere de una serie de conocimientos los cuales se repasan en el siguiente documento:

1.1 El sistema circulatorio y la respuesta eléctrica del corazón

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, ya que es el encargado de bombear sangre oxigenada por el cuerpo a través de las arterias. Está constituido por dos ventrículos, dos aurículas, el nodo sinoauricular, las vías auriculares internodales, el nodo auricoventricular, el haz de His y la red de Purkinje [1]. El nodo sinoauricular desempeña una de las funciones más importantes dentro del corazón, la cual es generar impulsos eléctricos espontáneamente. Por tal motivo, también se le denomina el marcapasos cardiaco, ya que establece el ritmo de despolarización de las demás partes del corazón [2].

La respuesta eléctrica del corazón en condiciones normales describe una señal eléctrica con formas de onda definidas, la cual se denomina electrocardiograma. Éste muestra 5 ondas: P, Q, R, S y T. La onda P es la primera onda de un ciclo cardiaco, representa la activación eléctrica de las aurículas y es la deflexión que precede al complejo QRS. El intervalo P-R involucra el espacio entre el inicio de la onda P y el inicio del complejo QRS. Este complejo corresponde a la despolarización ventricular y está conformado por diferentes fases: la primera fase negativa del complejo es la onda Q, la primera forma positiva es la onda R y la negativa que sigue es la onda S. El segmento S-T corresponde al periodo desde el fin del complejo QRS hasta el inicio de la onda T y, debido a que no hay mayor cambio de potencial durante esta fase, el segmento S-T suele ser isoeléctrico en los electrocardiogramas normales. Por último, la onda T corresponde a la repolarización ventricular [1].

1.2 La electrocardiografía

Es un método rápido, sencillo y no invasivo de obtención de los impulsos eléctricos del corazón. Este registro proporciona información sobre el lugar del corazón que desencadena cada latido, las vías nerviosas que conducen los estímulos eléctricos cardíacos y la frecuencia y ritmo del corazón. Este examen médico, se realiza cuando hay sospecha de alguna patología cardíaca. También suele practicarse como parte de una exploración normal del estado de salud.

1.3 Simulación de señales electrofisiológicas

La simulación de la señal electrocardiográfica se realiza mediante circuitos de acondicionamiento de señales y conversores digitales a analógicos. Estos conversores reciben una señal equivalente a la forma de onda del electrocardiograma. En el caso particular, dicha señal fue generada mediante series de Fourier (Ecuación 1). Estas series de Fourier permiten la construcción de una señal periódica de manera matemática en función de múltiples variables. Teniendo como ventaja la personalización de la simulación según el usuario, dentro valores matemáticamente posibles, adicionalmente, permite la adición de múltiples características a la señal original como lo son ruidos y anomalías.

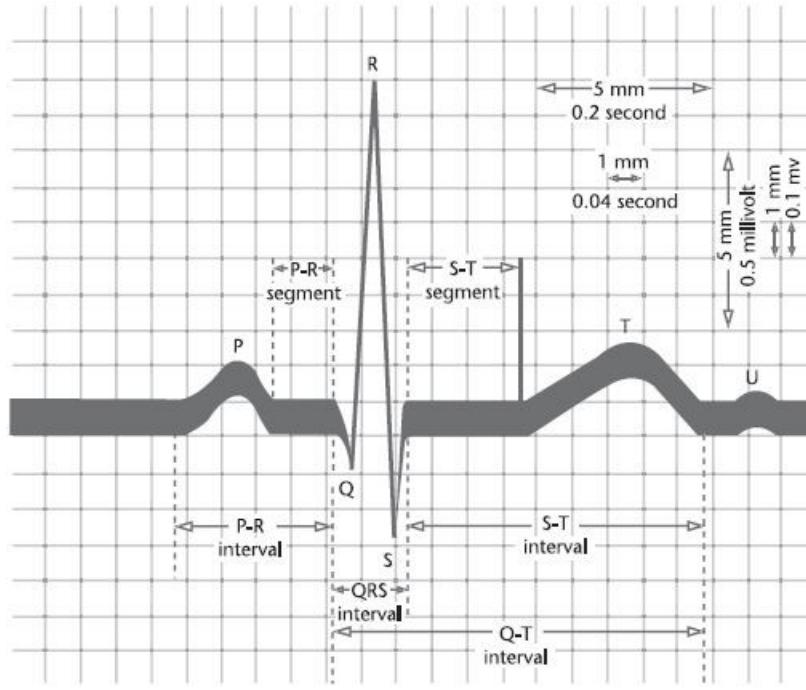


Fig 1. Potencial eléctrico del corazón, donde se indica cada una de las ondas que componen al electrocardiograma.

