



**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA CON MENCIÓN EN
TELECOMUNICACIONES**

TESIS

**Para optar el título profesional de Ingeniero Electrónico con
Mención en Telecomunicaciones**

Implementación de un simulador de señales eléctricas del
corazón para la evaluación funcional de los desfibriladores
externos automáticos

PRESENTADO POR
Espinoza Morales, Santos Jonatan

ASESOR
Vilchez Sandoval, Jesus

Los Olivos, 2021

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mi esposa e hijas, las cuales siempre estuvieron a mi lado brindándome su apoyo y confianza, con el propósito de verme culminar mi carrera profesional.

RESUMEN

El presente proyecto de investigación tiene como finalidad el diseño e implementación de un simulador de señales eléctricas del corazón para la evaluación funcional de los desfibriladores externos automáticos (DEA), el cual tiene como objetivo principal verificar el correcto funcionamiento del equipo electrónico. Para esto el simulador de señales eléctricas del corazón, generará ritmos cardíacos irregulares capaces de activar una descarga eléctrica en el desfibrilador que a su vez indicará si la descarga eléctrica fue realizada. Para el desarrollo del proyecto de tesis nos concentraremos en la generación de dos arritmias cardíacas potencialmente mortales: fibrilación ventricular y taquicardia ventricular, los cuales son medidos y analizados por cualquier tipo de desfibrilador externo automático para su tratamiento inmediato mediante la descarga eléctrica. A su vez el simulador de señales eléctricas del corazón mostrará mediante un indicador si el suministro de corriente eléctrica fue generado por el desfibrilador, el cual será mostrado en pantalla para verificar el estado funcional del equipo. Se cree importante el desarrollo e implementación del analizador de energía eléctrica, ya que permitirá verificar el correcto funcionamiento de un equipo de suma importancia para la vida humana.

Palabras Claves: Desfibrilador, fibrilación ventricular, taquicardia ventricular.

ABSTRACT

The purpose of this research project is the design and implementation of an electrical energy analyzer for the functional evaluation of automatic external defibrillators (AEDs), whose main objective is to verify the correct functioning of the defibrillator. For this the electric power analyzer will generate irregular heart rhythms capable of activating an electric shock in the defibrillator, which will be measured by the analyzer. For the development of the thesis project we will focus on the generation of two potentially deadly cardiac arrhythmias: ventricular fibrillation and ventricular tachycardia, which are measured and analyzed by any type of automatic external defibrillator for immediate treatment by electrical discharge. In turn, the electric power analyzer will measure the electrical current supply generated by the defibrillator, which will be displayed on the screen to verify the functional status of the equipment. The development and implementation of the electric power analyzer is considered important, since it will allow to verify the correct functioning of a team of utmost importance for human life.

Key words: Defibrillator, ventricular fibrillation, ventricular tachycardia.

ÍNDICE GENERAL

Dedicatoria.....	ii
Resumen	iii
Abstract.....	iv
Introducción.....	1
CAPÍTULO I:	2
1. ASPECTOS GENERALES	2
1.1 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	2
1.1.1 Planteamiento y descripción del problema.....	2
1.1.2 Formulación del problema general.....	3
1.1.3 Formulación de los problemas específicos	3
1.2. DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	4
1.2.1 Objetivo general	4
1.2.2 Objetivos específicos	4
1.3. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	5
1.3.1 Justificación técnica	5
1.3.2 Justificación económica	5
1.4. ALCANCES Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN	6
1.4.1 Alcances.....	6
1.4.2 Limitaciones	6

CAPÍTULO II	7
2. FUNDAMENTO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES	7
2.1.1 Internacionales	7
2.1.2 Nacionales	8
2.2 MARCO TEÓRICO	10
2.2.1 El corazón	10
2.2.2 Sistema de conducción del corazón	11
2.2.3 Actividad eléctrica del corazón	12
2.2.4 Señal de ECG normal.....	13
2.2.5 Arritmias	14
2.2.5.1 Fibrilación ventricular.....	14
2.2.5.2 Taquicardia ventricular	15
2.2.6 Impedancia Transtorácica	16
2.2.7 Desfibrilación	16
2.2.8 Desfibrilador	17
2.2.9 Tipos de desfibrilación.....	17
2.2.9.1 Desfibriladores externos.....	17
2.2.9.2 Desfibrilador internos.....	19
2.2.10 Tipos de ondas de desfibrilación	20
2.3 MARCO METODOLÓGICO	23
2.3.1 Arquitectura del sistema	24
2.3.2 Configuración de simulación DEA.....	24
2.4 MARCO LEGAL	25
2.5 APORTES DE LA TESIS	25

CAPÍTULO III	26
3. DESARROLLO DE LA APLICACIÓN	25
3.1 Desarrollo del objetivo 1	26
3.1.1 Ubicación y rotulado	27
3.1.2 Plano.....	28
3.1.3 Plan de capacitación.....	28
3.1.4 Plan de mantenimiento	31
3.2 Desarrollo del objetivo 2	34
3.2.1 Sistema de conducción cardíaco	34
3.2.2 Representación de los pulsos eléctricos normales	36
3.2.3 Arritmias.....	38
3.2.31 Arritmias desfibrilables	38
3.3 Desarrollo del objetivo 3	40
3.3.1 Fuente simétrica para la alimentación del voltaje	44
3.3.2 Etapa de control.....	45
3.3.3 Divisor de voltaje.....	47
3.3.4 Modelamiento de la señal eléctrica del corazón	49
a) Modelamiento de la línea isoeletrica.....	49
b) Modelamiento onda P.....	50
c) Modelamiento segmento PR.....	53
d) Modelamiento Onda Q.....	54
e) Modelamiento Onda R.....	55
f) Modelamiento Onda S.....	56
g) Modelamiento Onda ST.....	57
h) Modelamiento Onda T	58

3.3.5 Prueba de simulador de señales eléctricas para el DEA	60
3.3.6 Resultados	68
3.4 Desarrollo del objetivo 4	69
3.5 Desarrollo del objetivo 5	76
CAPÍTULO IV	78
4. ANÁLISIS DE COSTO BENEFICIO	78
4.1 ANÁLISIS DE COSTO	78
4.1.1. Presupuesto	78
4.1.2. Costo del proyecto	80
4.2 ANÁLISIS DE BENEFICIO	81
4.2.1 Beneficios tangibles	81
4.2.2 Beneficios intangibles	82
4.2.3 Costo total de beneficio	82
4.3 CONSOLIDADO DE COSTO / BENEFICIO	83
4.4 ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD	83
4.4.1 Desarrollo del flujo de caja	84
4.4.2 Análisis del VAN	85
4.4.3 Análisis del TIR.....	86
4.4.4 Análisis del ROI	86
CONCLUSIONES	87
RECOMENDACIONES	88
REFERENCIAS	89

Lista de Figuras

Figura 1	10
Figura 2	11
Figura 3	12
Figura 4	13
Figura 5	14
Figura 6	15
Figura 7	15
Figura 8	16
Figura 9	18
Figura 10	18
Figura 11	19
Figura 12	19
Figura 13	20
Figura 14	21
Figura 15	21
Figura 16	22
Figura 17	24
Figura 18	25
Figura 19	27
Figura 20	28
Figura 21	29
Figura 22	30
Figura 23	30
Figura 24	31
Figura 25	32
Figura 26	33
Figura 27	35
Figura 28	37
Figura 29	39

Figura 30	39
Figura 31	40
Figura 32	41
Figura 33	41
Figura 34	43
Figura 35	45
Figura 36	46
Figura 37	46
Figura 38	47
Figura 39	48
Figura 40	49
Figura 41	50
Figura 42	52
Figura 43	53
Figura 44	54
Figura 45	56
Figura 46	57
Figura 47	58
Figura 48	60
Figura 49	61
Figura 50	61
Figura 51	62
Figura 52	62
Figura 53	63
Figura 54	63
Figura 55	64
Figura 56	64
Figura 57	65
Figura 58	65
Figura 59	66
Figura 60	66
Figura 61	67
Figura 62	67
Figura 63	69

Figura 64	70
Figura 65	70
Figura 66	71
Figura 67	72
Figura 68	72
Figura 69	74
Figura 70	75

Lista de tablas

Tabla 1	50
Tabla 2	51
Tabla 3	53
Tabla 4	54
Tabla 5	55
Tabla 6	56
Tabla 7	57
Tabla 8	59
Tabla 9	68
Tabla 10	79
Tabla 11	70
Tabla 12	80
Tabla 13	80
Tabla 14	81
Tabla 15	81
Tabla 16	82
Tabla 17	82
Tabla 18	84

INTRODUCCIÓN

En la actualidad el uso de desfibriladores externos automáticos en nuestro país se ha decretado de manera obligatoria, tanto en los espacios públicos como privados, debido a que por sus características es el único equipo que puede disminuir la cantidad de muertes súbitas ante una falla cardiaca.

Estos equipos se encargan de analizar dos tipos de arritmias potencialmente mortales ante una falla cardiaca: taquicardia ventricular y fibrilación ventricular, que, al ser detectadas en el análisis del desfibrilador, este generará un pulso eléctrico capaz de reanimar el ritmo normal del corazón.

Debido a que estos equipos son fundamentales para la vida humana, requieren ser evaluados periódicamente en los tiempos establecidos por el fabricante y/o área de ingeniería de los establecimientos de salud. Para esto los desfibriladores deben ser verificados mediante equipos especializados, capaces de determinar el estado funcional del equipo.

Por tal motivo, el objetivo de la presente tesis de investigación es desarrollar e implementar un simulador de señales eléctricas del corazón, capaz de generar estos tipos de arritmias mortales, con la finalidad de verificar el reconocimiento de estas anomalías por parte del desfibrilador y a la vez indicar si la energía fue suministrada por el equipo.

A sí mismo en el capítulo 1 veremos los aspectos generales de la investigación, en el capítulo 2 los fundamentos teóricos y metodológicos de la tesis de investigación, en el capítulo 3 el desarrollo de la tesis, en el capítulo 4 el análisis de costos y beneficios y por último veremos las conclusiones y referencias bibliográficas.

CAPÍTULO I

1.1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1.1. Planteamiento y descripción del problema.

La implementación de desfibriladores externos automáticos en los espacios públicos y privados del Perú se ha decretado de manera obligatoria, con la finalidad de minimizar las muertes súbitas por enfermedades cardíacas en nuestro país. Al mismo tiempo por ser este equipo un aparato electrónico de suma importancia, es obligatorio verificar el estado funcional, mediante el uso de equipos especializados, capaces de suministrar un ritmo irregular de excitación y medir la energía entregada por el desfibrilador, para así comprobar electrónicamente el buen funcionamiento del equipo.

Para la comprobación del estado funcional y operatividad del equipo, es necesario contar con un simulador de ritmos cardíacos irregulares y a la vez con un medidor de energía eléctrica, los cuales en la actualidad solo se pueden conseguir en el extranjero a un precio elevado. Por lo tanto, se requiere el desarrollo e implementación de un simulador de señales eléctricas del corazón para desfibriladores externos automáticos, que verifiquen el estado de operatividad de los equipos en los espacios públicos y privados del país.

Por tal motivo en el presente proyecto de investigación se implementará un simulador de señales eléctricas del corazón, con desarrollo tecnológico nacional y a un precio económico.

1.1.2. Formulación del problema general.

PG1. ¿Cómo desarrollar un simulador de señales eléctricas del corazón, para evaluar el estado funcional de los desfibriladores externos automáticos?

1.1.3. Formulación de los problemas específicos.

PE1. ¿Cuál es la situación actual sobre el uso y verificación de los desfibriladores externos automáticos en los espacios públicos y privados?

PE2. ¿Cuáles son los tipos de arritmias mortales que se deben de generar, para que el desfibrilador analice y active una descarga eléctrica?

PE3. ¿Cómo generar diferentes señales eléctricas, que sean capaces de simular el ritmo cardiaco del corazón?

PE4. ¿Cómo verificar la descarga eléctrica del desfibrilador externo automático?

PE5. ¿Cómo comprobar la operatividad de los desfibriladores externos automáticos, mediante el simulador de señales eléctricas del corazón?

1.2. DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.2.1. Objetivo general.

OG1. Desarrollar un simulador de señales eléctricas del corazón, para evaluar el estado funcional de los desfibriladores externos automáticos.

1.2.2. Objetivos específicos.

OE1. Analizar la situación actual en los espacios públicos y privados, sobre el uso y verificación de los desfibriladores externos automáticos.

OE2. Determinar los tipos de arritmias que se deben de generar, para que el desfibrilador inicie una descarga eléctrica.

OE3. Desarrollar el circuito electrónico capaz de generar diferentes señales eléctricas, los más parecidos al ritmo cardiaco del corazón.

OE4. Desarrollar el circuito electrónico capaz de reconocer la descarga eléctrica del desfibrilador externo automático.

OE5. Desarrollar el protocolo de pruebas con el uso del simulador de señales eléctricas.

1.3. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. Justificación técnica.

Esta investigación tiene como objetivo verificar el estado operacional de los desfibriladores externos automáticos, del cual sabemos que solo un equipo electrónico puede ser capaz de comprobar si se cumple con las especificaciones técnicas descritas por el fabricante, mediante el desarrollo de señales eléctricas capaces de activar la descarga eléctrica de un equipo de desfibrilación y a la vez comprobar que las energías suministradas y medidas sean las correctas para renovar el ritmo normal del corazón. Por lo tanto, el desarrollo del simulador de señales eléctricas del corazón se cree importante, ya que podrá realizar pruebas de operatividad confiables.

1.3.2. Justificación económica.

El proceso de verificación de operatividad de un equipo desfibrilador externo automático, se realiza mediante un aparato electrónico desarrollado e implementado en el extranjero, por lo que la adquisición de estos equipos conlleva a costos de inversión elevados, ya que no solo implica el costo del equipo sino también los impuestos por importación. Por tal motivo el desarrollo e implementación de un simulador de señales eléctricas para desfibriladores externos automáticos, permitirá proporcionar a los especialistas contar con un equipo que cumpla con las especificaciones técnicas en verificación a un precio apto para el mercado nacional.

1.4. ALCANCES Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1. Alcances.

En el presente proyecto de investigación lograremos generar las arritmias de fibrilación ventricular, taquicardia ventricular y ritmo cardiacos normales para la evaluación del equipo, además de la implementación del circuito de verificación de la energía eléctrica de desfibrilación.

1.4.2. Limitaciones.

Las limitaciones que se tuvieron en el presente proyecto de investigación fueron las siguientes:

- Información especializada sobre textos médicos de anomalías cardiacas de investigación, presentados en idiomas extranjeros, los cuales limitan en el avance del proyecto.
- Poca disponibilidad de los equipos desfibriladores que sirvan para verificar el correcto funcionamiento del simulador.
- Poco material educativo desarrollado, sobre la implementación de medidores de energía para desfibriladores automáticos.
- Alto costo en los dispositivos electrónicos utilizados para el desarrollo e implementación del simulador y medidor de energía.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

2.1.1. Internacionales

- ✓ Hurtado S., (2017). En su trabajo de tesis. *“Diseño y montaje de un simulador de ECG”*, de la Universidad de Málaga de España, nos dice en sus conclusiones que, para el desarrollo del simulador de ECG, le ha llevado a estudiar otras ciencias distintas a su carrera, como la ingeniería de la salud, programación, fisiología y comunicaciones con el fin de finalizar su proyecto. (Pag 48).
- ✓ Cortes C., (2015). En su trabajo de tesis. *“Diseño y desarrollo de un simulador de señales electrocardiográficas de bajo costo para el mantenimiento de monitores cardiacos en hospitales”*, del Instituto Tecnológico Metropolitano de Colombia, indica en sus conclusiones que fue necesario generar un patrón característico de una señal de ECG mediante el uso del software Matlab y validado mediante un microcontrolador con salida analógica y programación en C++. (Pag 39).
- ✓ Suasnavas S, (2015) en su trabajo de tesis *“Diseño e implementación de un dispositivo para medir la energía de desfibriladores basado en el equipo Desfibrilador Energy Meter modelo 429 mediante microcontrolador y comunicación bluetooth mediante dispositivo android”*, de la Universidad de las fuerzas armadas de Ecuador, nos dice que la señal que generan los desfibriladores es de aproximadamente 4 milisegundos y que pueden ser medidos por medio de un osciloscopio para el cálculo de los componentes que servirán para la medición. (Pág. 111).

- ✓ Burbano R., (2014). En su trabajo de tesis. *“Diseño e implementación de un equipo simulador de la señal electrocardiográfica para el mantenimiento preventivo de electrocardiógrafos”*, de la Universidad de Santo Tomás de Colombia, nos habla sobre la necesidad de desarrollar e implementar simuladores de ECG para la verificación y comprobación de los equipos médicos, ya que permite comprobar el correcto funcionamiento de un equipo de vital importancia en el ámbito de la medicina. (Pág. 13).

- ✓ Padilla M, (2012) en su trabajo de Tesis *“Diseño de un sistema simulador de las señales eléctricas del corazón y posibles aplicaciones”* de la Universidad Nacional Autónoma de México, nos dice en sus conclusiones que, mediante la obtención de señales eléctricas por medio de un sistema de simulación, se pueden suministrar señales eléctricas específicas de anomalías cardiacas que pueden ayudar a verificar si el equipo de medición se encuentra bien calibrado. (Pág. 98).

2.1.2. Nacionales

- ✓ Huamán K, (2017) en su trabajo de tesis *“Implementación de un simulador de señales electrocardiográficas para la evaluación funcional de monitores”* de la Universidad de Ciencias y Humanidades del Perú, nos dice en su objetivo 8 que para la evaluación de operatividad es necesario contar con un simulador de señales eléctricas las cuales nos brinden forma de onda, amplitud, ganancia, calibración y verificar la respuesta en frecuencia de pulsos por minuto para determinar el estado de operatividad del equipo (Pág. 84).

- ✓ Vílchez J, (2017), en su trabajo de tesis *“Análisis e implementación de la señal electrocardiográfica para la detección de parámetros de normalidad bajo la plataforma Labview”*, de la Universidad Nacional del Altiplano en Puno, nos dice que los filtros digitales y analógicos pueden eliminar una

gran parte de ruido de interferencia de la señal de ECG para su posterior análisis e interpretación. (Pag 71).

- ✓ Chambergó P, (2014) en su trabajo de tesis *“Diseño y construcción de un simulador electrónico para el entrenamiento de estudiante de medicina”*, de la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo del departamento de Lambayeque, no dice que la arritmia cardíaca denominada Fibrilación Ventricular produce la pérdida inmediata de la consciencia y que de no ser tratada mediante un desfibrilador puede ocasionar la muerte. (Pag 28).

- ✓ Vidal M, (2012) en su trabajo de tesis *“Diseño del dispositivo simulador de señales electrocardiográficas y del protocolo de evaluación de monitores.”* de la Universidad Católica del Perú nos dice que según las especificaciones técnicas de los estándares internacionales el porcentaje de error para la comprobación de un simulador de frecuencia cardíaca debe ser de 2 % en amplitud y 1 % en frecuencia (Pág. 59).

- ✓ Pérez G, (2007) en su trabajo de tesis *“Construcción de un simulador de paciente biomédico para evaluar electrocardiógrafos y oxímetros de pulso”* de la Universidad Nacional del Callao, nos dice que la mayor incidencia de fallas comunes que se presentan en los centros hospitalarios son los equipos con medición de ECG los cuales deben ser evaluados permanentemente por medio de simuladores y que por lo tanto es necesario el desarrollo de un simulador de ritmos cardíacos anormales. (Pág. 83).

2.2. MARCO TEÓRICO

2.2.1. El corazón

Definimos el corazón (Figura 1) como un órgano vital de cuatro cavidades; dos aurículas y dos ventrículos, los cuales se encuentran unidos por medio de dos válvulas de paso y a la vez están en comunicación por medio de venas y arterias con el pulmón y el sistema circulatorio del cuerpo humano, ubicado en la parte media del tórax entre los dos pulmones, con un peso que varía entre 200 y 425 gramos y un tamaño aproximado al puño de una mano.

La función principal es circular la sangre a través de los vasos sanguíneos, para asegurar el transporte de oxígeno y nutrientes a todos los órganos vitales del cuerpo humano. (Huamán K, 2017)

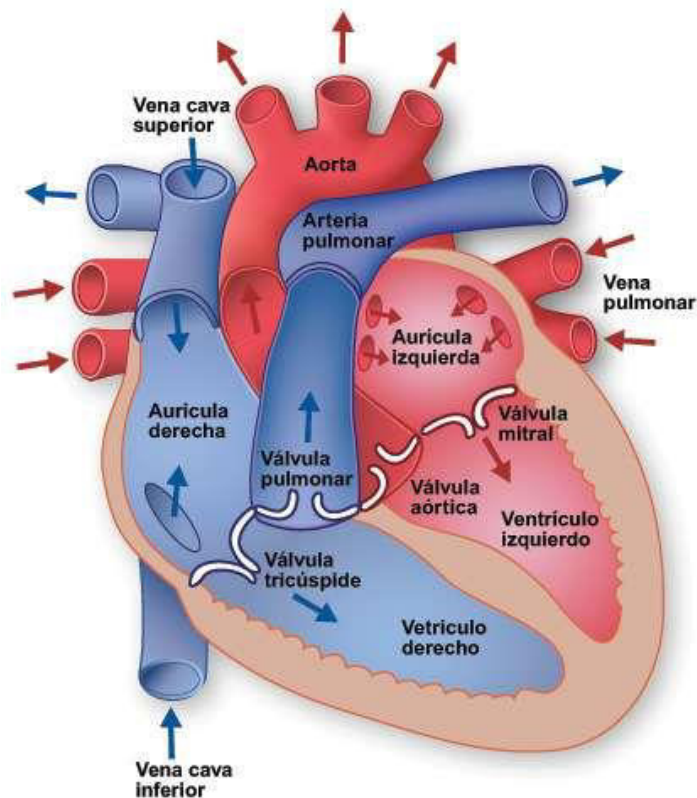


Figura 1: El corazón

Fuente: Texas Heart Institute, anatomía del corazón, 2014

2.2.2. Sistema de conducción del corazón

Para que el corazón pueda expulsar la sangre a través de los vasos sanguíneos (Figura 2), tiene que contraerse, estas contracciones la realizan por medio de un músculo cardíaco denominado Miocardio. Este músculo se encarga de generar los impulsos eléctricos, los cuales se originan en el nódulo sino-auricular (SA) de la aurícula derecha, también denominado marcapasos natural del corazón. Estos impulsos eléctricos se van a propagar al nódulo auriculoventricular (AV), para luego finalizar su conducción por el haz de His y las fibras de Purkinje, la cual genera la contracción en los ventrículos y así la etapa final de la circulación de la sangre. (Pérez R, 2016)

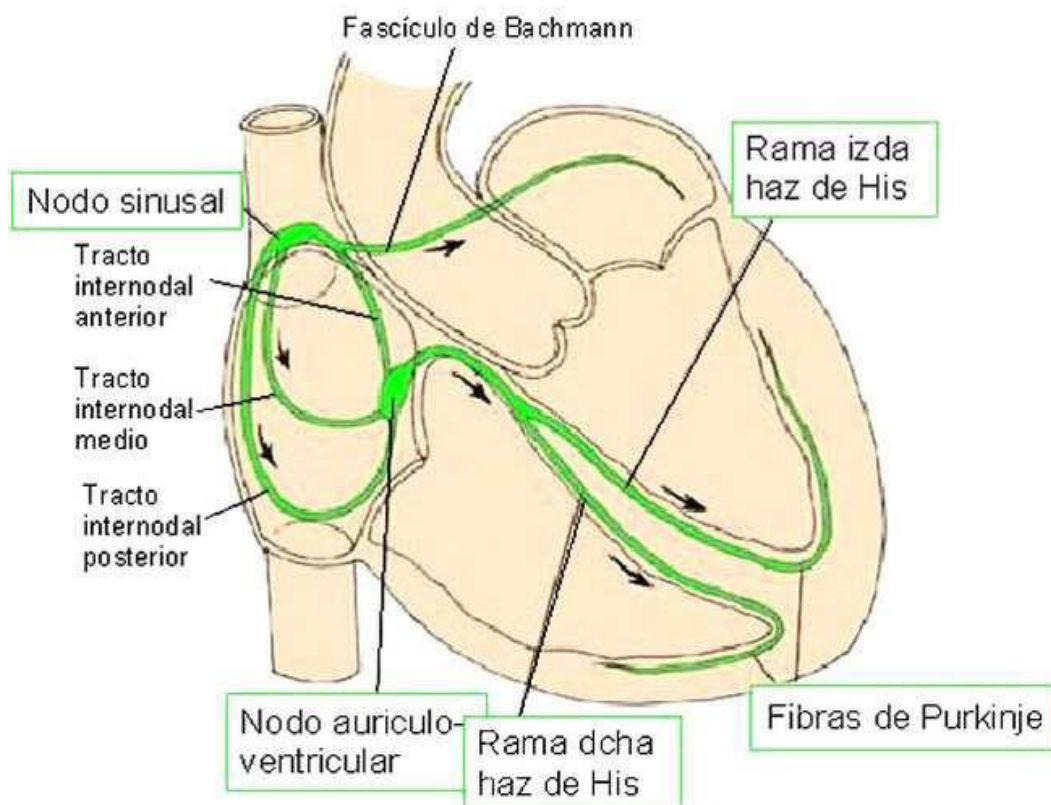


Figura 2: Sistema de conducción del corazón

Fuente: Texas Heart Institute, sistema de conducción, 2014

2.2.3. Actividad Eléctricas del corazón

Las señales eléctricas generadas por el marcapaso natural (Nódulo SA), pueden ser captadas para realizar el estudio del comportamiento del corazón, midiendo estas diferencias de potencial que son generadas a nivel celular. La polarización y despolarización de las aurículas y ventrículos para la circulación de la sangre son activados mediante el pulso eléctrico y pueden ser medidos en un electrocardiógrafo para verificar el estado de funcionamiento del corazón tal y como se muestra en la figura 3. De acuerdo con los valores captados se puede saber la orientación anatómica del corazón, trastorno del ritmo cardiaco, desarrollo de enfermedades isquémicas, etc. Las señales eléctricas van a representar cada etapa del trabajo mecánico realizado por el corazón, el cual podemos visualizar en la siguiente ilustración. (Huamán K, 2017, pág. 22)

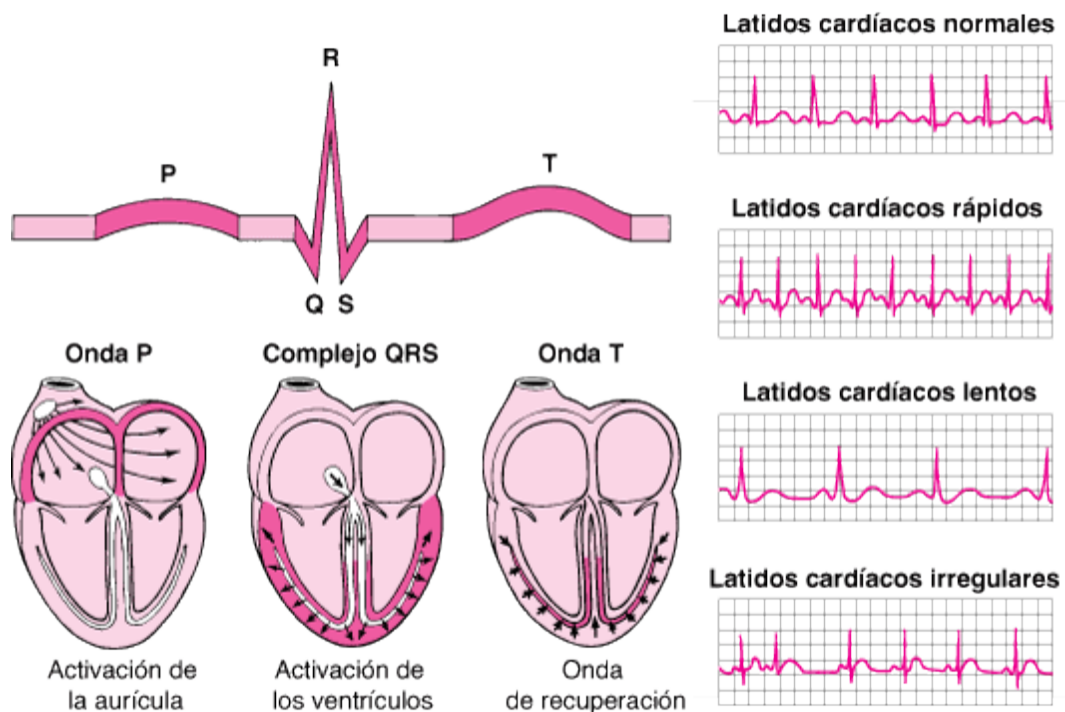


Figura 3: Actividad eléctricas del corazón

Fuente: Texas Heart Institute, señales eléctricas, 2014

2.2.4. Señal de ECG normal

Las señales de ECG son captadas por aparatos electrónicos capaces de medir el potencial eléctrico en el rango de los milivoltios. Dependiendo del estado de conducción eléctrica del corazón, puede haber señales de ECG normales o anormales, las cuales indicarán el buen estado o posibles enfermedades en el corazón. La figura 4 muestra una señal de ECG normal el cual tiene una frecuencia cardiaca entre 50 y 80 latidos por minuto. (Suasnavas J. 2015)

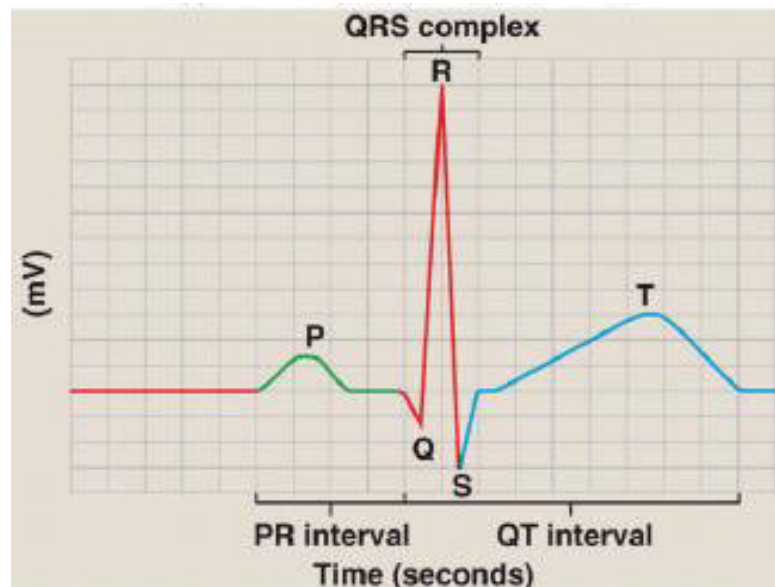


Figura 4: trazado de ECG

Fuente: IDFN University, trazado de ECG, 2004

- **Onda P:** Representa la despolarización de las aurículas, iniciado por el pulso eléctrico generado en el nódulo SA.
- **Complejo QRS:** Representa la despolarización de los ventrículos, iniciado por el pulso eléctrico generado por el nódulo AV.
- **Onda T:** Representa la repolarización de los ventrículos.

2.2.5. Arritmias

Las arritmias son alteraciones en el latido cardiaco generados en el marcapaso natural del corazón, las cuales pueden ser ventriculares o supraventriculares, y por su naturaleza se pueden originar en las cavidades inferiores (Ventrículos), o superiores (aurículas).

Existen dos arritmias potencialmente mortales; fibrilación ventricular y taquicardia ventricular, que deben de tratarse con la ayuda de un desfibrilador, de lo contrario pueden causar la muerte en el ser humano.

2.2.5.1. Fibrilación ventricular

Es una arritmia de ritmo irregular que por lo general es el causante de las muertes súbitas del ser humano (Figura 5). Se caracteriza por tener una frecuencia muy alta mayor a los 250 lpm, el cual impide el bombeo de la sangre al cerebro, pulmones y demás órganos. Las contracciones ventriculares desaparecen, la onda P y complejo QRS no se pueden visualizar y por lo tanto la onda de ECG, complejos, segmentos e intervalos no se pueden distinguir. (Rosado A, 2000)

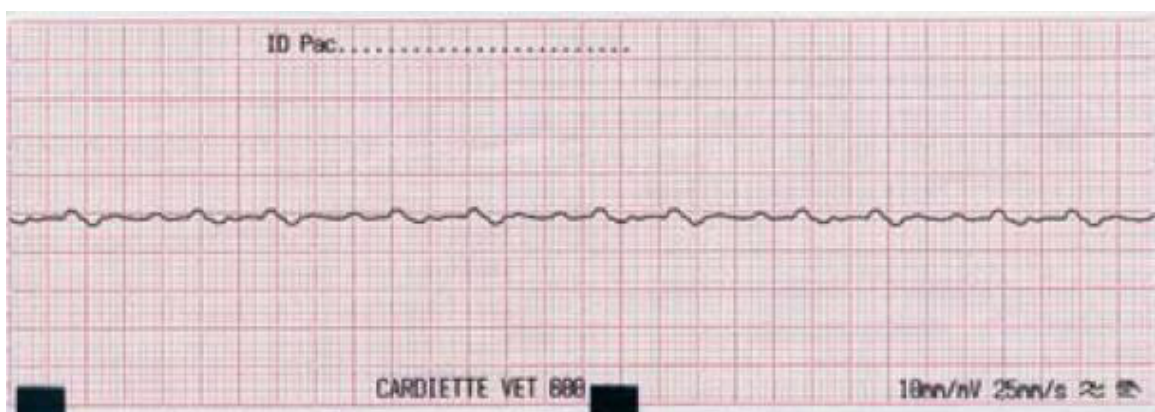


Figura 5: Fibrilación Ventricular

Fuente: Montoya A, fibrilación ventricular, 2008

2.2.5.2. Taquicardia Ventricular

La taquicardia ventricular es un trastorno del ritmo cardíaco y su presencia se da cuando ocurren tres latidos ventriculares consecutivos, los cuales se encuentran en una frecuencia de 100 a 250 lpm. La onda P puede presentarse de manera normal o no estar presente y el complejo QRS puede tener una relación anómala tal y como se muestra en la figura 6 y 7.



Figura 6: Taquicardia Ventricular

Fuente: Montoya A, Taquicardia ventricular, 2008

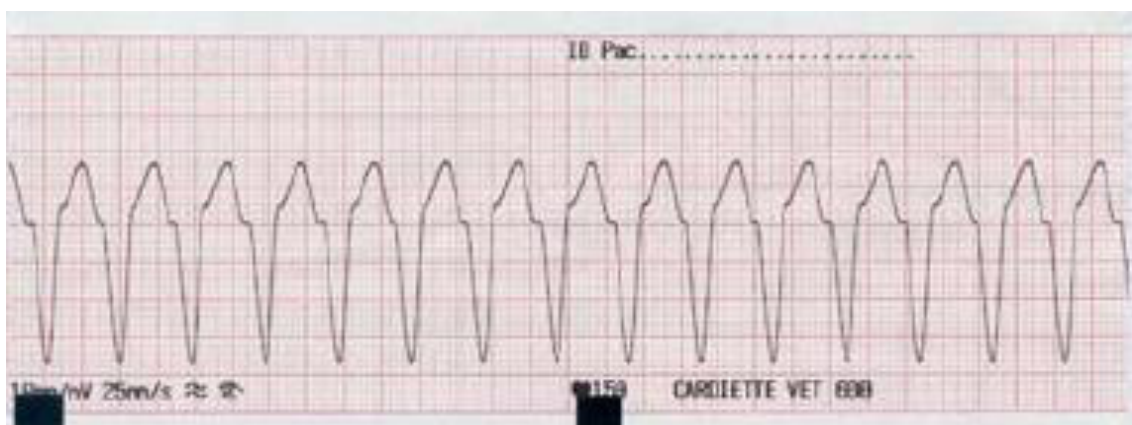


Figura 7: Taquicardia Ventricular

Fuente: Montoya A, Taquicardia ventricular, 2008

2.2.6. Impedancia transtorácica

La impedancia transtorácica (Figura 8) se refiere a la resistencia que se opone al paso del flujo de corriente eléctrica, suministrada por el desfibrilador a través del tórax, que en promedio en un adulto normal es de 70 a 80 ohmios.

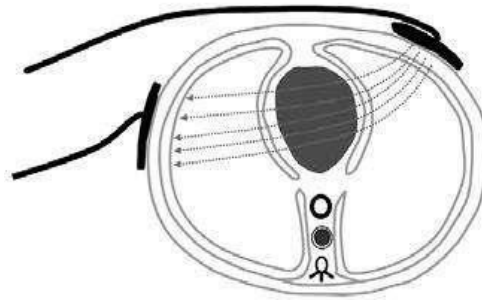


Figura 8: Impedancia transtorácica

Fuente: Suasnavas J. 2015

2.2.7. Desfibrilación

Vamos a definir la desfibrilación como el tratamiento eléctrico de dos arritmias potencialmente mortales; fibrilación ventricular y taquicardia ventricular. El cual se va encargar de brindar una magnitud suficiente de corriente eléctrica a través de la pared torácica o músculo cardíaco, con la finalidad de conseguir que el nódulo sinusal vuelva a tener el control del ritmo cardiaco, bajo una actividad eléctrica normal. (Arjona M, Burgoz M, 2010)

2.2.8. Desfibrilador

El desfibrilador es un aparato electrónico; su principal función es la de suministrar una descarga eléctrica por medio de unas palas o electrodos de desfibrilación a través de la pared torácica del cuerpo humano, con el objetivo de restablecer el ritmo cardíaco normal del corazón. (Suasnavas J. 2015)

2.2.9. Tipos de desfibrilador

De acuerdo con la necesidad del paciente, estos pueden ser externos o internos, que a su vez se dividen en manuales, automáticos y semiautomáticos. Y por su tecnología pueden ser monofásicos y bifásicos, cumpliendo ambos con la misma función. (Cardona M, 2013)

2.2.9.1. Desfibriladores externos

Son los desfibriladores más usados en la actualidad, ya que por sus características estos se encuentran en los nosocomios o espacios públicos, debiendo ser utilizado por personal médico calificado y/o personas entrenadas en el uso y manejo. A su vez estos aparatos se dividen en dos tipos, desfibriladores manuales, los cuales solo deben ser utilizados por médicos especialistas y desfibriladores automáticos, los cuales necesitan el manejo de un personal entrenado, ya que estos equipos analizarán el ritmo cardíaco y realizarán la descarga eléctrica solo en el caso de encontrar una arritmia mortal.

a. Desfibriladores externos Manuales

Los desfibriladores manuales (Figura 9), son equipos electrónicos programables y deben ser utilizados únicamente por personal médico calificado. En este tipo de

equipos será el personal médico el encargado de seleccionar la cantidad de energía eléctrica necesaria y suministrar al paciente, esto ante la ausencia de actividad eléctrica en el corazón.



Figura 9: Desfibrilador externo

Fuente: Página oficial de Philips

b. Desfibriladores automáticos o semiautomáticos DEA

Los desfibriladores automáticos o semiautomáticos (Figura 10), son equipos capaces de analizar el ritmo cardiaco del corazón de manera automática, por medio de algoritmos matemáticos programados en los microprocesadores internos del equipo. Una vez encontrada las arritmias mortales; fibrilación ventricular o taquicardia ventricular, será el propio equipo el encargado de brindar la descarga eléctrica para volver a la normalidad el ritmo cardiaco del paciente.



Figura 10: Desfibrilador automático

Fuente: Página oficial de Mindray

2.2.9.2. Desfibriladores internos

Es un dispositivo electrónico implantado en el cuerpo humano (Figura 11-12), por medio de una operación quirúrgica, que se encuentra conectado al corazón, con la finalidad de detectar un latido cardíaco anómalo y potencialmente mortal para el paciente. Este dispositivo puede detectar un ritmo anómalo y realizar una descarga eléctrica directamente al miocardio y así devolver el ritmo normal del corazón. (Suasnavas J. 2015).



Figura 11: Desfibrilador interno

Fuente: (Suasnavas J, 2015)

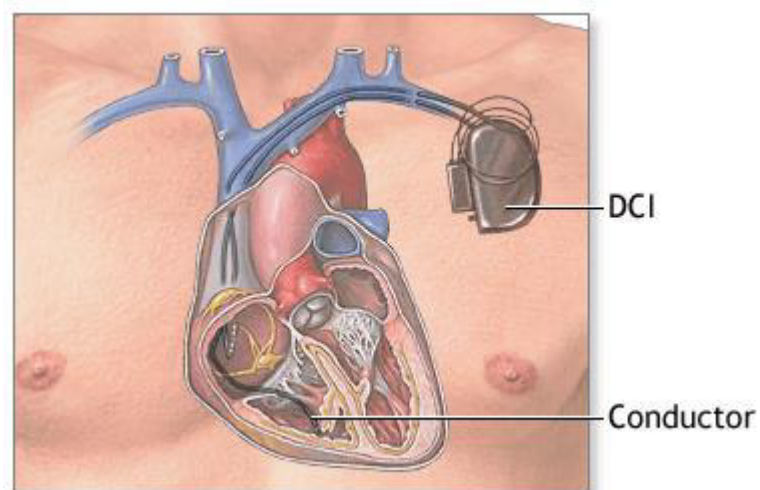


Figura 12: Desfibrilador interno implantado

Fuente: Página oficial Mediline

2.2.10. Tipos de ondas de desfibrilación

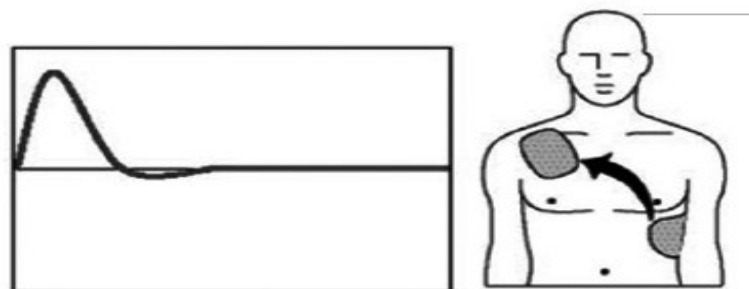
En la actualidad existen dos tipos de ondas para desfibrilación: ondas monofásicas y ondas bifásicas. Con el paso del tiempo los desfibriladores con tecnología de ondas monofásicas han dejado de producirse, siendo reemplazados por los desfibriladores con tecnología bifásica. A continuación, realizaremos una descripción de estas dos tecnologías.

A. ONDAS MONOFÁSICAS

En esta onda el flujo de corriente es entregado en un solo sentido, por lo que la corriente tiene un solo paso por el organismo. Dependiendo de la caída de la corriente a cero podemos categorizar su forma, si la corriente disminuye a cero de forma gradual, será una onda monofásica amortiguada y si la corriente disminuye a cero de manera abrupta la onda será monofásica exponencial truncada.

A continuación, detallamos en la figura 13 la onda monofásica y el paso de la corriente en un solo sentido por el cuerpo humano.

Onda Monofásica



La corriente circula en **una** sola dirección.

Figura 13: Forma de Onda monofásica

Fuente: Lagos P, 2012

De acuerdo a la disminución de la corriente a cero podemos clasificarla en onda exponencial truncada u onda monofásica amortiguada.

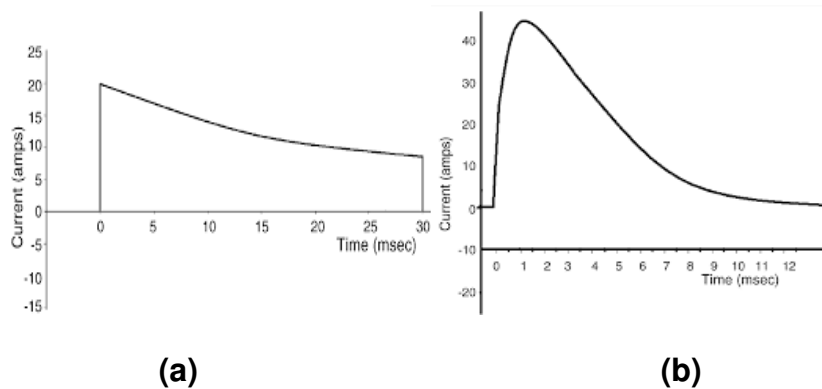


Figura 14: Forma de Onda monofásica exponencial truncada(a) y monofásica amortiguada (b)

Fuente: Lagos P, 2012

B. ONDAS BIFÁSICAS

Este tipo de onda (Figura 15) entrega el flujo de corriente en dos sentidos en determinado tiempo, por lo que la corriente tiene una circulación de doble sentido. En la actualidad son los más utilizados debido a que por tener una etapa positiva y una etapa negativa pueden entregar una menor energía.

Onda Bifásica



Figura 15: Forma de Onda bifásica

Fuente: Lagos P, 2012

De igual manera que en la onda monofásica podemos tener una onda exponencial truncada bifásica (Figura 16-a) y onda amortiguada bifásica (Figura 16-b).