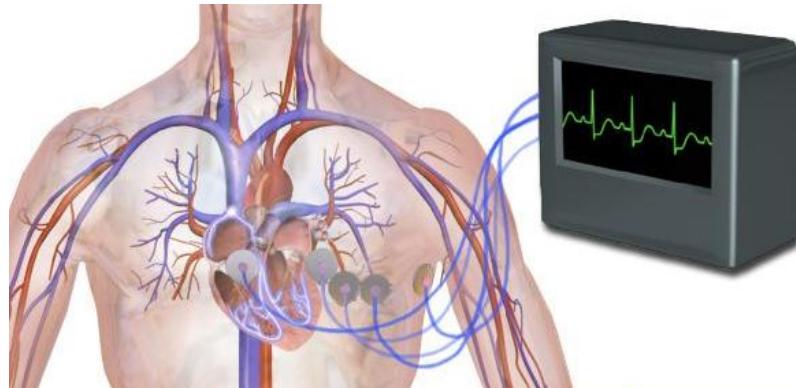


Fig 2. Representación gráfica de la electrocardiografía

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{N=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{2\pi N x}{T}\right) + \sum_{N=1}^{\infty} b_n \sin\left(\frac{2\pi N x}{T}\right) \quad (1)$$

ADVERTENCIA: Previo a continuar con esta sección, deberá leer la Guía de Usuario: Simulador de Electrocardiografía.

2 Materiales para la práctica

- Monitor signos vitales Beneheart D6 o electrocardiógrafo.
- Simulador de electrocardiografía con propósito académico.

3 Procedimiento

3.1 Ejercicio 1: Variación de la frecuencia cardiaca y el número de armónicos de la señal

1. Conecte el monitor de signos vitales Beneheart D6 o el electrocardiografo a la red eléctrica. Luego, conecte cada uno de los latiguillos del cable paciente al adaptador de banana universal del simulador. Conecte el Simulador de electrocardiografía con propósito académico siguiendo las instrucciones de la guía de uso, realice la simulación de las señales electrocardiográficas y deposite los datos en la Tabla 1.

Table 1. Registro de valores de frecuencia cardiaca medida

Frecuencia cardiaca simulada (bpm)	Frecuencia cardiaca del monitor (bpm)
60	
90	
120	
200	
250	

De acuerdo a los datos obtenidos en la Tabla 1, conteste las siguientes preguntas:

- ¿Coinciden los valores simulados de frecuencia cardiaca con los valores medidos por el monitor?
- ¿Existe alguna relación entre la frecuencia cardiaca y el error entre el valor simulado y el valor medido? Explique su respuesta.
- ¿Qué diferencias encuentra en las ondas cardíacas a medida que la frecuencia cardiaca alcanza un valor elevado?
- ¿Qué sucede con la onda P y T a una frecuencia de 250 latidos por minuto?

3.2 Ejercicio 2: Ruido de la señal de electrocardiografía

1. Añada ruidos a la señal desde el modo de simulación avanzada, ingrese una frecuencia cardiaca de 60 bpm, una amplitud de 3mV para el complejo QRS y seleccione 30 armónicos como frecuencia fundamental de la señal (N). Posteriormente, realice la simulación de al menos 5 señales con ruido personalizado (Desde 2 Hz hasta 100 Hz) y conteste las siguientes preguntas:

- En las simulaciones realizadas con la adición de ruidos. ¿Hubo algún cambio en la señal mostrada en la interfaz gráfica y en la señal medida por el monitor de signos vitales? ¿Cuáles?

- ¿Qué variaciones sugieren dependiendo del ruido generado en el espectro de Fourier de la señal?
- ¿Por qué algunos ruidos no pueden ser atenuados por el monitor de signos vitales?

3.3 Ejercicio 3: Exploración de anomalías

1. Realice la simulación de arritmias cardíacas desde el modo de simulación avanzado, ingrese los valores de amplitud de la señal, frecuencia cardíaca y el número de armónicos. Adicionalmente, seleccione las siguientes arritmias: Asistole, fibrilación auricular, taquicardia extrema y bradicardia extrema. Conteste la siguientes preguntas:

- Describa brevemente las características generales de cada una de las arritmias generadas
- ¿Por qué en la fibrilación auricular no se presenta la onda P ni la onda T?
- Con base en sus conocimientos como ingeniero biomédico en formación. ¿Qué función continua describe la asistole?

3.4 Ejercicio 4: Variación del número de armónicos (N)

1. Realice la simulación del ritmo sinusal normal desde el modo de simulación avanzado, ingrese como valor de amplitud de la señal 3 mV y 80 latidos por minuto. La variación del número de armónicos (N) se realizará de acuerdo a la Tabla 2.

Table 2. Número de armónicos para la simulación

Número de armónicos (N)
2
5
10
15
20
30
60

- Describa analíticamente la relación entre la calidad de la señal y el número de armónicos que la componen.
- ¿Tiene alguna influencia el número de armónicos en el espectro de Fourier? ¿Cuál?
- ¿Desde qué número de armónicos simulado, considera usted que no hay un cambio en la señal generada?

4 Conclusiones

Realice una conclusión sobre el simulador de electrocardiografía, sus diferentes funciones y la manera en la cual se generan las señales.

5 Referencias

- [1] C. Castellano, M. Perez de Juan and F. Attie, Electrocardiografía Clínica, 2nd ed. Madrid: ELSEVIER, 2004. de pulso. EDUCACION MEDICA CONTINUA. Rev Soc Bol Ped 2012; 51 (2).
- [2] G. Tortora. B. Derrickson. (2006). Principios de anatomía y fisiología. 11° Edición. Editorial Médica Panamericana. México DF. México. Cap 6.