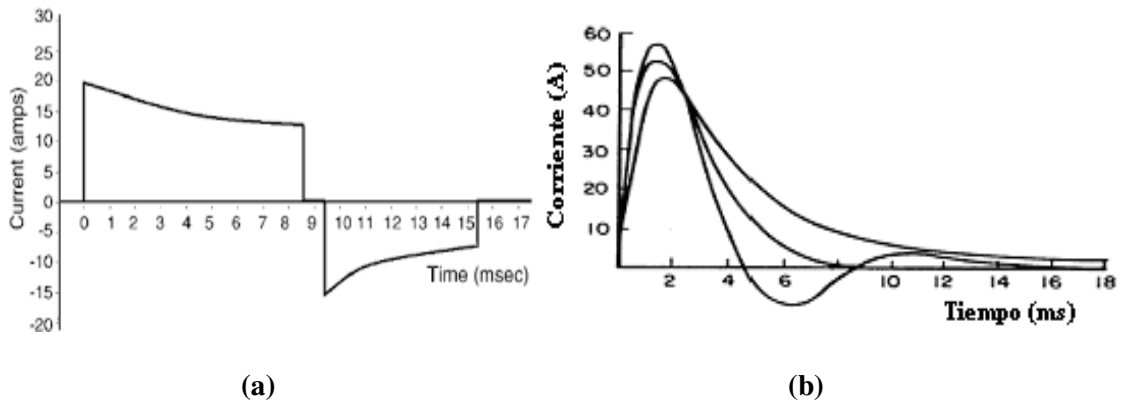


Figura 16: Forma de Onda bifásica exponencial truncada (a) y bifásica amortiguada (b)

Fuente: Lagos P, 2012

2.3. MARCO METODOLÓGICO

El propósito principal de la implementación de analizador de energía eléctrica es contar con un equipo que sea capaz de verificar el estado operacional de los desfibriladores externos automáticos.

Para el diseño e implementación del analizador seguiremos los siguientes pasos:

PASO 1: Identificar los tipos de arritmias mortales que debe de analizar el desfibrilador para realizar una descarga eléctrica.

PASO 2: identificar los tipos de ondas eléctricas que genera un desfibrilador tras el reconocimiento de una arritmia mortal.

PASO 3: Desarrollar el diagrama electrónico para generar los ritmos irregulares y medir el pulso eléctrico.

PASO 4: Generar el menú de opciones para la selección de ritmos cardíacos y medición del pulso eléctrico generado por el desfibrilador.

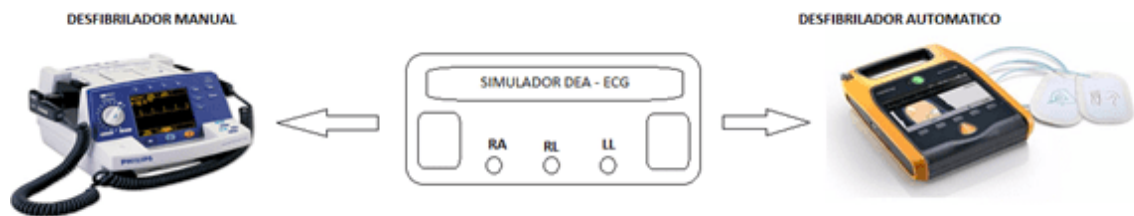
PASO 5: Implementar el diagrama electrónico.

PASO 6: Verificar el funcionamiento con un medidor de arritmias.

PASO 7: Medir el pulso eléctrico generado por el desfibrilador externo automático y comparar el rendimiento con un analizador de desfibrilador.

2.3.1. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

La arquitectura del simulador de señales eléctricas del corazón será capaz de generar ritmos cardíacos irregulares para el análisis de un desfibrilador externo automático. Además, podrá reducir el voltaje generado por el desfibrilador externo automático con la finalidad de indicar que el pulso eléctrico generado por el equipo ha sido suministrado (Figura 17). Estos procesos ayudarán a verificar el correcto funcionamiento del equipo e indicar su operatividad.



ANALIZADOR DE ENERGIA ELECTRICA PARA DESFIBRILADORE DEA

Figura 17: Arquitectura del simulador de ritmos cardíacos irregulares para la evaluación funcional de los desfibriladores externos automáticos.

r

Fuente: Elaboración Propia

2.3.2. Configuración de simulación de DEA y desfibrilador manual externo.

El simulador de señales eléctricas del corazón (Figura 18) podrá ser configurado para el funcionamiento con un desfibrilador automático externo, generando fibrilación o taquicardia ventricular, con la finalidad de activar el pulso eléctrico del desfibrilador y poder comprobar que la energía eléctrica fue suministrada.

A la vez podrá ser configurado para el funcionamiento de un monitor de funciones vitales de 3 derivadas.

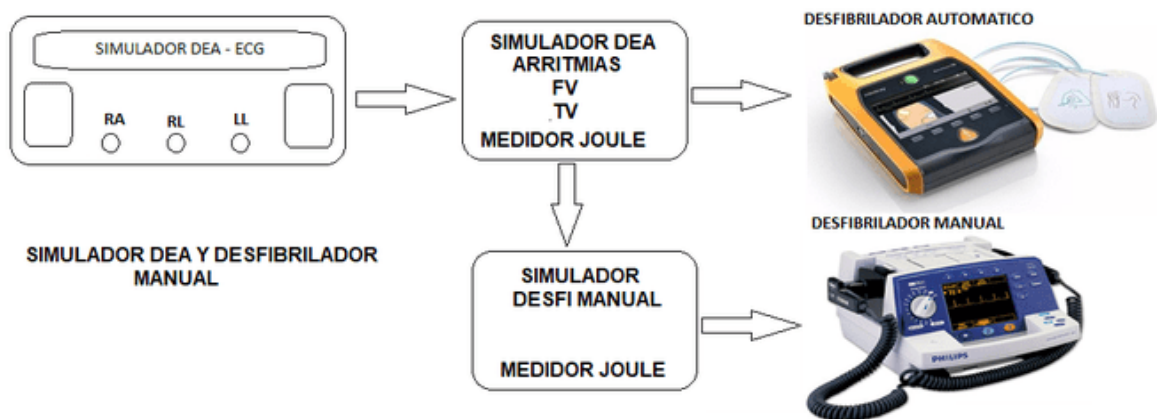


Figura 18: Configuración simulador DEA y desfibrilador manual

Fuente: Elaboración Propia

2.4. MARCO LEGAL

El decreto supremo número N°018-2016-SA, indica la instalación, uso y mantenimiento de los desfibriladores externos automáticos en los espacios públicos y privados de manera obligatoria con la finalidad de disminuir las muertes súbitas en nuestro país.

2.5. APORTES DE LA TESIS

La presente tesis aportará el desarrollo de un equipo de medición y comprobación del estado funcional de un desfibrilador externo automático necesario para salvar la vida humana.

CAPÍTULO III

3. DESARROLLO

3.1. **Analizar la situación actual en los espacios públicos y privados, sobre el uso y verificación de los desfibriladores externos automáticos.**

En la actualidad existe un decreto supremo N° 018-2016-SA, el cual aprueba el reglamento de la ley N° 30200, ley que promueve el auxilio oportuno al público en los establecimientos y centros comerciales. Esta ley ordena la obligatoriedad de la instalación, uso y mantenimiento de desfibriladores externos automáticos en los espacios públicos de nuestro país con la finalidad de disminuir las muertes súbitas ante una falla cardiaca.

Las empresas que están obligadas a contar con un desfibrilador externo automático, ya sean públicas o privadas que tengan una concentración de personas determinadas son las siguientes:

- Terminales aéreos, marítimos o terrestres nacionales e internacionales.
- Centros comerciales.
- Estadios.
- Coliseos y centros deportivos
- Gimnasios.
- Locales y salones donde se realicen eventos masivos.
- Aviones, trenes o embarcaciones.
- Sistema de transporte metropolitano.
- Centros penitenciarios.
- Centros educativos.

- Establecimientos de salud.
- Otros que señale el reglamento de la ley.

Estos establecimientos están obligados a contar con un protocolo de atención médica y entrenamiento en el uso del desfibrilador externo automático ante un evento que comprometa la vida del ser humano. Para esto se deben tomar medidas para el cumplimiento de la ley que se detallan a continuación:

3.1.1 Ubicación y Rotulado: Se debe tomar en cuenta la ubicación del desfibrilador externo automático (DEA), ubicándolo en el lugar donde haya un mayor flujo de personas, como son: Patios centrales, salas de eventos, auditorios, comedores, complejos deportivos y a la vez contar con rotulación de fácil reconocimiento para su uso inmediato tal y como se puede visualizar en la figura 19.



Figura 19: Señalética de desfibrilador DEA

Fuente: Elaboración Propia

3.1.2 Plano: Dentro de los planos (Figura 20) del establecimiento se debe tener en cuenta la identificación de la ubicación del desfibrilador automático externo (DEA).



Figura 20: Plano de ubicación de desfibrilador DEA

Fuente: Centro de investigación biomédica

3.1.3 Plan de capacitación: Contar con personal de la salud con adiestramiento en primeros auxilios, además de ser capacitado en el uso y manejo de los desfibriladores externos automáticos (DEA) por un personal médico certificado.

Los pasos a seguir para la reanimación de una persona inconsciente y con posible paro cardíaco son los siguientes:

- a. **Reanimación cardio pulmonar:** En primera instancia el personal de la salud deberá comprobar si la persona responde, esto se puede realizar hablándole en voz alta para verificar si se encuentra consciente. De no responder se debe pedir a otra persona que se comuniquen con los números de emergencia y solicite el DEA. Luego el personal de la salud deberá empezar con la reanimación cardiopulmonar hasta que tenga el DEA (Figura 21).



Figura 21: Reanimación Cardio Pulmonar

Fuente: Protocolo de uso de DEA

- b. **Colocación del DEA:** Antes de colocar el DEA en el paciente debe verificar que no se encuentre en una zona conductora, esto con la finalidad de que la energía no se pueda conducir al personal de salud. Para la colocación de los electrodos al paciente (Figura 22), deberá rasurar las zonas donde se coloquen los electrodos para mejorar la conducción de la corriente. El desfibrilador externo automático una vez encendido indicará los pasos a seguir para la colocación de los electrodos, además de indicar con una imagen la posición correcta.



Figura 22: Colocación de electrodos

Fuente: Protocolo de uso de DEA

c. Análisis del ritmo cardiaco: Una vez encendido el equipo y colocado los parches de desfibrilación, el equipo analiza el ritmo cardiaco del paciente. El análisis del equipo indicará si es necesaria la descarga eléctrica o no es necesaria. De haber encontrado una fibrilación ventricular o taquicardia ventricular el equipo indicará que la descarga es recomendada y solicitará al personal de salud que no toque al paciente porque se producirá una descarga eléctrica, el cual puede ser automático o manual tal y como se visualiza en la figura 23.



Figura 23: Análisis de ritmo cardiaco

Fuente: Protocolo de uso de DEA

d. Desfibrilación y Reanimación cardiopulmonar: Una vez realizada la descarga eléctrica, el equipo solicitará la reanimación cardio pulmonar durante 2 minutos (Figura 24). Deberá comenzar a realizar las compresiones torácicas hasta que el equipo vuelva a evaluar al paciente.



Figura 24: Reanimación Cardio Pulmonar

Fuente: Protocolo de uso de DEA

e. No desfibrilación y Reanimación Cardiopulmonar: Si el equipo en el análisis no encuentra una fibrilación ventricular, indicará que no es necesario la descarga eléctrica y solicitará que iniciemos reanimación cardiopulmonar. Esta reanimación cardiopulmonar se deberá realizar hasta que el paciente respire o hasta que la ayuda necesaria llegue al establecimiento.

3.1.4 Plan de Mantenimiento: Todo desfibrilador externo automático deberá de contar con un plan de mantenimiento preventivo, otorgado por la casa comercializadora o por el área de ingeniería de la entidad, el cual deberá certificar la operatividad del equipo.

A continuación, en la figura 25 y 26, brindamos algunos ejemplos de programas de mantenimientos realizados por las empresas representantes de las marcas y aprobados por las entidades públicas.

Master Medic S.A.

PROGRAMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO													
DENOMINACIÓN		: DESFIBRILADOR MONITOR PORTATIL											
MARCA		: MINDRAY											
MODELO		: BENEHEART D3											
PERÍODO (MESES)		: 36 MESES											
Nº	DESCRIPCIÓN ACTIVIDAD (Año 2013-2016)	PERÍODO DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO (12 MESES)											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	Inspección global externa del Desfibrilador.												X
2	Revisión de los accesorios.												X
3	Desmontaje del equipo.												X
4	Inspección y limpieza interna de tarjetas electrónicas.												X
5	Montaje del equipo.												X
6	Prueba de rendimiento de análisis de ECG DEA.												X
7	Prueba de descarga eléctrica.												X
8	Limpieza externa												X

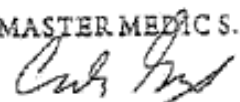


<p>MASTER MEDIC S.A.</p>  <p>CARLOS ARTURO GARCIA PYE GERENTE GENERAL</p>	 <p>Ing. Miguel A. Rodríguez Calle JEFE</p>	 <p>Ing. José Polanco JEFE Oficina de Ingeniería Hospitalaria y Servicios de la Red Asistencial de Pinar del Rio</p>
Firma y Sello del Representante Legal del Contratista		JEFE Oficina de Ingeniería Hospitalaria y Servicios de la Red Asistencial de Pinar del Rio

Figura 25: Programa de mantenimiento preventivo

Fuente: Master Medic SA

PROCEDIMIENTOS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO.

N°	Descripción Actividad	Procedimientos p/realizar cada Actividad	Materiales y Repuestos	Herramientas Instrumentos	Ejecutores (Ing/Téc)	Hora Hombre
1	Inspección global externa del Desfibrilador.	Verificar que el conector de electrodos, pantalla, slot de batería se encuentre en buen estado.	Ninguno	Desfibrilador	Técnico	0.05
2	Revisión de los accesorios.	Verificar la fecha de vencimiento de los electrodos y batería externa.	Ninguno	Accesorios y Multímetro.	Técnico	0.10
3	Desmontaje del equipo.	Desmontar el Desfibrilador según manual de servicio.	Ninguno	Kit de desarmadores.	Técnico	0.10
4	Inspección y limpieza interna de tarjetas electrónicas.	Realizar limpieza de pines, conectores y tarjetas electrónicas con spray limpia contacto.	Spray limpia contactos	Kit de desarmadores.	Técnico	0.05
5	Montaje del equipo.	Realizar el montaje del equipo de acuerdo al manual técnico.	Ninguno	Kit de desarmadores.	Técnico	0.10
6	Prueba de rendimiento de análisis de ECG DEA.	Por medio de un simulador de ritmos cardíacos, generar FV, TV y ritmo normal de ECG y verificar el reconocimiento de las anomalías cardíacas.	Ninguno	Simulador DEA.	Técnico	0.05
7	Prueba de descarga eléctrica.	Verificar que el equipo realice la desfibrilación eléctrica luego del reconocimiento de una arritmia cardíaca.	Ninguno	Simulador DEA.	Técnico	0.10
8	Limpieza externa	Limpieza externa con un paño.	Ninguno	Insumos de limpieza	Técnico	0.05

MASTER MEDIC S.A.

CARLOS ARTURO GARCÍA PYE
 GERENTE GENERAL

Firma y Sello del Representante Legal del Contratista



Ing. Juan Carlos Zaverza
 Jefe Oficina de Ingeniería Hospitalaria y Servicios de la Red Asistencial de Gestión

Vease Oficina de Ingeniería Hospitalaria y Servicios de la Red Asistencial de Gestión

Figura 26: Procedimientos de mantenimiento preventivo
Fuente: Master Medic SA

3.2. Determinar los tipos de arritmias que se deben de generar, para que el desfibrilador inicie una descarga eléctrica.

Para poder entender qué son las arritmias y cómo se generan, lo primero que tenemos que estudiar es como inicia la actividad eléctrica en el corazón y cuáles son los factores que provocan una alteración en la conducción cardiaca.

3.2.1. Sistema de conducción cardiaco

Las estructuras por donde se generan y transmiten los estímulos eléctricos, los cuales permiten que el corazón bombee la sangre hacia todos nuestros órganos, se denomina sistema de conducción cardíaco.

Los principales elementos del sistema de conducción cardíaco son los siguientes:

- Nódulo Sinusal o nódulo sinoauricular (SA).
- Nódulo Auriculoventricular (AV).
- Haz de His
- Fibras de Purkinje.

A continuación, en la figura 27, podemos observar el sistema de conducción cardíaco, conformado por el nódulo sinusal, nódulo auriculoventricular, haz de his y fibras de purkinje.

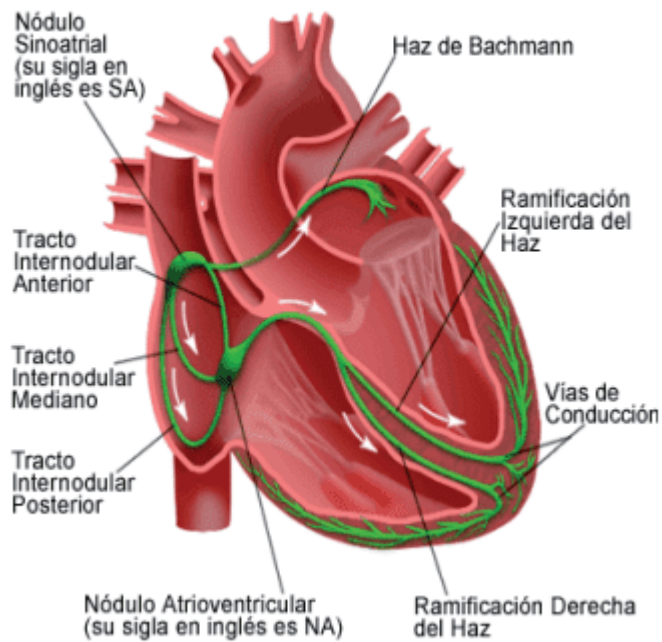


Figura 27: Sistema de conducción eléctrica

Fuente: Fisiología cardiaca – Ramírez

- A. Nódulo Sinusal (SA):** Denominado el marcapaso natural del corazón, se encarga de iniciar el impulso eléctrico para que las aurículas se exciten y así puedan contraerse, transportando la sangre desde las aurículas hasta los ventrículos. Este nódulo se caracteriza por su automatismo, ya que puede generar sus propios estímulos eléctricos, controlando su ritmo cardiaco. (Dr. Fajuri, 2009)
- B. Nódulo Auriculo-ventricular:** También denominado nódulo AV o Aschoff-Tawara, se encarga de transmitir los estímulos eléctricos provenientes de las aurículas hacia los ventrículos. Este nódulo a la vez limita la cantidad de estímulos que llegan a los ventrículos para evitar la aparición de arritmias auriculares, que a su vez pueden generar arritmias ventriculares. (Dr. Sánchez, 2003)

C. Haz de His: Esta fibra muscular cardiaca en forma de cordón, inicia en la aurícula derecha, en el nódulo auriculoventricular y se divide en dos ramas: La rama derecha y la rama izquierda, que a su vez se expanden por los ventrículos. Se encarga de transportar los estímulos eléctricos para que los ventrículos se contraigan. (Dr. Fajuri, 2009)

D. Fibras de Purkinje: Las ramas del haz de His, en sus extremos se vuelven a dividir, esta división es denominada fibras de purkinje, que son el último sistema de conducción cardiaco, para así abarcar todas las fibras musculares del ventrículo, produciendo una contracción coordinada. (Dr. Fajuri, 2009)

3.2.2. Representación de los pulsos eléctricos normales del corazón

La actividad eléctrica normal del corazón (Figura 28), puede ser representada gráficamente mediante un electrocardiograma, esta onda muestra el funcionamiento de cada uno de los elementos que forman parte del sistema eléctrico de conducción cardíaco. La siguiente figura muestra las ondas, segmentos y complejos del electrocardiograma.

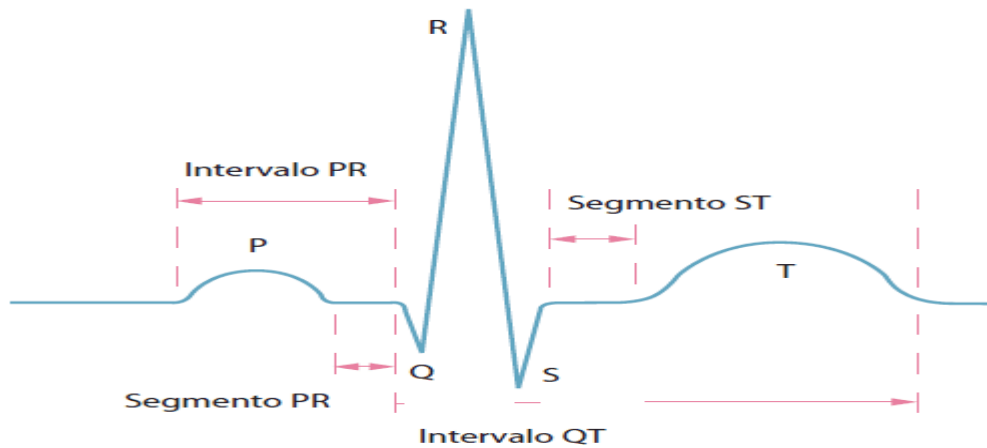


Figura 28: Onda de electrocardiograma

Fuente: Electrocardiograma – Azcona

- **Onda P:** Es la primera onda que aparece en la actividad eléctrica y representa la despolarización de las aurículas, las cuales se contraen para enviar la sangre hacia los ventrículos.
- **Segmento PR:** Este segmento se encuentra en el límite isoelectrico, después de la onda P, la cual representa el periodo de repolarización de las aurículas.
- **Complejo QRS:** Una vez que los ventrículos se encuentran llenos de sangre, el nódulo auriculoventricular se despolariza generando una expulsión de la sangre, por lo que la onda QRS representa la contracción de los ventrículos.
- **Segmento ST:** Al igual que el segmento PR, este se encuentra en el límite isoelectrico y representa la repolarización del miocardio ventricular, después de expulsar la sangre.
- **Onda T:** Representa la fase final de repolarización del miocardio ventricular.

La actividad eléctrica normal del corazón, puede variar entre 60 y 100 latidos por minuto, donde las ondas, segmentos y complejos de la onda de ECG no presentan alteraciones.

3.2.3. Arritmias

Las arritmias son alteraciones del ritmo cardiaco, que generan que el nódulo sinusal o nódulo auriculoventricular no controlen los pulsos eléctricos y estos se desborden, generando que el corazón no pueda bombear sangre a nuestros órganos.

Según la fundación del corazón, las causas que generan la aparición de las arritmias son las siguientes:

- El impulso eléctrico es anormal.
- El impulso eléctrico no se genera en el nódulo sinusal.
- El camino del pulso eléctrico se encuentra alterado.

En la actualidad existen muchos tipos de arritmias, pero para la presente tesis estudiaremos las arritmias desfibrilables:

3.2.3.1. Arritmias desfibrilables: Las arritmias desfibrilables se caracterizan por tener múltiples focos de automaticidad ventriculares que están estimulando constantemente a su propio ritmo, las cuales se dividen en dos tipos:

- **Taquicardia ventricular sin pulso:** Este tipo de arritmias se caracteriza porque el ritmo irregular se origina en los ventrículos, la frecuencia cardiaca es mayor a 180 lpm y el QRS es muy grande. La ausencia de pulso es debido al disminuido gasto cardiaco, ya que los ventrículos se contraen con tanta rapidez

que no puede bombear sangre del corazón de manera eficiente. La siguiente figura 29 muestra las características de la onda de taquicardia ventricular:

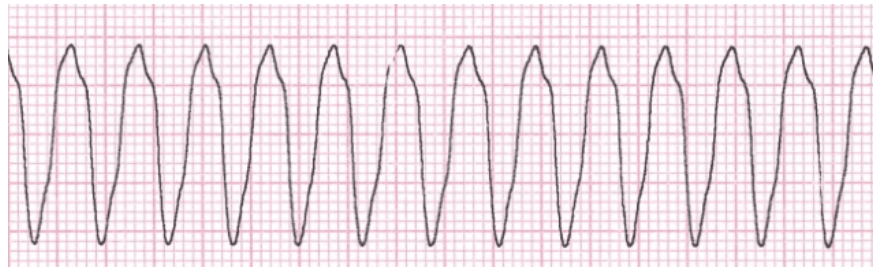


Figura 29: Taquicardia ventricular

Fuente: Arritmias cardiacas – Hernández

- **Fibrilación ventricular:** Esta arritmia se caracteriza por una gran desorganización en los impulsos eléctricos ventriculares, su frecuencia cardiaca varía entre 150 a 500 lpm y presenta una ausencia total del gasto cardiaco, debido a las contracciones ineficientes de los ventrículos. El tratamiento inmediato para la fibrilación ventricular es la descarga eléctrica, la cual debe normalizar el ritmo eléctrico del nódulo sinusal. La siguiente figura N° 30 muestra la onda característica de la fibrilación ventricular:



Figura 30: fibrilación ventricular

Fuente: Arritmias cardiacas – Hernández

3.3. Diseñar el circuito electrónico que modele el pulso eléctrico del corazón y las arritmias potencialmente mortales.

Para el diseño del simulador de señales eléctricas del corazón y la evaluación funcional de los desfibriladores externos automáticos, iniciaremos con el modelamiento del pulso eléctrico generado por el corazón, mediante el uso de un microcontrolador, un convertidor digital analógico (DAC), un divisor de voltaje y una etapa de filtrado.

Como se ha visto en el capítulo anterior el pulso eléctrico generado por el corazón, presenta tanto señales positivas (potencial eléctrico positivo) como señales negativas (potencial eléctrico negativo). Para generar este tipo de señales, utilizaremos un convertidor digital analógico (DAC) de 8 bits, el cual puede proporcionar voltajes de salida positivos y negativos cuando es alimentado con una fuente simétrica.

El convertidor digital analógico (DAC) que utilizaremos para el presente proyecto será el AD7224, el cual puede ser configurado de forma unipolar y bipolar. En el modo Unipolar el DAC es alimentado por voltaje positivo, brindando una salida completamente positiva.

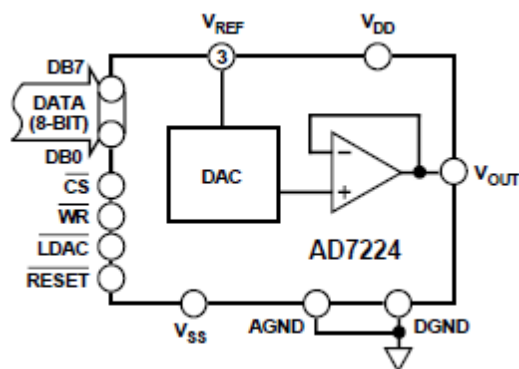


Figura 31: Circuito de salida Unipolar

Fuente: Datasheet LCMOS

En la configuración Unipolar, los voltajes de salida analógicos dependen del voltaje de referencia y los 8 bits de entrada. A continuación, presentamos su tabla:

DAC Register Contents		Analog Output
MSB	LSB	
1 1 1 1	1 1 1 1	$+V_{REF} \left(\frac{255}{256} \right)$
1 0 0 0	0 0 0 1	$+V_{REF} \left(\frac{129}{256} \right)$
1 0 0 0	0 0 0 0	$+V_{REF} \left(\frac{128}{256} \right) = +\frac{V_{REF}}{2}$
0 1 1 1	1 1 1 1	$+V_{REF} \left(\frac{127}{256} \right)$
0 0 0 0	0 0 0 1	$+V_{REF} \left(\frac{1}{256} \right)$
0 0 0 0	0 0 0 0	$0 V$

Note: $1 \text{ LSB} = (V_{REF})(2^{-8}) = V_{REF} \left(\frac{1}{256} \right)$

Figura 32: Tabla de códigos unipolares

Fuente: Datasheet LCMOS

Este mismo integrado AD7224, puede ser configurado en el modo Bipolar (Figura 33), para esto se tendrá que añadir un amplificador externo, dos resistencias y su voltaje de alimentación del integrado tendrá que ser positivo y negativo. La siguiente imagen muestra la configuración bipolar:

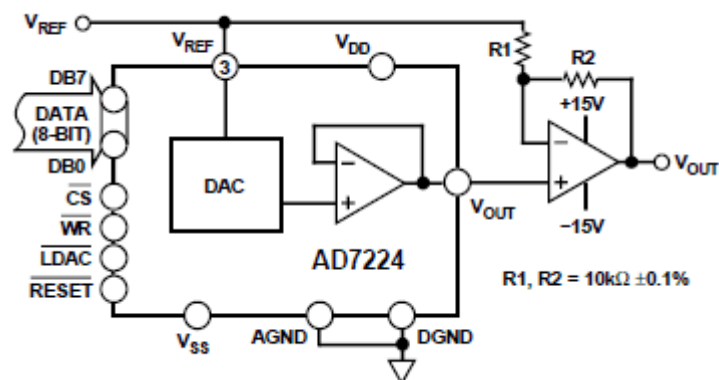


Figura 33: Circuito de salida Bipolar

Fuente: Datasheet LCMOS

El voltaje de alimentación del convertidor digital analógico AD7224 y el amplificador operacional OP07, será de +5 Voltios y -5 Voltios, el voltaje de referencia que utilizaremos será de 1 voltio. La fórmula obtenida de la hoja de datos del fabricante para hallar el voltaje de salida es el siguiente:

$$V_O = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (D \cdot V_{REF}) - \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (V_{REF})$$

Con $R_1 = R_2$ la fórmula sería la siguiente

$$V_O = (2D - 1) \cdot V_{REF}$$

Donde D es la representación fraccionaria de $1/256$ y $255/256$

De acuerdo a la fórmula dada, el voltaje de referencia y utilizando resistencias del mismo valor (10K), nuestro voltaje de salida sería la siguiente:

Ecuación 1:

$$V_O = \left(2 \frac{1}{256} - 1\right) \cdot (1V)$$

$$\mathbf{V_O = -0.992 \text{ Voltios}}$$

Ecuación 2:

$$V_O = \left(2 \frac{255}{256} - 1\right) \cdot (1V)$$

$$\mathbf{V_O = 1 \text{ Voltio}}$$

Con esta fórmula podemos saber que nuestro rango de voltaje de salida oscila entre -0.992 voltios y $+1$ voltio.

A continuación, presentamos la Figura N° 34 de códigos bipolares de acuerdo a los bits de entrada de convertidor digital analógico (DAC) según su hoja de datos:

Table III. Bipolar (Offset Binary) Code Table

DAC Register Contents		Analog Output
MSB	LSB	
1 1 1 1	1 1 1 1	$+V_{REF}\left(\frac{127}{128}\right)$
1 0 0 0	0 0 0 1	$+V_{REF}\left(\frac{1}{128}\right)$
1 0 0 0	0 0 0 0	$0 V$
0 1 1 1	1 1 1 1	$-V_{REF}\left(\frac{1}{128}\right)$
0 0 0 0	0 0 0 1	$-V_{REF}\left(\frac{127}{128}\right)$
0 0 0 0	0 0 0 0	$-V_{REF}\left(\frac{128}{128}\right) = -V_{REF}$

Figura 34: Circuito de salida Bipolar

Fuente: Datasheet LCMOS

El convertidor digital analógico cuenta con 8 bits de entrada, por lo que se pueden conseguir hasta 2^8 (256) combinaciones. Debido a que esta configuración puede entregar voltajes positivos y negativos, las 256 combinaciones de bits se dividirán en dos mitades, logrando obtener voltajes variables desde -0.992 voltios hasta 1 voltio.

De acuerdo a los bits programados en el convertidor digital analógico y a la fórmula brindada, podemos hallar la resolución del voltaje de salida.

Ecuación 1:
$$V_{ref}\left(\frac{1}{128}\right) = 1 V\left(\frac{1}{128}\right)$$

$$1V\left(\frac{1}{128}\right) = 7.8 mV$$

Ecuación 2:
$$-V_{ref}\left(\frac{1}{128}\right) = -1 V\left(\frac{1}{128}\right)$$

$$-1V\left(\frac{1}{128}\right) = -7.8 mV$$

La ecuación 1 y 2, nos muestra que podemos variar el voltaje de salida del convertidor digital analógico con una resolución de 7.8 mV, esto dependiendo de la combinación que se realice con los 8 bits de entrada.

3.3.1. Fuente simétrica para la alimentación de volta del simulador

Para el diseño del simulador se ha considerado que este equipo sea portátil y de fácil transporte, por lo que la alimentación de la corriente continua será mediante el uso de una batería de 9 voltios o una fuente DC de 9 voltios externa. Debido a que nuestro simulador cuenta con componentes que requieren un voltaje de alimentación negativo, se opta por usar el integrado ICL7660. La hoja de datos de este circuito integrado, indica que, al ser alimentado mediante una corriente positiva, puede entregarnos en su salida un voltaje negativo, utilizando una configuración de capacitores.

Con el circuito electrónico capaz de entregar voltaje negativo mediante nuestro integrado ICL7660, agregaremos a nuestro diseño dos reguladores de voltaje 7805 y 7905, con la finalidad de que nuestra fuente simétrica pueda entregar 5 voltios positivos y 5 voltios negativos.

A continuación (Figura 35), presentamos el diagrama esquemático de la fuente de alimentación simétrica que utilizaremos para la alimentación de nuestro simulador:

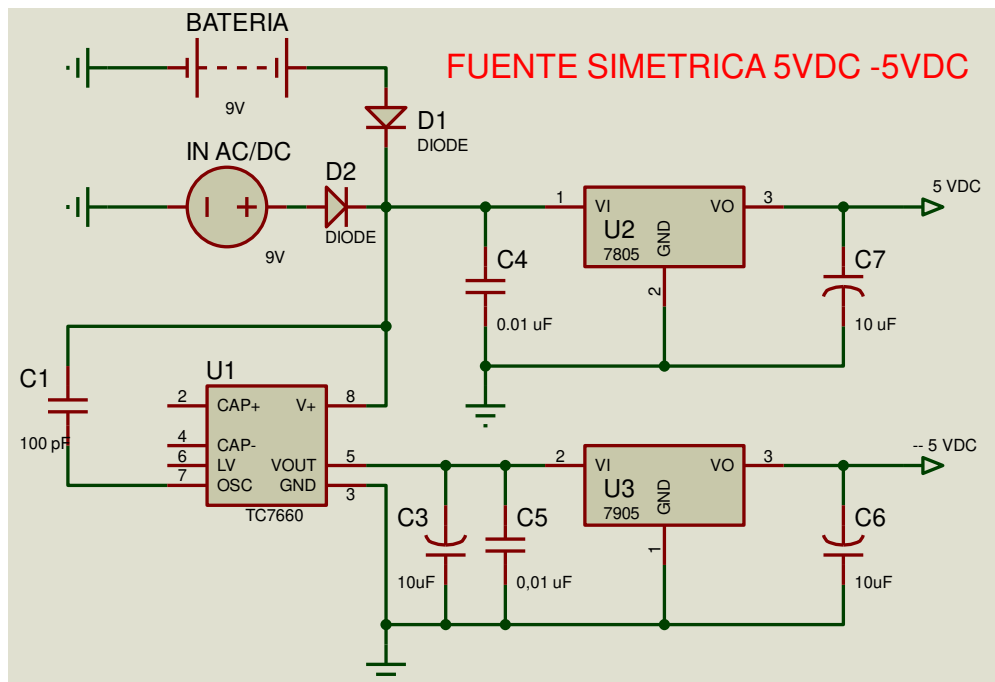


Figura 35: Circuito de fuente simétrica

Fuente: Elaboración propia

3.3.2. Etapa de control.

La etapa de control consta de un microcontrolador Arduino, el cual tendrá las siguientes funciones.

1. Encendido y apagado del simulador.
2. Configuración de la señal de salida, de acuerdo a las siguientes opciones:
 - a. Frecuencia cardiaca normal a 60 lpm.
 - b. Fibrilación Ventricular
 - c. Taquicardia Ventricular
3. Lectura del voltaje de descarga del desfibrilador.
4. Indicador de descarga de voltaje.

A continuación, presentamos el diagrama esquemático de la etapa de control del simulador de desfibrilador externo automático en la figura 36.

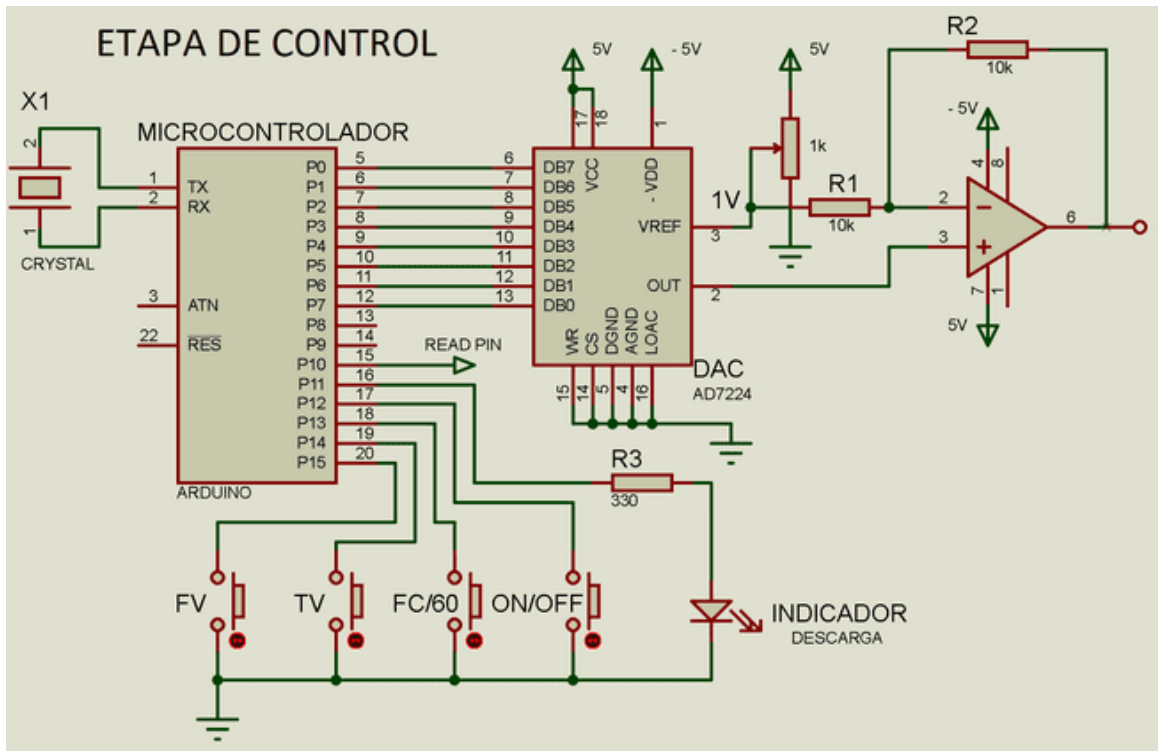


Figura 36: Etapa de control

Fuente: Elaboración propia

A la salida de nuestro DAC, tendremos la señal muestreada del ECG, taquicardia ventricular y fibrilación ventricular a una amplitud de 1 Voltio, tal y como se muestra en la figura 37.

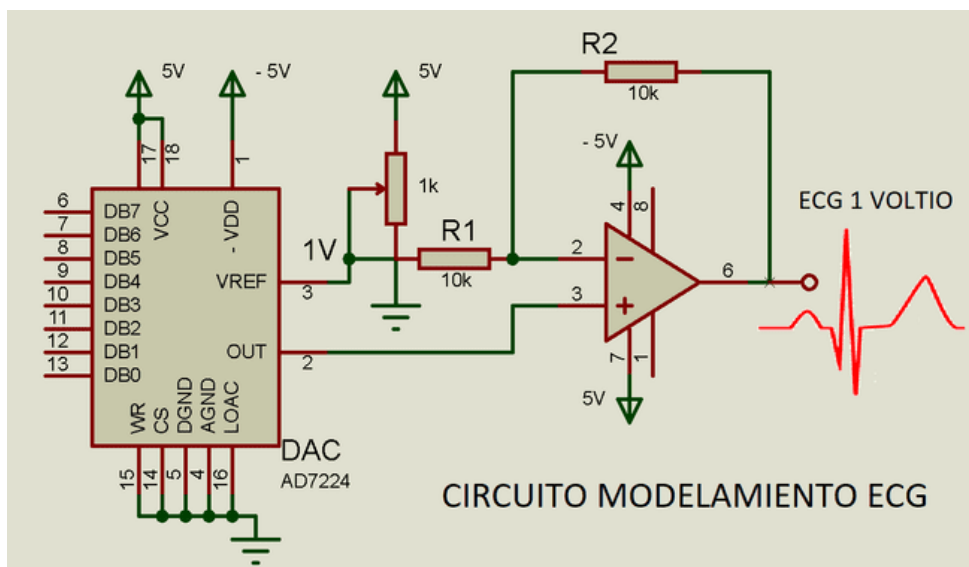


Figura 37: Circuito de Modelamiento ECG

Fuente: Elaboración propia

3.3.3. Divisor de voltaje

Debido a que los desfibriladores externos automáticos miden la señal eléctrica del corazón en el rango de 0 a 5 milivoltios, tenemos que reducir el voltaje de salida. Para reducir el voltaje, utilizaremos un divisor de voltaje convencional tal y como se muestra en la figura 38:

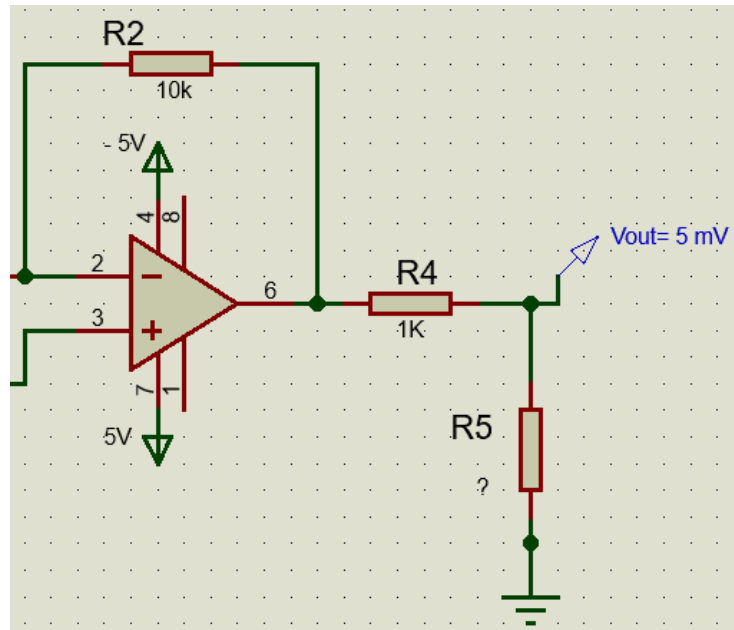


Figura 38: Divisor de voltaje

Fuente: Elaboración propia

Debido a que los desfibriladores automáticos miden la señal eléctrica del corazón en el rango de los milivoltios, configuraremos a nuestra salida del divisor de voltaje tendrá un $V_{out} = 5 \text{ mV}$, la resistencia $R4 = 1 \text{ K}$ y por lo tanto tendremos que calcular la resistencia $R5$.

$$V_{out} = \frac{V_{in} \times R5}{(R4 + R5)}$$

$$0.005 \text{ V} = \frac{1 \text{ V} \times R4}{(1000 + R5)}$$

$$R5 = \frac{5}{0.995}$$

$$\mathbf{R5 = 5.025 \Omega}$$

El cálculo de la resistencia R5 para un voltaje de salida de 5 mV es igual a 5.025Ω, debido a que esta resistencia no tiene un valor comercial, utilizaremos la resistencia más cercana de 4,7 Ω. Por lo tanto, el nuevo voltaje de salida será el siguiente:

$$V_{out} = \frac{V_{in} \times R5}{(R4 + R5)}$$

$$V_{out} = \frac{1V \times 4.7}{(1000 + 4.7)}$$

$$V_{out} = 4.6 \text{ mV}$$

Al tener un voltaje de salida en el rango de los milivoltios, colocaremos un seguidor de voltaje (Figura 39), el cual tiene la característica de tener una impedancia de entrada muy alta, por lo que el voltaje de entrada será idéntico al voltaje de salida sin perder potencia ni atenuación. En la siguiente figura vemos el circuito divisor de voltaje y el seguidor de tensión.

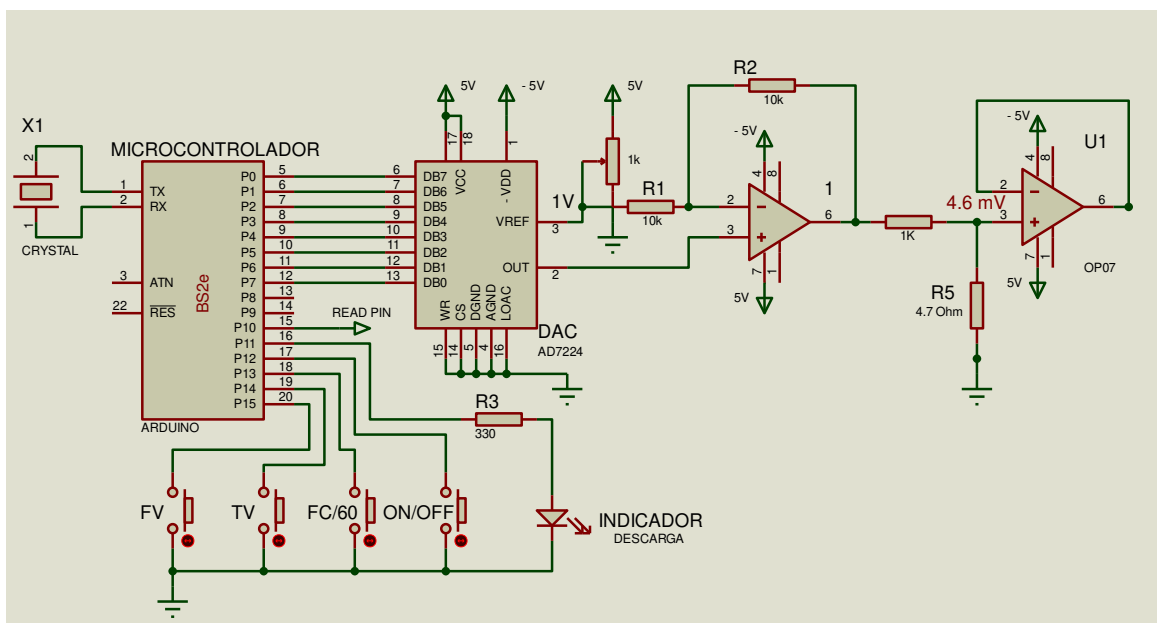


Figura 39: Circuito con seguidor de voltaje

Fuente: Elaboración propia

3.3.4. Modelamiento de la señal eléctrica del corazón.

Un pulso eléctrico normal de corazón oscila entre 60 y 100 latidos por minuto y su amplitud máxima presente en el complejo QRS se encuentra entre 0.5 mV y 5 mV. Para iniciar con el modelamiento del pulso eléctrico tomaremos una frecuencia de 60 lpm, con una amplitud de 1 mV. En la siguiente figura 40 podemos visualizar la onda de ECG que queremos modelar.

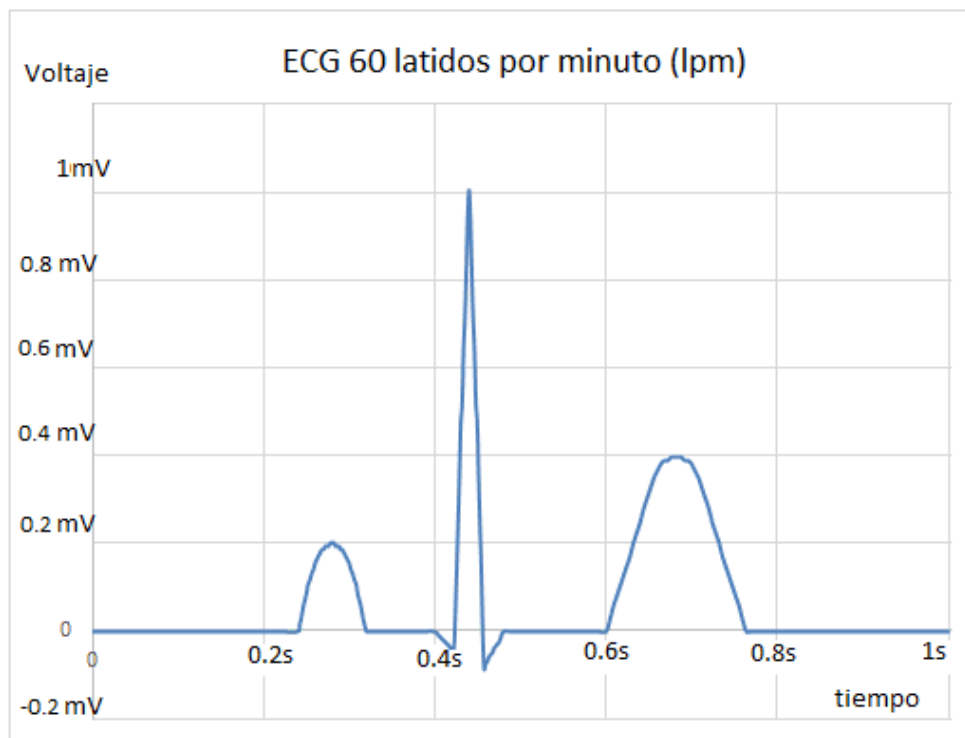


Figura 40: Señal ECG 60 lpm

Fuente: Elaboración propia

a. Modelamiento de la línea Isoeléctrica

La línea basal o isoelectrica se caracteriza por no tener actividad eléctrica, a partir de esta línea se toman de referencia las ondas, complejos y segmentos. El periodo tomado para modelar nuestra onda de ECG será desde 0 hasta 240 ms, con un voltaje de salida de 0 voltios. A continuación, mostramos la Tabla N° 1 del tiempo, voltaje y código generado para modelar el eje isoelectrico.

Tabla 1. Muestreo tiempo, voltaje y código binario eje isoelectrico

ECG 60 LPM

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
0	0	1000 0000
40	0	1000 0000
80	0	1000 0000
120	0	1000 0000
160	0	1000 0000
200	0	1000 0000
220	0	1000 0000
240	0	1000 0000

En la Tabla N° 1 podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje de cero en el tiempo establecido.

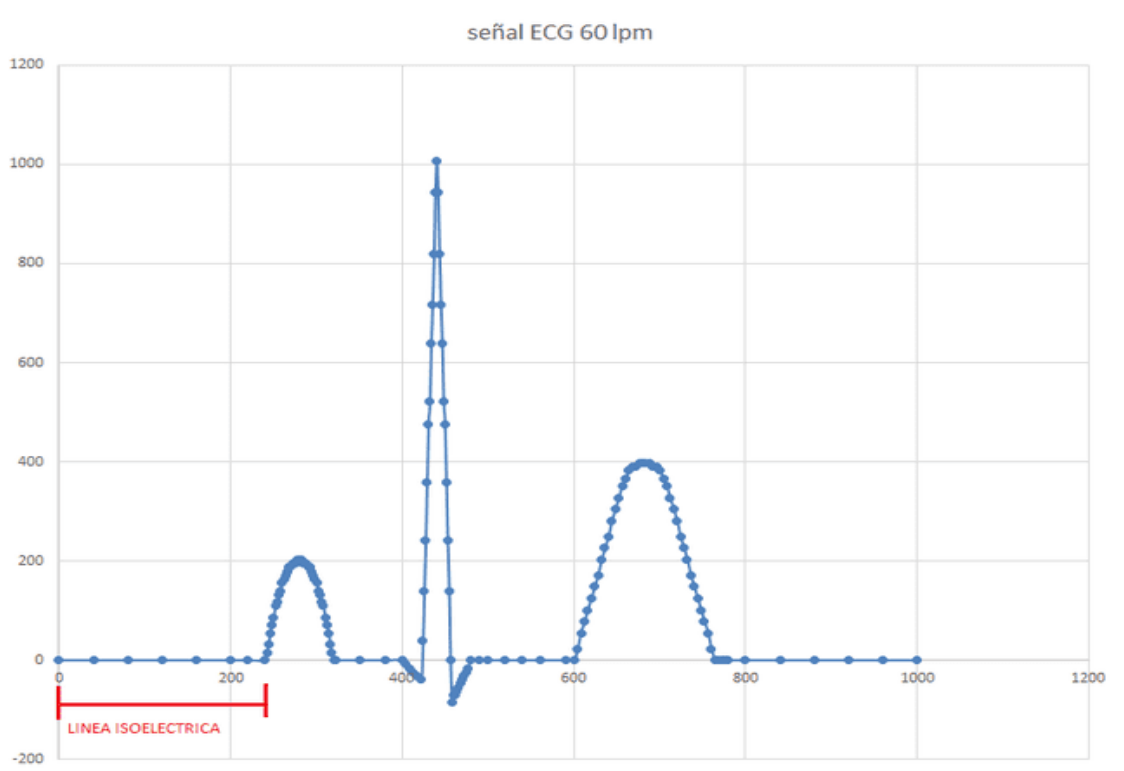


Figura 41: Eje isoelectrico

Fuente: Elaboración propia

b. Modelamiento Onda P

La onda P en un ECG normal tiene una duración máxima de 0.10 segundos, con una amplitud menor de 0.25 milivoltios. El voltaje de salida de nuestro circuito

oscila entre -0.992 voltios y 1 voltio, por lo tanto, la amplitud que tomaremos para modelar la onda P será de 200 mV, a una duración de 0.08 segundos. A continuación, la Tabla N° 2 de muestreo de la señal de ECG en tiempo, voltaje y código binario:

Tabla 2. Muestreo tiempo, voltaje y código binario de la Onda P

TIEMPO (ms)	VOLTAJE (mV)	BINARIO
240	0	1000 0000
242	15.6	1000 0010
244	31.2	1000 0100
246	54.6	1000 0111
248	70.2	1000 1001
250	85.8	1000 1011
252	109.2	1000 1110
254	117	1000 1111
256	132.6	1001 0001
258	140.4	1001 0010
260	156	1001 0100
262	163.8	1001 0101
264	171.6	1001 0110
266	179.4	1001 0111
268	187.2	1001 1000
270	187.2	1001 1000
272	195	1001 1001
274	195	1001 1001
276	195	1001 1001
278	202.8	1001 1010
280	202.8	1001 1010
282	202.8	1001 1010
284	195	1001 1010
286	195	1001 1001
288	195	1001 1001
290	187.2	1001 1000
292	187.2	1001 1000
294	179.4	1001 0111
296	171.6	1001 0110
298	163.8	1001 0101
300	156	1001 0100
302	140.4	1001 0010

304	132.6	1001 0001
306	117	1000 1111
308	109.2	1000 1110
310	85.8	1000 1011
312	70.2	1000 1001
314	54.6	1000 0111
316	31.2	1000 0100
318	15.6	1000 0010
320	0	1000 0000

En la Tabla N° 2 podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje de 0 hasta 200 mV para simular la onda P

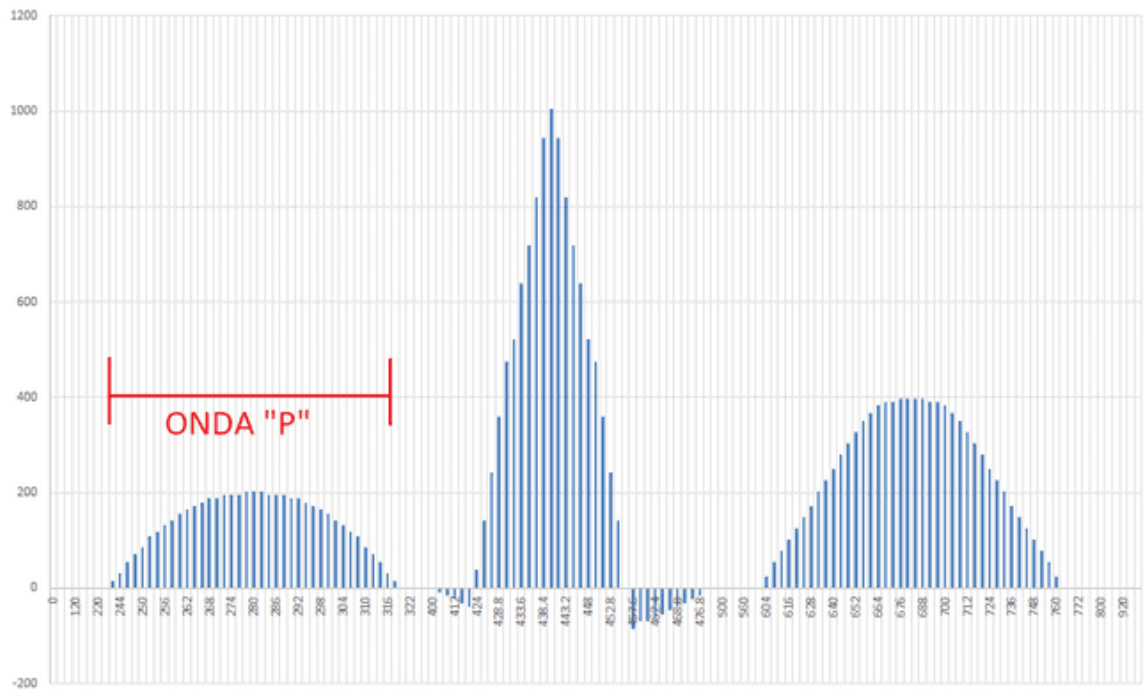


Figura 42: Muestreo Onda "P"

Fuente: Elaboración propia

c. Modelamiento segmento PR

El segmento "PR", se encuentra en el eje isoelectrico, este representa la despolarización auricular. A continuación, presentamos la tabla N° 3 de muestreo.

Tabla 3. Muestreo tiempo, voltaje y código binario del segmento "PR"

ECG 60 LPM

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
320	0	1000 0000
322	0	1000 0000
350	0	1000 0000
380	0	1000 0000
400	0	1000 0000

En la Tabla N° 3 podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje de 0 voltios para el segmento PR

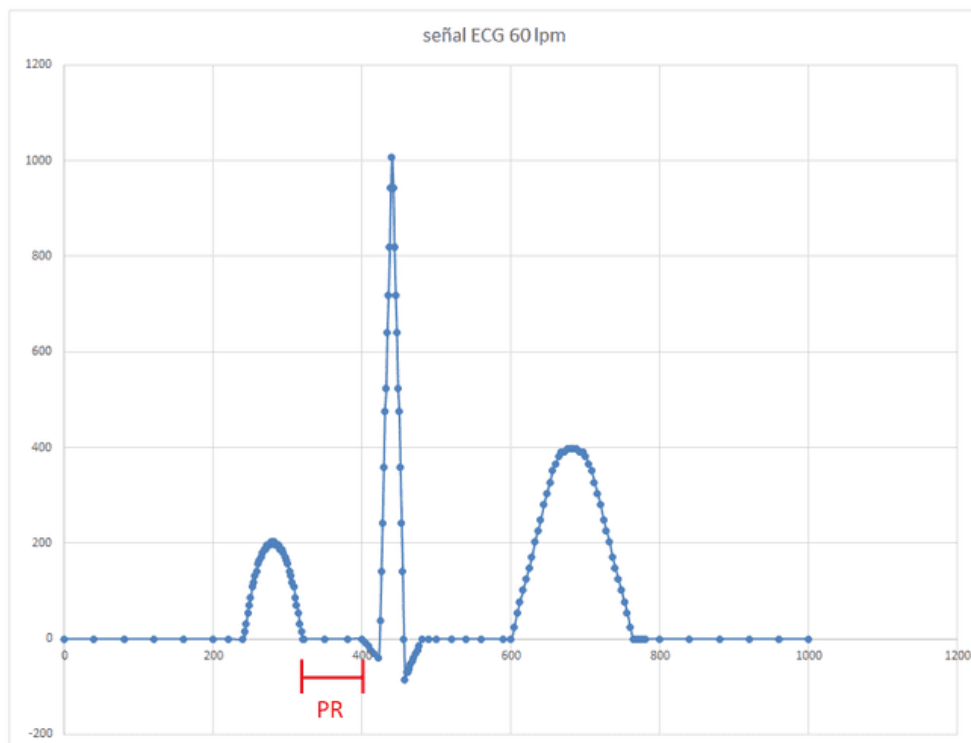


Figura 43: Muestreo Segmento "PR"

Fuente: Elaboración propia

d. Modelamiento onda "Q"

La onda Q, perteneciente al complejo QRS, presenta una deflexión negativa con una duración menor a 0.08 segundos y una amplitud menor a un cuarto de la onda R. A continuación, presentamos la tabla N° 4 y figura N° 44.

Tabla 4. Muestreo tiempo, voltaje y código binario de la onda "Q"

ECG 60 LPM		
TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
404	-7.8	0111 1111
408	-15.6	0111 1110
412	-23.4	0111 1101
416	-31.2	0111 1100
422	-39	0111 1011
424	39	1000 0101

En la Tabla N° 4 podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje de negativo para la onda Q

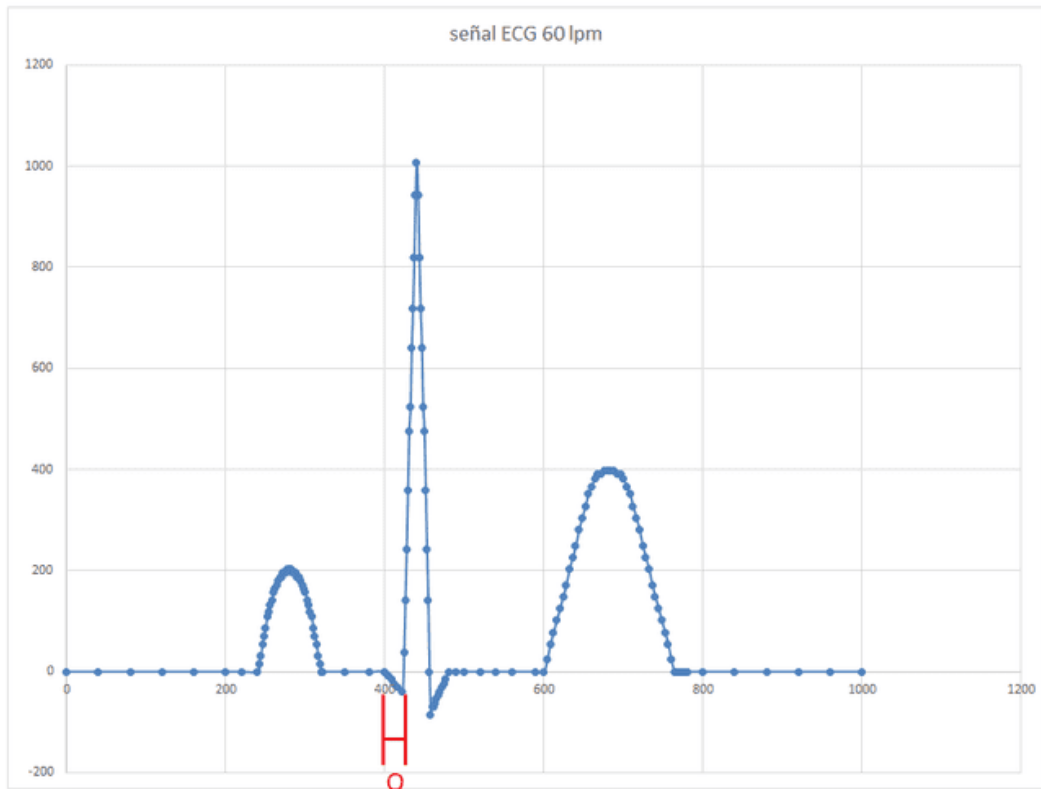


Figura 44: Muestreo Onda "Q"

Fuente: Elaboración propia

e. Modelamiento onda “R”

La onda “R” representa la despolarización de los ventrículos, y forma parte del complejo QRS, su voltaje no puede ser mayor a 2 mV en la derivada I. Para nuestro simulador hemos tomado el máximo voltaje de salida de nuestro DAC. A continuación, presentamos (Tabla 5) su muestreo y representación gráfica (Figura 45).

Tabla 5. Muestreo tiempo, voltaje y código binario de la onda “R”

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
424	39	1000 0101
425.6	140.4	1001 0010
427.2	241.8	1001 1111
428.8	358.8	1010 1110
430.4	475.8	1011 1101
432	522.6	1100 0011
433.6	639.6	1101 0010
435.2	717.6	1101 1100
436.8	819	1110 1001
438.4	943.8	1111 1001
440	1006.2	1111 1111
441.6	943.8	1111 1001
443.2	819	1110 1001
444.8	717.6	1101 1100
446.4	639.6	1101 0010
448	522.6	1100 0011
449.6	475.8	1011 1101
451.2	358.8	1010 1110
452.8	241.8	1001 1111
454.4	140.4	1001 0010
456	0	1000 0000

En la Tabla N° 5, podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje para la onda “R”.

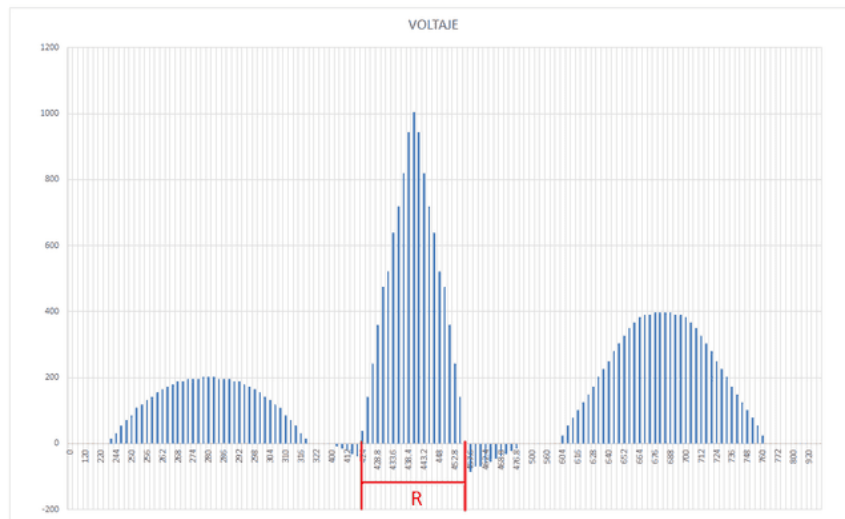


Figura 45: Muestreo Onda “R”

Fuente: Elaboración propia

f. Modelamiento onda “S”

La onda “S” representa la despolarización basal de los ventrículos, y forma parte de la onda “QRS”, presenta una deflexión negativa con una duración menor a 0.16 segundos y una amplitud menor a dos cuartos de la onda R. A continuación, presentamos su muestreo (Tabla 6) y representación gráfica (Figura 46).

Tabla 6. Muestreo tiempo, voltaje y código binario de la onda “S”

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
456	0	1000 0000
457.6	-85.8	0111 0101
459.2	-70.2	0111 0111
460.8	-70.2	0111 0111
462.4	-62.4	0111 1000
464	-54.6	0111 1001
467.8	-46.8	0111 1010
468.8	-39	0111 1011
472	-31.2	0111 1100
475.2	-23.4	0111 1101
476.8	-15.6	0111 1110
480	0	1000 0000

En la Tabla N° 6, podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para obtener un voltaje para la onda “R”.

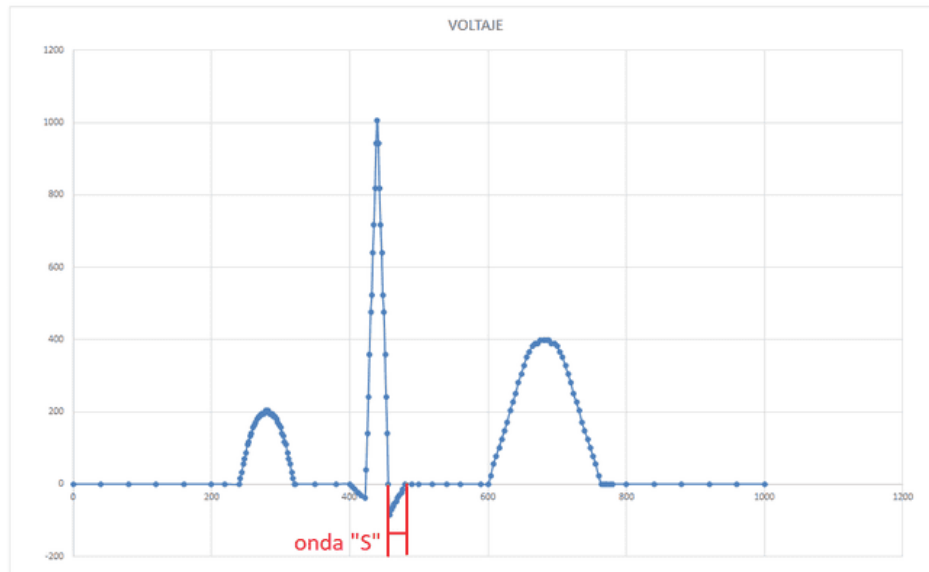


Figura 46: Muestreo Onda “S”

Fuente: Elaboración propia

g. Modelamiento segmento “ST”

El segmento “ST” representa la repolarización ventricular, se encuentra en el eje isoelectrico no generando voltaje, con una duración de hasta 0.15 segundos. A continuación, presentamos su muestreo (Tabla 7) y representación gráfica (Figura 47).

Tabla 7. Muestreo tiempo, voltaje y código binario del segmento “ST”

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
480	0	1000 0000
490	0	1000 0000
500	0	1000 0000
520	0	1000 0000
540	0	1000 0000
560	0	1000 0000
590	0	1000 0000
600	0	1000 0000

En la Tabla N° 7, podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para un voltaje de cero del segmento “ST”.

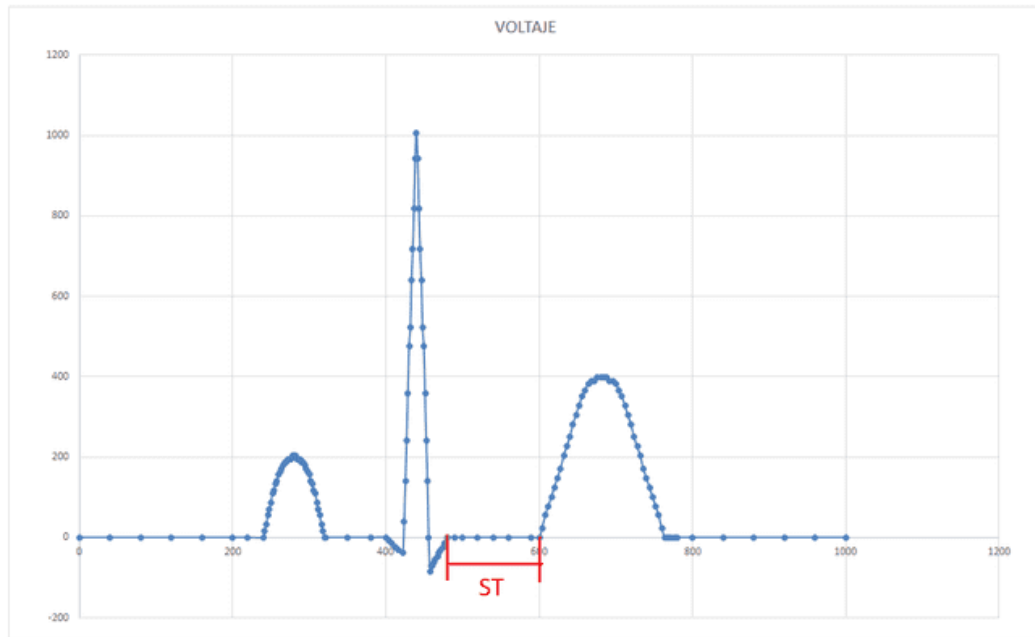


Figura 47: Muestreo Onda “ST”

Fuente: Elaboración propia

h. Modelamiento onda T

La onda “T” representa la repolarización ventricular, el voltaje de representación es menor a 0.5 mV y tiene una duración aproximada de 200 milisegundos. El voltaje máximo utilizado para el muestreo y representación de la onda de ECG a 60 lpm será de 397.8 mV. A continuación, presentamos su muestreo (Tabla 8) y representación gráfica (Figura 48).

Tabla 8. Muestreo tiempo, voltaje y código binario de la onda “T”

TIEMPO (ms)	VOLTAJE	BINARIO
600	0	1000 0000
604	23.4	1000 0011
608	54.6	1000 0111
612	78	1000 1010
616	101.4	1000 1101
620	124.8	1001 0000
624	148.2	1001 0011
628	171.6	1001 0110
632	202.8	1001 1010

636	226.2	1001 1101
640	249.6	1010 0000
644	280.8	1010 0100
648	304.2	1010 0111
652	327.6	1010 1010
656	351	1010 1101
660	366.6	1010 1111
664	382.2	1011 0001
668	390	1011 0010
672	390	1011 0010
676	397.8	1011 0011
680	397.8	1011 0011
684	397.8	1011 0011
688	397.8	1011 0011
692	390	1011 0010
696	390	1011 0010
700	382.2	1011 0001
704	366.6	1010 1111
708	351	1010 1101
712	327.6	1010 1010
716	304.2	1010 0111
720	280.8	1010 0100
724	249.6	1010 0000
728	226.2	1001 1101
732	202.8	1001 1010
736	171.6	1001 0110
740	148.2	1001 0011
744	124.8	1001 0000
748	101.4	1000 1101
752	78	1000 1010
756	54.6	1000 0111
760	23.4	1000 0011
764	0	1000 0000

En la Tabla N° 8, podemos apreciar el código binario que tendríamos que generar en las entradas del DAC para un voltaje de cero del segmento “ST”.

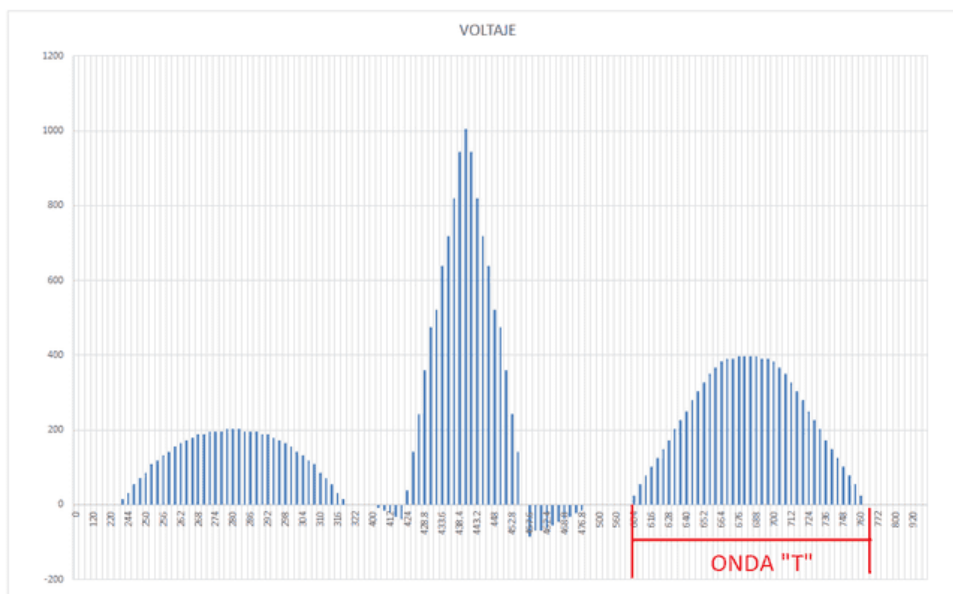


Figura 48: Muestreo Onda “T”

Fuente: Elaboración propia

3.3.5. Prueba del simulador de señales eléctricas para el DEA

Para realizar las pruebas del simulador de señales eléctricas del corazón para la evaluación funcional de los desfibriladores externos automáticos, utilizamos diferentes modelos de monitores de funciones vitales, los cuales pueden analizar los distintos tipos de arritmias existentes e identificarlos mediante un mensaje de alarma escrito.

El microcontrolador Arduino Leonardo, será el encargado de enviar los bits de control hacia nuestro convertidor digital analógico AD7224. El circuito será configurado para que los monitores de funciones vitales lean la señal muestreada mediante un cable de tres derivadas. A continuación, presentamos a figura 49, el cual nos muestra el prototipo del simulador de señales eléctricas del corazón:

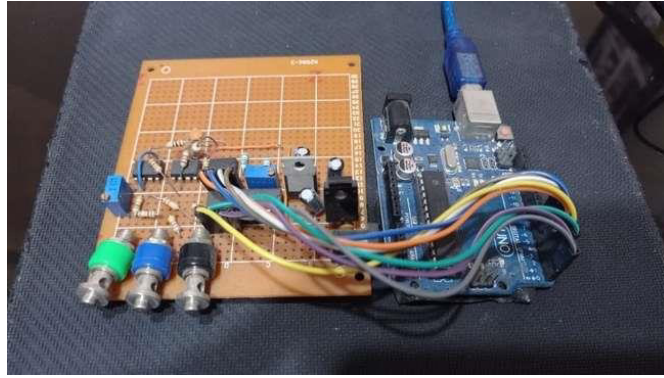


Figura 49: Circuito prototipo del simulador

Fuente: Elaboración propia

Las señales eléctricas del simulador que necesitamos verificar son: La señal normal de ECG a 60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular. La figura 50 nos muestra la conexión de los monitores al simulador mediante un cable de tres derivadas.



Figura 50: Conexión del simulador al monitor de funciones vitales

Fuente: Elaboración propia

- Prueba 1

Para la prueba 1, utilizaremos un monitor de funciones vitales de la marca Mindray, modelo Beneview T1. Las figuras 51, 52 y 53, nos muestran los valores obtenidos a 60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.



Figura 51: Frecuencia cardiaca 60 lpm – T1

Fuente: Elaboración propia



Figura 52: Fibrilación Ventricular – T1

Fuente: Elaboración propia

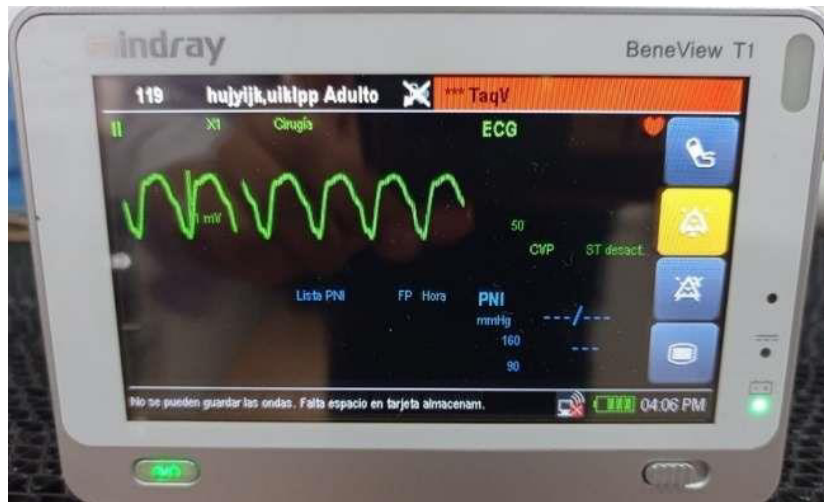


Figura 53: Taquicardia Ventricular – T1

Fuente: Elaboración propia

- Prueba 2

Para la prueba 2 utilizaremos el monitor de funciones vitales Marca BLT, modelo Q5. Las figuras 54, 55 y 56 nos muestran los valores obtenidos a 60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.

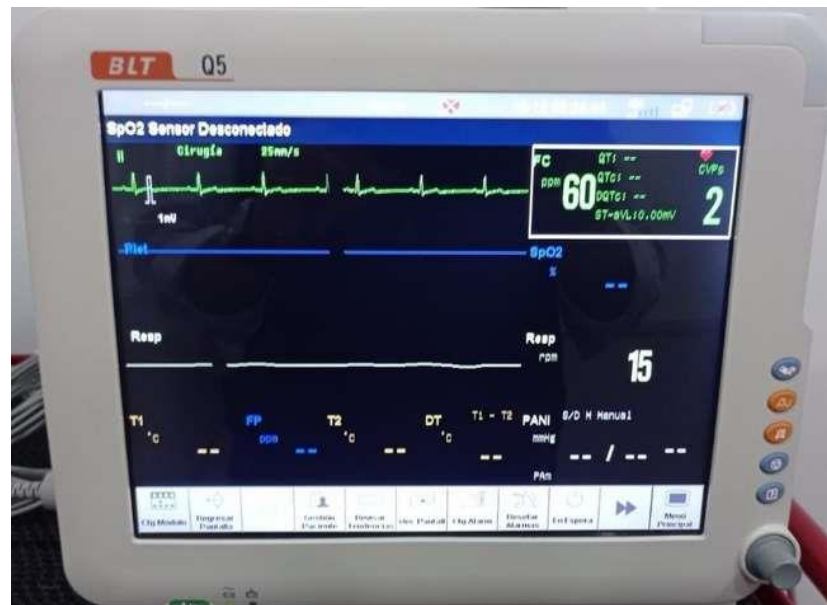


Figura 54: Frecuencia cardiaca 60 lpm – Q5

Fuente: Elaboración propia

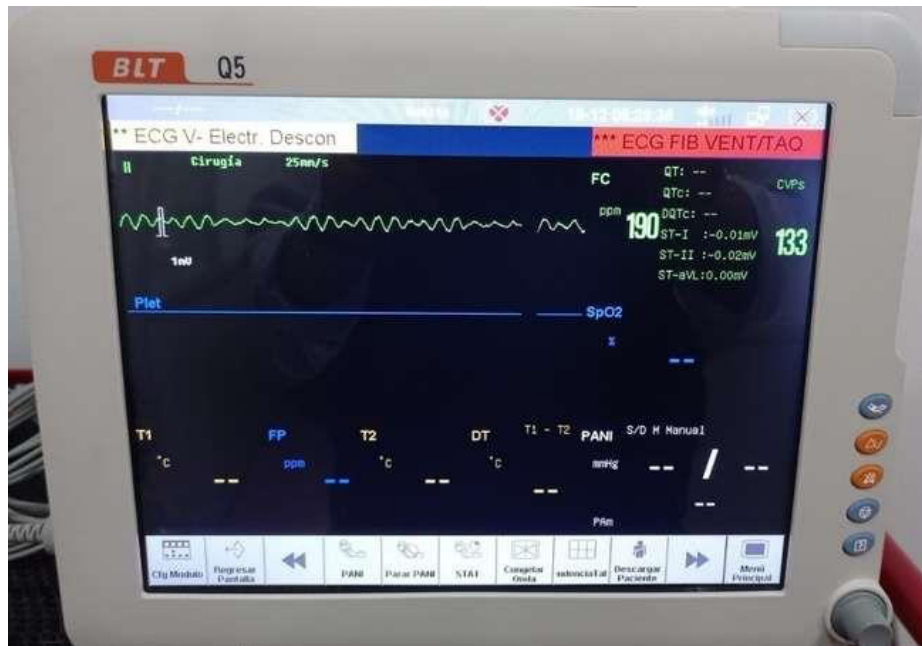


Figura 55: Fibrilación Ventricular – Q5

Fuente: Elaboración propia

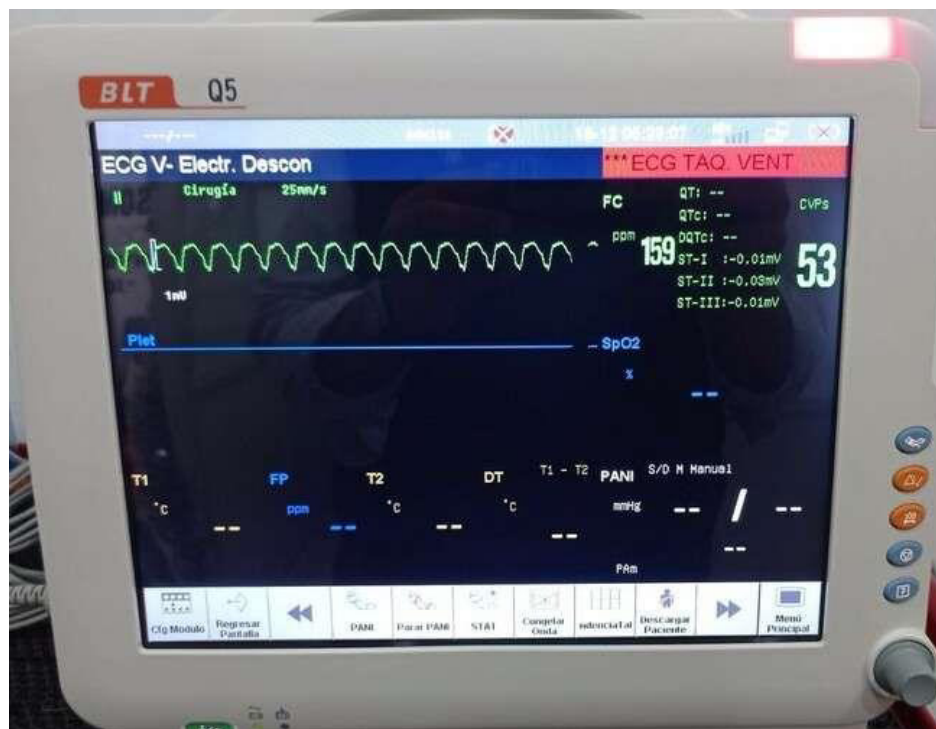


Figura 56: Taquicardia Ventricular – Q5

Fuente: Elaboración propia

- Prueba 3

Para la prueba 3 utilizaremos el monitor de funciones vitales Marca Mindray, modelo T5. Las figuras 57, 58 y 59 nos muestran los valores obtenidos a 60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.

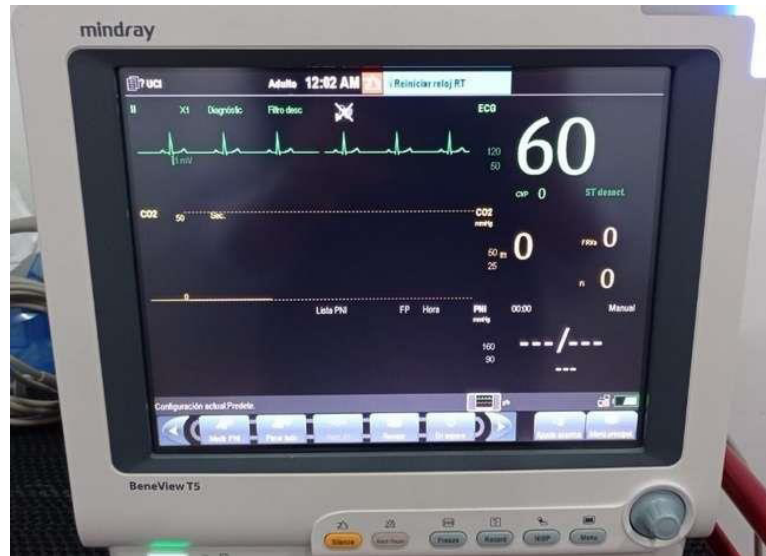


Figura 57: Frecuencia cardiaca 60 lpm – T5

Fuente: Elaboración propia

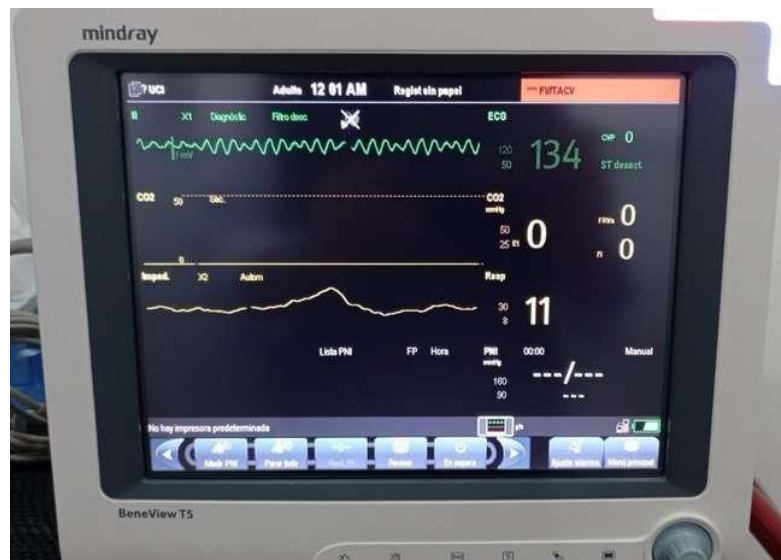


Figura 58: Fibrilación Ventricular -T5

Fuente: Elaboración propia

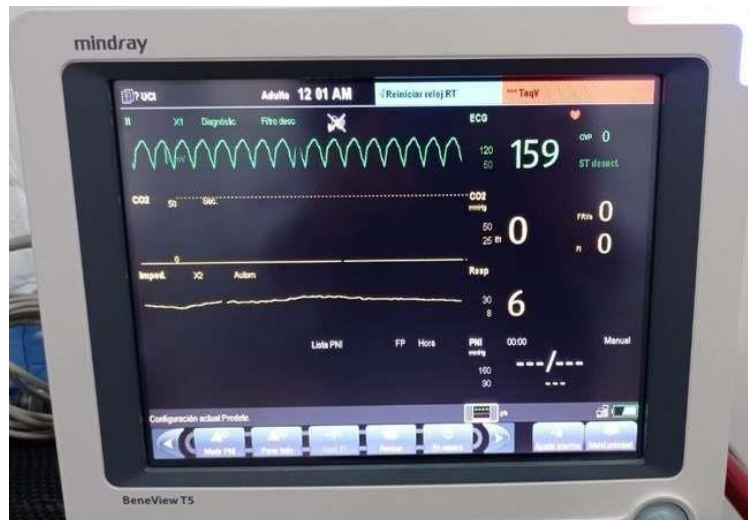


Figura 59: Taquicardia Ventricular – T5

Fuente: Elaboración propia

- Prueba 4

Para la prueba 4 utilizaremos el monitor de funciones vitales Marca Mindray, modelo N22. Las figuras 60, 61 y 62 nos muestran los valores obtenidos a 60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular

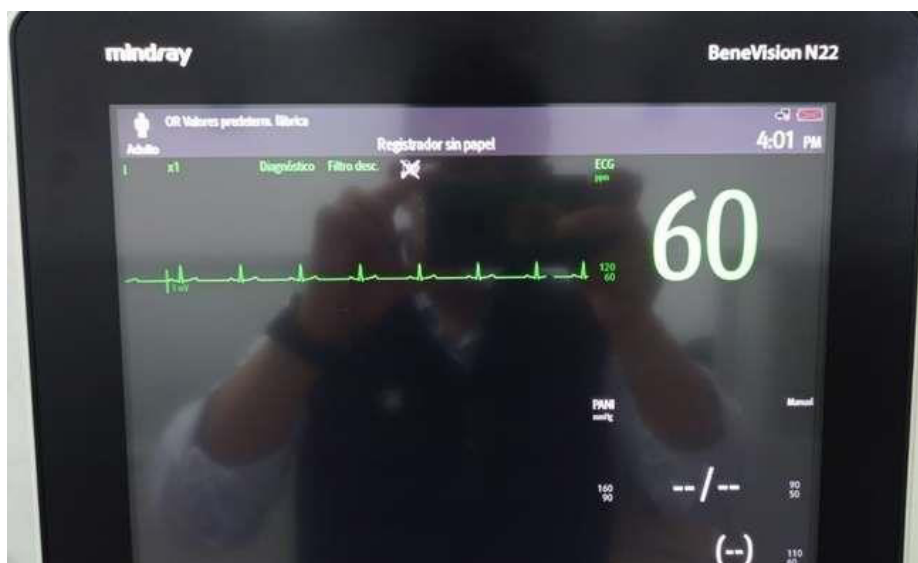


Figura 60: Frecuencia cardiaca 60 lpm – N22

Fuente: Elaboración propia

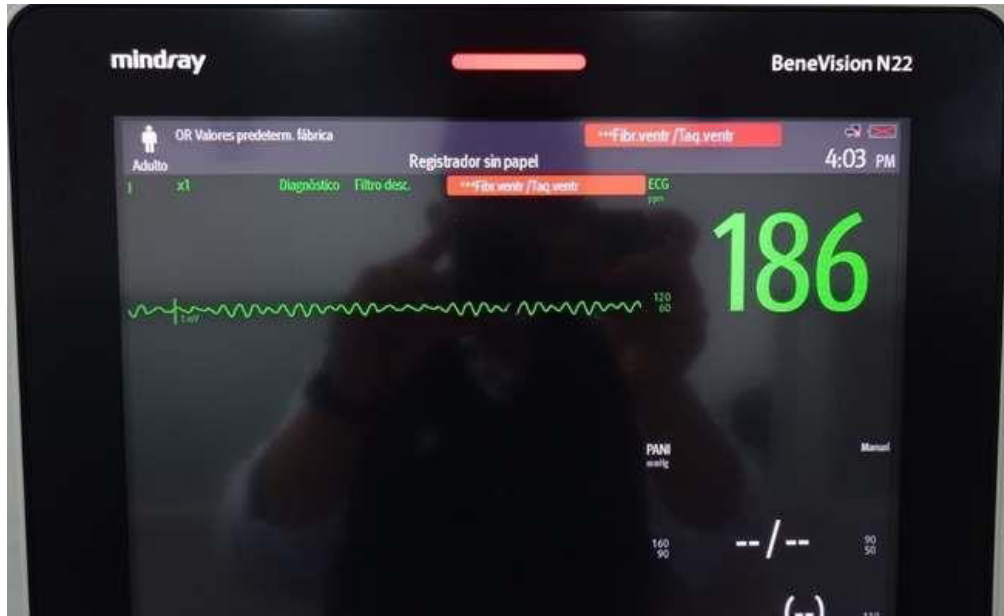


Figura 61: Fibrilación Ventricular – N22

Fuente: Elaboración propia

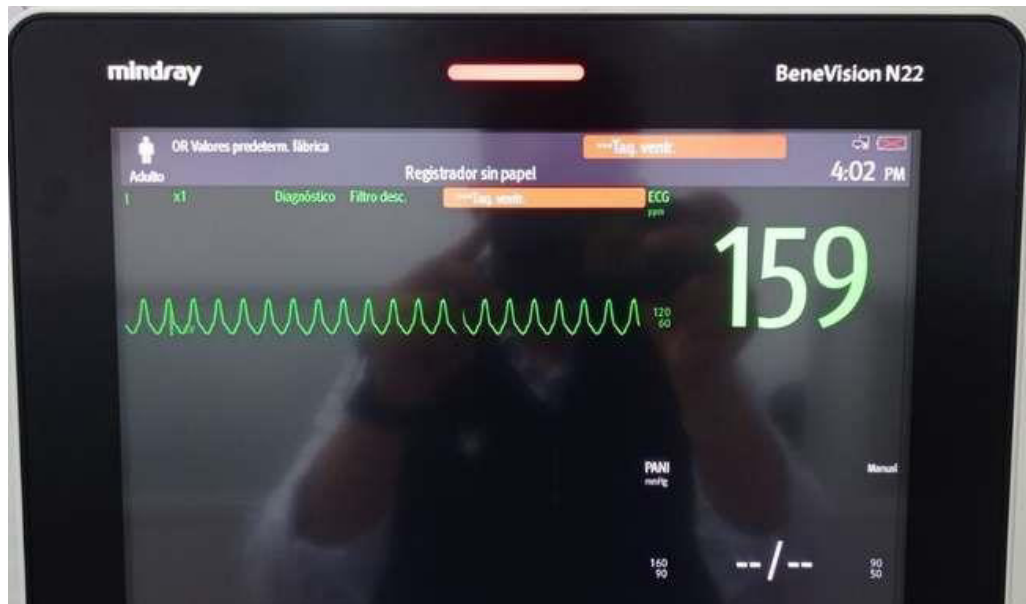


Figura 62: Taquicardia Ventricular – N22

Fuente: Elaboración propia

3.3.6. Resultados

En la tabla 9 podemos visualizar los resultados obtenidos mediante el simulador de señales eléctricas prototipo, a una frecuencia cardíaca de 60 latidos por minuto, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.

Los monitores de funciones vitales que se han utilizado para verificar el reconocimiento de las señales eléctricas generadas son de la Marca: Mindray y Biolight, dos equipos posicionados en nuestro país, los cuales cumplen con normas internacionales que certifican su óptimo funcionamiento.

Tabla 9. Tabla de resultados simulador de señales eléctricas

MONITOR DE FUNCIONES VITALES	SIMULADOR SEÑALES ELÉCTRICAS			
	FC= 60 lpm	FIBRILACION VENTRICULAR	TAQUICARDIA VENTRICULAR	RESULTADO
MINDRAY BENEVIEW T1	DETECTADO FC = 60 lpm	DETECTADO	DETECTADO	ÓPTIMO
BIOLIGHT BLT Q5	DETECTADO FC = 60 lpm	DETECTADO	DETECTADO	ÓPTIMO
MINDRAY BENEVIEW T5	DETECTADO FC = 60 lpm	DETECTADO	DETECTADO	ÓPTIMO
MINDRAY BENEVISION N22	DETECTADO FC = 60 lpm	DETECTADO	DETECTADO	ÓPTIMO

En la Tabla N° 9, podemos apreciar los resultados de los 4 monitores de funciones vitales, tras la generación de una FC=60 lpm, fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.

3.4. Desarrollar el circuito electrónico capaz de reconocer la descarga eléctrica del desfibrilador externo automático.

Los desfibriladores automáticos se clasifican por el tipo de onda que producen al momento de entregar el pulso de energía, siendo los más comerciales los de onda monofásica y bifásica.

Actualmente han sobresalido por su tecnología los desfibriladores de onda bifásica, los cuales pueden entregar energía en las dos fases de la onda y por lo tanto tienen un mejor rendimiento. Con el tiempo los desfibriladores de onda monofásica han sido discontinuados, pero en el mercado nacional todavía pueden ser encontrados en funcionamiento. A continuación, veremos la onda generada por un desfibrilador bifásico.

Figure 7-11 200J 100 Ohms Biphasic Waveform

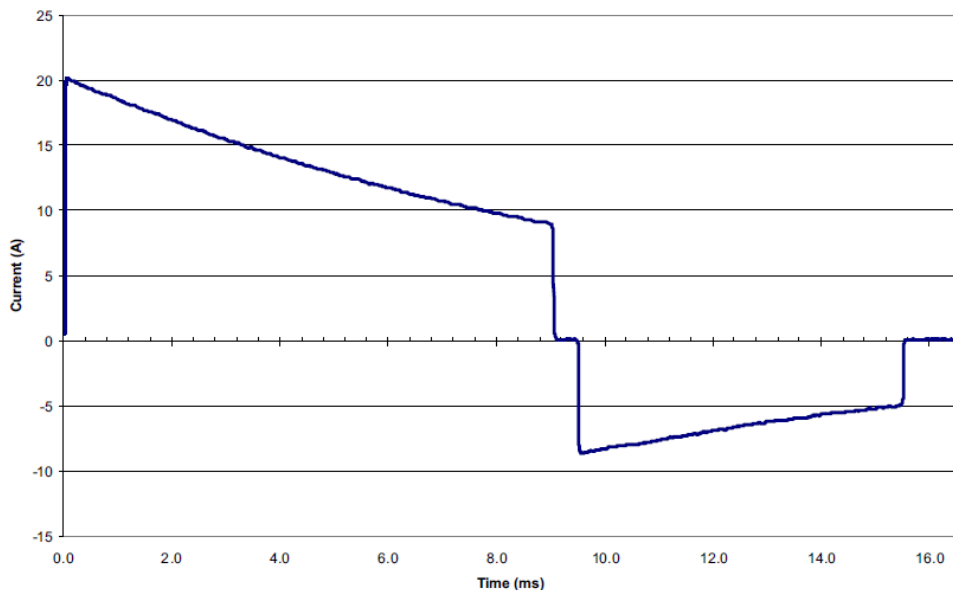


Figura 63: Onda bifásica 200 J – 100 ohmios, Amperios vs Tiempo

Fuente: Manual usuario Philips-HeartStart_XL

Figure 124 200-Joule Biphasic Waveform into 100-Ohm Load

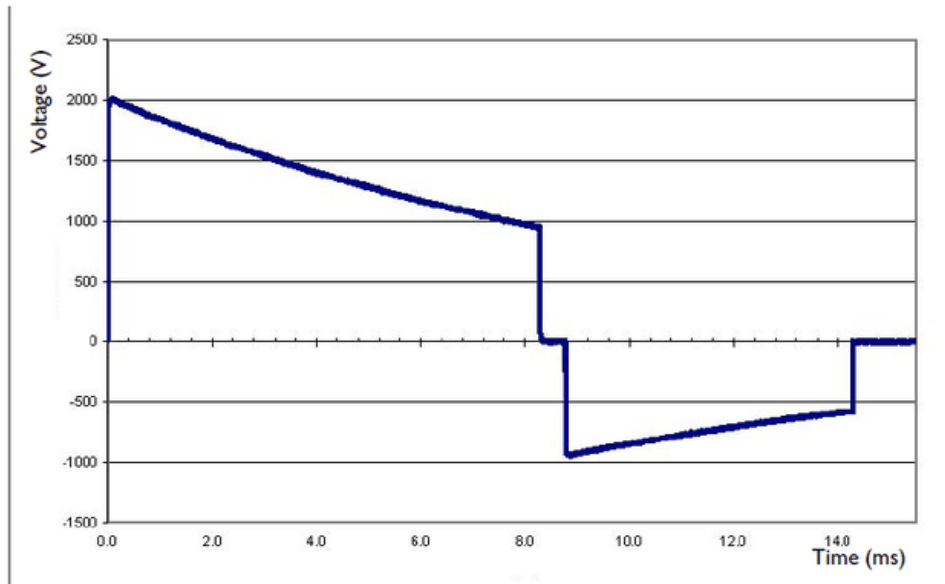


Figura 64: Onda bifásica 200 J – 100 ohmios, Voltios vs Tiempo

Fuente: Manual usuario Philips-HeartStart_XL

Onda de desfibrilación de 360 J hasta impedancia de 25 Ω , 50 Ω , 75 Ω , 100 Ω , 125 Ω , 150 Ω , 175 Ω

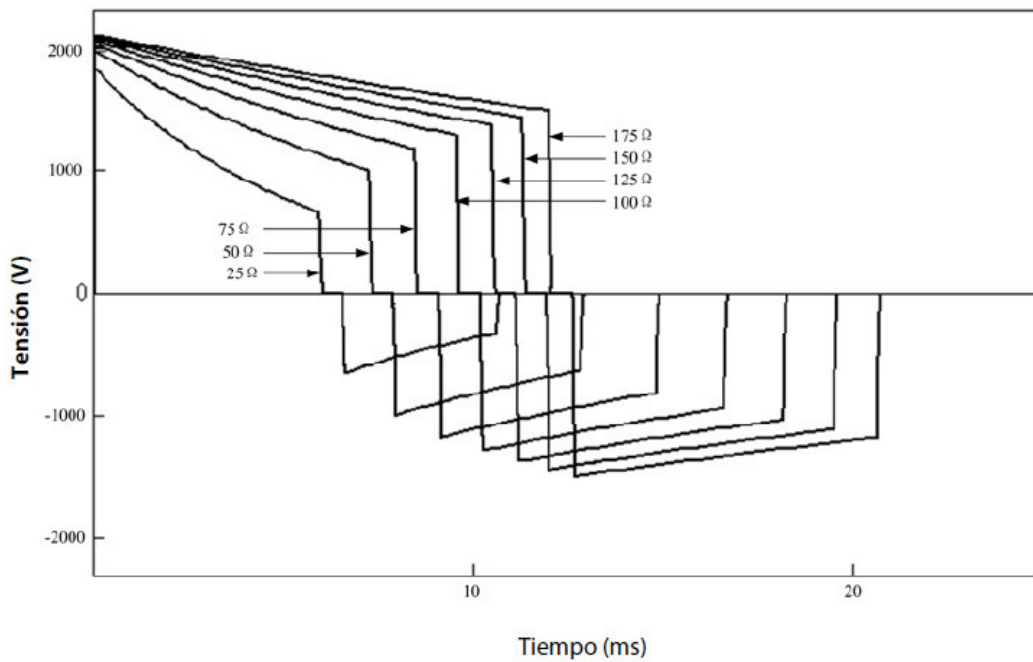


Figura 65: Onda bifásica, Voltios vs Tiempo

Fuente: Manual usuario Mindray-BeneHeart D1

Como podemos apreciar en las figuras 63, 64 y 65, los desfibriladores actuales se caracterizan por brindar una onda de desfibrilación bifásica troncada. Por lo tanto y en base a este tipo de ondas desarrollaremos nuestro circuito electrónico.

Lo primero que se va tener en cuenta para el desarrollo, es el voltaje que entrega el DEA al momento de desfibrilar, el cual varía dependiendo de la programación y/o marca del equipo. De acuerdo con la imagen 64 y 65, el voltaje suministrado es de 2000 voltios en máximo 20 milisegundos.

El otro parámetro que tenemos que tener en cuenta es la impedancia de entrada, teniendo en cuenta que cada equipo garantiza la energía que entrega de acuerdo a un rango mínimo y máximo de impedancia.

Las siguientes figuras 66 y 67 muestran la energía entregada por el DEA de acuerdo a su impedancia de entrada:

Selected energy accuracy								
Impedance \ Energy	25Ω	50Ω	75Ω	100Ω	125Ω	150Ω	175Ω	Accuracy
1 J	1	1	1	0.9	0.9	0.9	0.8	±2J
2 J	2	2	2	1.9	1.8	1.7	1.6	±2J
3 J	2.9	3	2.9	2.8	2.7	2.6	2.4	±2J
4 J	3.9	4	3.9	3.7	3.6	3.4	3.2	±2J
5 J	4.9	5	4.9	4.7	4.5	4.3	4.1	±2J
6 J	5.8	6	5.8	5.6	5.3	5.1	4.9	±2J
7 J	6.8	7	6.8	6.6	6.3	6	5.7	±2J
8 J	7.8	8	7.8	7.4	7.1	6.8	6.5	±2J
9 J	8.8	9	8.8	8.4	8	7.7	7.3	±2J
10 J	9.7	10	9.7	9.3	8.9	8.5	8.1	±2J
15 J	15	15	15	14	13	13	12	±15%
20 J	20	20	20	19	18	17	16	±15%
30 J	29	30	29	28	27	25	24	±15%
50 J	49	50	49	47	45	43	41	±15%
70 J	68	70	68	65	62	60	57	±15%
100 J	97	100	97	93	89	85	81	±15%
150 J	146	150	146	140	134	128	122	±15%
170 J	166	170	166	159	151	145	138	±15%
200 J	195	200	195	187	178	170	163	±15%
300 J	292	300	292	280	267	255	244	±15%
360 J	351	360	350	336	321	306	293	±15%

Figura 66: Energía VS Impedancia

Fuente: Manual usuario Mindray-BeneHeart D1

Resistencia	Energía seleccionada					
	50 J	70 J	85 J	120 J	150 J	200 J
25Ω	40 J	61 J	66 J	95 J	111 J	146 J
50Ω	51 J	80 J	85 J	124 J	144 J	183 J
75Ω	64 J	89 J	111 J	148 J	172 J	204 J
100Ω	62 J	86 J	108 J	147 J	171 J	201 J
125Ω	63 J	89 J	110 J	137 J	160 J	184 J
150Ω	67 J	93 J	116 J	127 J	148 J	168 J
175Ω	61 J	86 J	107 J	119 J	138 J	155 J
Precisión	± 15%	± 15%	± 15%	± 15%	± 15%	± 15%

Figura 67: Energía VS Impedancia

Fuente: Manual usuario Zoll - AED Pro

La impedancia que utilizaremos para atenuar el voltaje de entrada será de 151 ohmios distribuidos en serie tal y como se muestra en la siguiente figura 68:

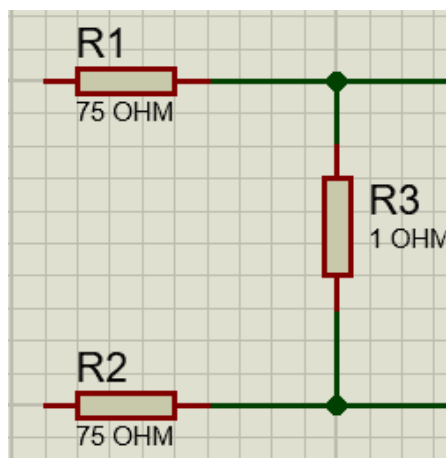


Figura 68: impedancia 150 ohmios

Fuente: Elaboración propia

Al encontrarse las resistencias R1, R2 y R3 en serie, podremos calcular la corriente que circula y en base a este dato calcular el voltaje en R3, el cual será nuestra primera etapa para reducir el voltaje de entrada.

Ley de Ohm:

$$I = \frac{V}{R}$$

$$I = \frac{2000}{151}$$

$$I = 13.24 \text{ A}$$

Por lo tanto, el voltaje en R3 sería el siguiente:

$$\mathbf{VR3} = I \times R3$$

$$\mathbf{VR3} = 13.24 \text{ Voltios}$$

Sabiendo que la onda que entrega el desfibrilador es bifásico o monofásico, utilizaremos un rectificador de onda completa en paralelo con R3, con la finalidad de obtener un voltaje positivo. A la salida del rectificador utilizaremos una resistencia en serie con un diodo Zener 1N4733, con la finalidad de que el voltaje de salida no sea mayor a los 5 voltios. Dependiendo de cual fuera la energía entregada por el DEA, el circuito electrónico nos permitirá mantener el voltaje en 5 voltios, para que el microcontrolador Arduino pueda leerlo y mediante un LED indica que la descarga fue exitosa. A continuación, veremos cómo quedaría el circuito (Figura 69).

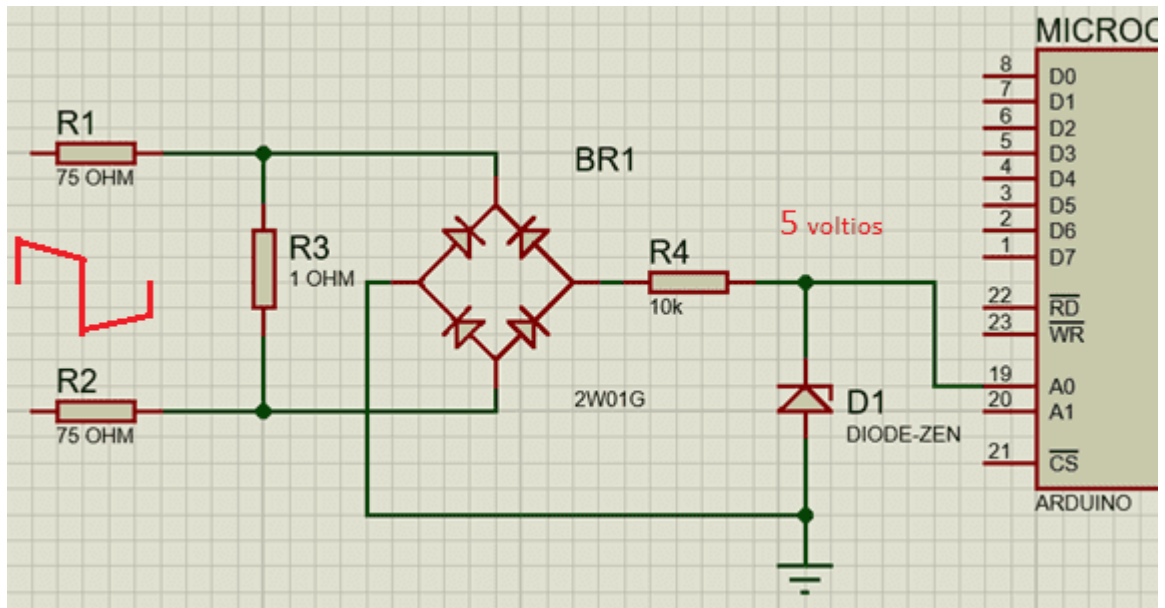


Figura 69: Circuito rectificador de voltaje

Fuente: Elaboración propia

A continuación, veremos la figura N° 70 el cual muestra el circuito principal del simulador de señales eléctricas para la evaluación funcional de desfibriladores externos automáticos.

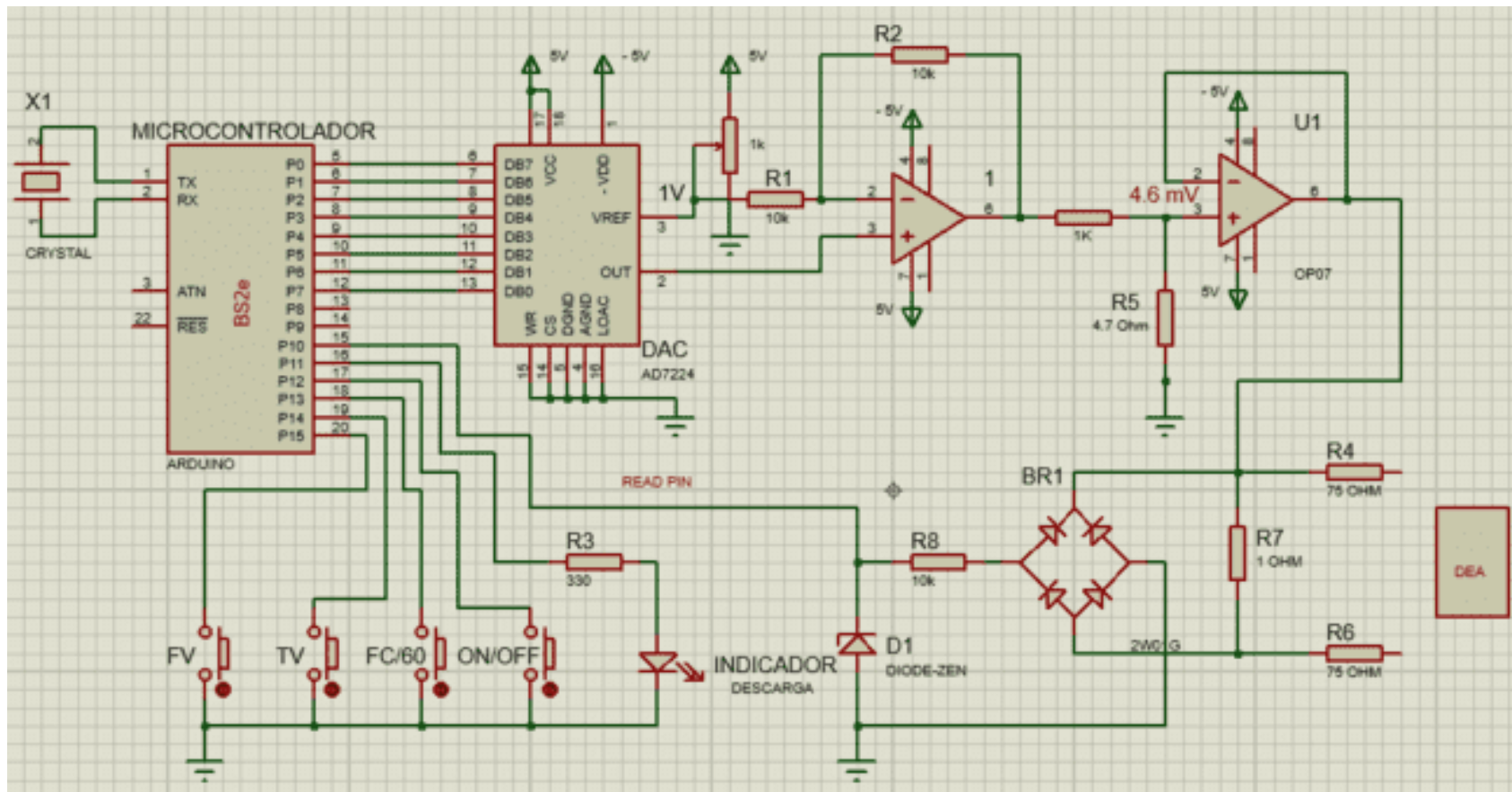


Figura 70: Circuito principal DEA

Fuente: Elaboración propi

3.5. Desarrollar el protocolo de pruebas con el uso del simulador de señales eléctricas.

En la actualidad el desfibrilador externo automático y/o semiautomático es un equipo de vital importancia para la vida humana, ya que son los únicos aparatos que pueden salvar la vida ante un problema cardíaco. Por tal motivo es necesario contar con un protocolo de prueba que demuestre que el equipo se encuentra en óptimas condiciones de funcionamiento.

Los protocolos que se utilizan para este tipo de equipos, implican el uso de simuladores especializados capaces de generar ritmos cardíacos desfibrilables, capaces de activar una descarga eléctrica, además de verificar si esta descarga eléctrica fue ejecutada.

A continuación, veremos el protocolo de pruebas creado para verificar el correcto funcionamiento de los equipos:

FORMATO PARA EL PROTOCOLO DE PRUEBAS

DENOMINACIÓN : DESFIBRILADOR EXTERNO AUTOMÁTICO
 MARCA : MINDRAY
 MODELO : BENEHEART D1
 N° DE SERIE : LXD524632

Nº	Descripción de la prueba	Procedimientos p/realizar cada prueba	Resultado esperado	Resultado obtenido	Observación
1	Revisión externa y verificación de los accesorios.	Verificar carcasa externa, conector de entrada de electrodos, botón de encendido y apagado. Verificar que los electrodos no se encuentren caducados.	Equipo sin daño físico externo y electrodo de desfibrilación vigente.		
2	Revisión y prueba de batería.	Introducir la batería al equipo y verificar que no muestre mensaje de batería baja. Revisar fecha de caducidad de las baterías.	El equipo no muestra mensaje de batería baja y la fecha de caducidad se encuentra vigente.		

3	Prueba de encendido y verificación de mensajes de voz.	Encender el equipo y verificar la activación del mensaje acústico. DEA indicar procedimientos a seguir para el uso del equipo.	El equipo enciende sin mensaje de errores y se escuchan las indicaciones acústicas.		
4	Prueba de lectura de ritmo normal.	Conectar el simulador al DEA, programar 60 lpm y verificar que el DEA indica ritmo no desfibrilable e indicar realizar RCP.	DEA no desfibrila por ser un ritmo normal e indica realizar RCP.		
5	Prueba de taquicardia ventricular.	Conectar el simulador al DEA, programar TV, equipo indica ritmo desfibrilable y realiza descarga eléctrica. Verificar que el led de lectura de descarga eléctrica se ilumine.	DEA reconoce ritmo desfibrilable e indica que realizará una descarga eléctrica. Led de descarga eléctrica se ilumina.		
6	Prueba de fibrilación ventricular.	Conectar el simulador al DEA, programar FV, equipo indica ritmo desfibrilable y realiza descarga eléctrica. Verificar que el led de lectura de descarga eléctrica se ilumine.	DEA reconoce ritmo desfibrilable e indica que realizará una descarga eléctrica. Led de descarga eléctrica se ilumina.		
7	Prueba de reconocimiento de parches de desfibrilación.	Conectar el electrodo de desfibrilación, programar ritmo normal, desconectar el electrodo y verificar que el equipo indique inserte electrodos.	DEA reconoce desconexión de electrodos.		

.....
EMPRESA

.....
INGENIERÍA BIOMÉDICA

El cuadro adjunto nos brinda la descripción de cada actividad, los procedimientos a seguir por cada prueba y el resultado que se espera. Además, contamos con una casilla para poder registrar el resultado obtenido y una casilla de observaciones para poder colocar detalles adicionales.

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO

4.1. Análisis de Costo

En este capítulo veremos el análisis del costo y beneficio del proyecto de tesis en caso de que se implemente e instale en la empresa Master Medic.

4.1.1. Presupuesto

En el presupuesto para la implementación del proyecto de tesis, tendremos que analizar los recursos de Hardware que tendremos que adquirir para su desarrollo, los recursos humanos que se van a necesitar para la fabricación y ensamblado por parte de técnicos especialistas, los recursos de software que se utilizaron para la simulación y diseño y otros gastos necesarios como son los costos de logística, adquisición de libros que ayudaron al desarrollo y otros gastos que se presentarán en el transcurso del desarrollo.

a. Recursos de Hardware, en el cual consideramos todos los dispositivos electrónicos e insumos que hemos requerido para el desarrollo del proyecto de tesis. (Tabla 10).

Tabla 10. Tabla de minucias detectadas

<u>Item</u>	<u>Descripción</u>	<u>Can</u>	<u>C.Uni</u>	<u>total</u>
01	CI Convertidor DAC TC7660	1	50.00	50.00
02	CI Arduino Uno R3	1	40.00	40.00
03	CI Opamp OP07	3	15.00	45.00
04	CI TC7660	1	10.00	10.00
05	Fuente de alimentación	1	50.00	50.00
06	Dispositivos electrónicos (varios)	1	45.00	45.00
07	Chasis de cubierta	1	80.00	80.00
08	Placa de fibra de vidrio	1	50.00	25.00
09	Cables de comunicación	1	20.00	10.00
10	Soldadura, caudín y pasta de soldar.	1	45.00	45.00
Costo total S/.				400.00

En la Tabla N° 10 podemos apreciar los costos individuales (incluye el IGV) de cada componente, accesorio que se va a adquirir para la implementación del proyecto.

- b. Recursos humanos**, en el que consideraremos la mano de obra que se necesitó para el desarrollo e implementación del proyecto de tesis. (Tabla N° 11).

Tabla 11. Recursos Humanos

<u>Item</u>	<u>Descripción</u>	<u>Can</u>	<u>C/día</u>	<u>total</u>
01	Técnico de ensamblado	1	100.00	100.00
02	Técnico programador/control calidad	1	100.00	100.00
Costo total S/.				200.00

En la tabla N 11 podemos visualizar el costo por día que se va a necesitar para el pago de los técnicos especiales en ensamblaje y programación del proyecto. (incluye el IGV)

c. **Recursos de software**, en el que consideramos el software utilizado para la comprobación y desarrollo. (Tabla N° 12).

Tabla 12. Recursos de Software

<u>Item</u>	<u>Descripción</u>	<u>Can</u>	<u>C.uni</u>	<u>total</u>
01	Software proteus	1	100.00	100.00
02	Software Arduino	1	00.00	00.00
03	Software Orcad	1	100.00	100.00
Costo total S/.				200.00

En la tabla N 12 nos muestra el costo del software (incluido IGV) que se utilizaron para la simulación, implementación y diseño de los circuitos impresos desarrollados.

d. **Otros**

Estos son gastos que también forman parte del proyecto y que ayudaron a su desarrollo como son libros, equipos de alquiler, etc. (Tabla N° 13).

Tabla 13. Recursos otros

<u>Item</u>	<u>Descripción</u>	<u>Can</u>	<u>C.uni</u>	<u>total</u>
01	Impresiones	1	50.00	50.00
02	Alquiler de DEA	1	200.00	200.00
10	Alquiler de simulador	1	200.00	200.00
Costo total S/.				450.00

En la tabla N 13 nos muestra el costo de los recursos de logística (incluido los impuestos) que se realizaron para el desarrollo, como son libros de procesamiento de señales y gastos de impresión, escaneo y papel.

4.1.2. Costo del proyecto

En esta etapa calcularemos el costo total del proyecto de tesis, según lo descrito en las tablas anteriores.

Tabla 14. Costo del proyecto

<u>Item</u>	<u>Descripción</u>	<u>total</u>
01	Recursos de Hardware	400.00
02	Recursos Humanos	200.00
03	Recursos de Software	200.00
04	Recursos varios	450.00
Costo total S/.		1,250.00

En la tabla N 14 nos muestra el costo total (incluido IGV) de inversión que se realizó para el diseño, desarrollo e implementación del simulador DEA.

4.2. Análisis de beneficios

4.2.1. Beneficios tangibles.

Para el análisis de los beneficios tangibles, tomaremos en cuenta los números de mantenimientos preventivos aproximados que se deben de realizar en un mes y cuál es el costo de alquiler del simulador de desfibrilador externo automático para la ejecución del servicio ofertado por la empresa. En la tabla N° 15 podemos apreciar dichos beneficios.

Tabla 15. Costo del Beneficio tangible

BENEFICIOS TANGIBLES	SIN SIMULADOR			CON SIMULADOR			COSTO GANADO
	MES	Veces/ mes	COSTO	MES	Veces/ mes	COSTO	
Alquiler de simulador DEA	1	2	300	-	-	0.0	300.00
Total, costo S/.							300.00

En la tabla N 15 nos muestra el costo total del beneficio tangible el cual se dará por dejar de alquilar el simulador DEA para la ejecución de los mantenimientos preventivos programados durante el mes.

4.2.2. Beneficios intangibles

Para el análisis de los beneficios intangibles, tomaremos en cuenta la productividad en el aumento de servicios de mantenimiento que se pueden tener con un equipo propio, en la cual ya no se dependerá de la disposición del equipo alquilado y por ende se podrá tener mayores ingresos. En la tabla N° 16 visualizamos los beneficios intangibles.

Tabla 16. Costo del Beneficio Intangible

BENEFICIOS INTANGIBLES	SIN EQUIPO		CON EQUIPO		COSTO GANADO
	MES	COSTO	MES	COSTO	
Mayor cantidad de servicios de mantenimiento	2	0.00	2	300.00	300.00
Total, costo S/.					300.00

En la tabla N 16 nos muestra el costo total del beneficio Intangible el cual se dará porque se podrán ejecutar un mayor número de mantenimientos debido a que ya no se dependerá de la disponibilidad del alquiler del simulador DEA

4.2.3. Costo total de beneficios.

En este punto realizaremos el cálculo del total de beneficios que generará el simulador de señales eléctricas del corazón.

Tabla 17. Costo total de beneficios

BENEFICIOS	CON EQUIPO		COSTO GANADO
	MES	COSTO	
Beneficios tangibles	1	220.00	300.00
Beneficios Intangibles	1	370.00	300.00
Total, costo S/.			600.00

En la tabla N 17 nos muestra el costo total del beneficio, el cual es una suma de los beneficios tangibles con los beneficios intangibles presentes en el proyecto.

4.3. CONSOLIDADO COSTO / BENEFICIO

Mediremos el total de beneficios obtenidos en un año, así como los costos de inversión realizados de igual manera en un año, para comprobar si el proyecto simulador DEA es rentable, para esto el resultado obtenido del deberá ser mayor a uno.

Fórmula:

$$B/C = \frac{VAI}{VAC}$$

Donde:

VAI = valor actual de beneficios

VAC = valor actual de costo

$$B/C = \frac{7,200}{1,250}$$

$$B/C = 5.76 \%$$

El análisis B/C calculado es mayor a 1, lo que demuestra que los beneficios que se obtendrán por el desarrollo del simulador son mayores al costo que se usa para alquilar estos equipos.

4.4. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD

Este tipo de análisis nos permitirá comprobar si el proyecto presentado es rentable y óptimo para la empresa. Para esto evaluaremos a partir de qué mes nuestro proyecto puede ser rentable.

4.4.1. Desarrollo del Flujo de caja

Tabla 18. Flujo de caja

FLUJO DE CAJA POR 12 MESES												
BENEFICIOS DE PROYECTO	PROYECTADO											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
BENEFICIOS TANGIBLES		300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00
BENEFICIOS INTANGIBLES		300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00	300.00
TOTAL INGRESOS--->	0.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00
COSTO DE PROYECTO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
GASTOS OPERATIVOS	400.00											
IMPUESTOS	200.00											
RECURSOS DE SOFTWARE	200.00											
OTROS	450.00											
TOTAL EGRESOS--->	1,250.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
SALDO DEL MES	-1,250.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00	600.00
SALDO CAJA ANTERIOR	0.00	-1,250.00	-650.00	-50.00	550.00	1,150.00	1,750.00	2,350.00	2,950.00	3,550.00	4,150.00	4,750.00
SALDO ACUMULADO MES	-1,250.00	-650.00	-50.00	550.00	1,150.00	1,750.00	2,350.00	2,950.00	3,550.00	4,150.00	4,750.00	5,350.00

En la tabla N 18 representa el Flujo de Caja realizado por el periodo de un año, en ella se puede observar el resultado positivo de la capacidad de la empresa al finalizar el año con el proyecto en marcha, y el tiempo de recuperación del costo inicial será de tres meses, para en adelante generar ganancias.

4.4.2. Análisis del VAN (VALOR ACTUAL NETO)

El indicador del VAN (Valor Actual Neto) es relevante para la determinación de la viabilidad del proyecto. Hallaremos el valor actual de los flujos futuros del proyecto teniendo en cuenta los flujos de caja y la tasa de descuento (tasa de rentabilidad de inversión): 10%

Fórmula:

$$\text{VAN} = - (\text{inversión}) + \frac{\text{VF}_n}{(1+i)^n}$$

Donde:

Inversión = inversión inicial

VF_n = resultado del flujo de caja

i = interés

n = tiempo

$$\text{VAN} = - 1,250 + \frac{5,350}{(1+0.05)^1}$$

$$\text{VAN} = 3,613.63$$

El valor actual neto (VAN) nos da 3,613.63 durante el primer año, al ser este valor positivo podemos concluir que la implementación del proyecto es rentable.

4.4.3. Análisis del TIR

La Tasa Interna de Retorno (TIR) nos demostrará el porcentaje de la rentabilidad que ofrece el proyecto, comparándola con la tasa de descuento o tasa de rentabilidad del proyecto (10%).

- inversión =

$$-1,250 = \frac{5,350}{(1+TIR)^1}$$

$$\mathbf{TIR = 298}$$

En el resultado el TIR nos da un porcentaje del 298% es altamente superior al 10% de la tasa de descuento lo cual demuestra que el proyecto es rentable.

4.4.4 Análisis del ROI

El análisis de Retorno de la Inversión (ROI) es fundamental dado que nos brinda información sobre si estamos ganando dinero o no a través del proyecto que estamos haciendo.

Fórmula:

$$ROI = \frac{\text{Beneficios obtenidos} - \text{Inversión}}{\text{Inversión}} \times 100$$

$$ROI = \frac{5,350 - 1,250}{1,250} \times 100$$

$$\mathbf{ROI = 328 \%}$$

El resultado del ROI es positivo, del cual podemos concluir que obtendremos una ganancia del 328% durante el primer año. Este valor indica que el proyecto es viable.

CONCLUSIONES

1. El uso de desfibriladores externos automáticos en los entornos públicos y privados es obligatorio, por lo tanto, es necesario comprobar su correcto funcionamiento mediante un equipo especializado que genere señales eléctricas normales y anómalas, y a la vez obtenga una lectura del pulso eléctrico generado por el DEA.
2. Los desfibriladores externos automáticos, analizan dos tipos de arritmias potencialmente mortales antes de desfibrilar: Taquicardia ventricular y fibrilación ventricular, sólo en caso de encontrar estas arritmias realizarán una descarga eléctrica.
3. El uso de un Convertidor Digital Analógico (DAC), nos permite modelar la señal del ECG, mediante un microcontrolador programado.
4. La onda eléctrica generada por los Desfibriladores externos automáticos es monofásica o bifásica de alto voltaje, por lo tanto, es necesario reducir y rectificar este voltaje, mediante un diodo puente, para tener una onda completamente positiva y limitar el voltaje de lectura a 5 voltios.
5. Es necesario desarrollar un protocolo de pruebas, utilizando el simulador de señales eléctricas del corazón, con la finalidad de realizar una comprobación óptima en el análisis de arritmias y lectura de energía entregada.

RECOMENDACIONES

1. Es importante que todo espacio público o privado como hospitales, clínicas, parques de recreación, piscinas etc., que cuenten con un desfibrilador externo automático, programen la revisión y prueba operativa de los desfibriladores mediante simuladores DEA especializados.
2. Recomendamos que los Ingenieros biomédicos, médicos especializados y/o Licenciadas en enfermería, verifiquen la hoja de datos del desfibrilador externo automático para determinar el rendimiento de análisis frente a una taquicardia ventricular o fibrilación ventricular.
3. Para diseños futuros de mejoramiento del proyecto de tesis, recomendamos el uso de monitores de funciones vitales y/o electrocardiógrafo para verificar la forma de onda muestreada, debido a que perfecciona la lectura del ECG y evita posibles errores.
4. Para futuros diseños de mejoramiento del proyecto de tesis, recomendamos utilizar un microcontrolador con entradas de lectura analógica, para poder leer las variaciones de voltajes, tiempos e intensidades y así determinar mediante algoritmo, la energía que entregó el desfibrilador.
5. Recomendamos que las oficinas de Ingeniería Clínica, Equipos Biomédicos y/o Servicios Generales de los Hospitales, Clínicas y entidades privadas Incluyan en el programa de mantenimiento del desfibrilador externo automáticos, el protocolo de pruebas con el simulador DEA, para una mejor verificación.

REFERENCIAS

- Arjona, E., Burgoz J. y Davila A. R., (2012). *Enfermería en cardiología*. Recuperado de https://www.enfermeriaencardiologia.com/wp-content/uploads/electro_14.pdf
- Burbano, P. A. (2018). *Diseño e implementación de un equipo simulador de la señal electrocardiográfica para el mantenimiento preventivo de electrocardiógrafos - Bogotá, 2018* (tesis de grado). Recuperado de <http://hdl.handle.net/11634/10369>
- Chambergo, P. F y Siapo A. C (2014). *Diseño y construcción de un simulador electrónico para el entrenamiento de estudiante de medicina - Lambayeque, 2014* (tesis de grado). Recuperado de <https://hdl.handle.net/20.500.12893/187>
- Cortés, C. (2015). *Diseño y desarrollo de un simulador de señales electrocardiográficas de bajo costo para el mantenimiento de monitores cardiacos en hospitales - Colombia, 2017* (tesis de grado). Recuperado de <http://hdl.handle.net/20.500.12622/4049>
- Fajuri, A. (2009). Aspectos fisiopatológicos. Recuperado de <https://es.slideshare.net/gabrielapazita/manual-arritmias>
- Huamán, K. M. (2017). *Implementación de un simulador de señales electrocardiográficas para la evaluación funcional de monitores - Lima, 2017* (tesis de grado). Recuperado de <http://repositorio.ucl.edu.pe/handle/ucl/109>
- Hurtado, S. (2017). *Diseño y montaje de un simulador de ECG - Malaga, 2017* (tesis de grado). Recuperado de <https://hdl.handle.net/10630/15473>
- Lagos, P. (2012) Desfibrilación. *Chil Anest*, 41(1), 28-35. Recuperado de <https://revistachilenadeanestesia.cl/desfibrilacion/>
- Ley No 30200. Ley que promueve el auxilio oportuno al público en los centros comerciales. Publicada en El Diario Oficial El Peruano N° 018-2016-SA, del 14 de abril de 2016. Perú.

- Orosco, W. y Cardona E., (2008). *Cartilla técnica del desfibrilador*. Recuperado de <https://repositorio.itm.edu.co/handle/20.500.12622/1942>
- Padilla, E y Vázquez L. E. (2012). *Diseño de un sistema simulador de las señales eléctricas del corazón y posibles aplicaciones- México, 2012* (tesis de grado). Recuperado de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/jspui/bitstream/132.248.52.100/2950/1/Tesis.pdf>
- Perez, G. R (2016). *Construcción de un simulador de paciente biomédico para evaluar electrocardiogramas y oxímetros de pulso - Callao, 2016* (tesis de grado). Recuperado de <http://hdl.handle.net/20.500.12952/1669>
- Rosado, A. (2000). *Desarrollo de técnicas de detección de fibrilación ventricular basadas en algoritmos tiempo-frecuencia - Valencia, 2000* (tesis doctoral). Recuperado de https://www.uv.es/rosado/old_web/tesis_pdf/Tesis_completa.pdf
- Sanchez, D. y Yen S. (2003) Anatomía de los nodos cardiacos y del sistema de conducción específico auriculoventricular. *Esp Cardiol*, 56(11), 1085-92. Recuperado de <https://www.revespcardiol.org/es-anatomia-nodos-cardiacos-del-sistema-articulo-13054255>[tps://revistachilenadeanestesia.cl/desfibrilacion/](https://revistachilenadeanestesia.cl/desfibrilacion/)
- Suasnavas, J. M. (2015). *Diseño e implementación de un dispositivo para medir la energía de desfibriladores basados en el equipo “Desfibrillator Energy Meter, Modelo 429” mediante microcontrolador y comunicación bluetooth con dispositivo android - Ecuador, 2017* (tesis de grado). Recuperado de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12064>
- Vidal, M. R (2012). *Diseño del dispositivo simulador de señales electrocardiográficas y del protocolo de evaluación de monitores - Lima, 2012* (tesis de grado). Recuperado de <http://hdl.handle.net/20.500.12404/1444>
- Vilchez J. L. (2017). *Análisis e implementación de la señal electrocardiográfica para la detección de parámetros de normalidad bajo plataforma labview “ADPAN-EC” Puno, 2017* (tesis de grado). Recuperado de <http://repositorio.unap.edu.pe/handle/UNAP/4862>