



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN
Y CONTROL**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN
DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO
PARA MEDIR LA ENERGÍA DE DESFIBRILADORES BASADO EN
EL EQUIPO “DESFIBRILLATOR ENERGY METER, MODEL 429”,
MEDIANTE MICROCONTROLADOR Y COMUNICACIÓN
BLUETOOTH CON DISPOSITIVO ANDROID**

AUTOR: SUASNAVAS SALGADO, JORGE MAURICIO

DIRECTOR: ING. SEGOVIA, XAVIER

SANGOLQUÍ

2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE**INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL****CERTIFICADO**

Ing. Xavier Segovia

CERTIFICA

Que el trabajo titulado “Diseño e Implementación de un Dispositivo para Medir la Energía de Desfibriladores basado en el Equipo “Defibrillator Energy Meter, Model 429” Mediante Microcontrolador y Comunicación Bluetooth con Dispositivo Android”, realizado por Jorge Mauricio Suasnavas Salgado, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas por el Reglamento de Estudiantes de la Universidad de la Fuerzas Armadas - ESPE. Además fue revisado mediante el software anti plagio URKUND.

Debido a que se trata de un trabajo de investigación recomiendan su publicación.

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y un disco compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf). Autorizan a Jorge Mauricio Suasnavas Salgado que lo entregue al Ingeniero Luis Orozco, en su calidad de Coordinador de la Carrera.

Sangolquí, 02 de Octubre del 2015



Ing. Xavier Segovia

DIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE**INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL****DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD****JORGE MAURICIO SUASNAVAS SALGADO****DECLARO QUE:**

El proyecto de investigación denominado “Diseño e Implementación de un Dispositivo para Medir la Energía de Desfibriladores basado en el Equipo “Defibrillator Energy Meter, Model 429” Mediante Microcontrolador y Comunicación Bluetooth con Dispositivo Android”, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie, de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Sangolquí, 02 de Octubre del 2015



Jorge Mauricio Suasnavas Salgado

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, Jorge Mauricio Suasnavas Salgado

Autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo “Diseño e Implementación de un Dispositivo para Medir la Energía de Desfibriladores basado en el Equipo “Defibrillator Energy Meter, Model 429” Mediante Microcontrolador y Comunicación Bluetooth con Dispositivo Android”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría

Sangolquí, 02 de Octubre del 2015



Jorge Mauricio Suasnavas Salgado

DEDICATORIA

Dedico el presente proyecto a Dios y mis padres, Mauricio y Alexandra, por guiar mi camino en el sendero correcto de la vida y ser la base fundamental en mi desarrollo profesional. También a mis hermanos, Alexandra y Nicholas, ya que gracias a su ejemplo he logrado cumplir todas mis metas.

AGRADECIMIENTO

Agradezco profundamente a mi padre, Ingeniero Mauricio Suasnavas, Gerente General de la Empresa IX Biotron del Ecuador, por compartir todo su conocimiento y experiencia laboral para ser un profesional honesto y apasionado con mi carrera. También agradezco a su empresa por brindar todo su apoyo y proporcionar las herramientas necesarias para desarrollar del presente proyecto.

A mi director de proyecto el Ingeniero Xavier Segovia por el inmenso apoyo y confianza prestados en mis estudios y también por transmitir todos sus conocimientos para desarrollar el mencionado proyecto.

A la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, a la Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control y a todos sus docentes por ser parte en el proceso para culminar mi carrera profesional.

A todos mis compañeros que brindaron su apoyo y consejos para concluir mis estudios.

RESUMEN

El objetivo del presente proyecto consiste en el diseño e implementación de un dispositivo electrónico para medir la energía de desfibriladores, mediante un microcontrolador que se comunica vía bluetooth con un dispositivo Android para presentar la información de manera amigable al usuario. El desfibrilador es un equipo utilizado en áreas críticas de hospitales y centros de salud, ya que es el único capaz de tratar dos tipos de enfermedades del corazón conocidas como arritmias cardíacas: la fibrilación ventricular y la taquicardia. El desfibrilador actúa directamente sobre el cuerpo humano, produciendo un voltaje máximo de aproximadamente 4000 voltios en corriente continua a 60 amperios, en un tiempo de descarga entre 1 a 2 milisegundos para generar una energía equivalente a 400 joules (joules = watts por segundo). Es por esta razón que los parámetros del desfibrilador deben cumplir el rango estándar de funcionamiento, lo cual se garantiza con el mantenimiento preventivo y control de calidad del equipo. Dicho mantenimiento se efectúa utilizando un medidor de desfibrilador cuya función es determinar los parámetros importantes que se generan al momento de realizar la desfibrilación. En este sentido el presente proyecto está diseñado para medir la energía de desfibriladores que generen formas de onda senoidales monofásicas y bifásicas, ondas exponenciales con o sin truncamiento en un rango de 10 a 500 joules. Adicionalmente contará con una aplicación que permita realizar una tarea de mantenimiento la cual indicará si el equipo se encuentra en los rangos correspondientes a los valores de energía de acuerdo a los estándares de funcionamiento.

PALABRAS CLAVE:

- **DEFIBRILADOR**
- **ENERGÍA**
- **BLUETOOTH**
- **MEDIDOR**
- **FORMA DE ONDA**

ABSTRACT

This project aims to design and implement an electronic device to measure the energy of defibrillators through a microcontroller connected to an Android device via bluetooth in order to show information easily to users. Defibrillator is an equipment used in critical areas of hospitals and health centers, because it is the only instrument capable of treating and preventing two types of heart diseases known as cardiac arrhythmias: ventricular fibrillation and tachycardia. Defibrillator acts directly on the human body producing a maximum voltage of 4000 volts DC at 60 amps approximately, in a download time of around 1-2 milliseconds to generate energy which is equivalent to 400 joules (joules = watts per second). For this reason, quality parameters of defibrillator must fulfill the operational standard range, which is possible through preventive maintenance. This maintenance is made by using a defibrillator measurer that serves to determine all important parameters that are generated at the time of defibrillation. In this sense, this project is designed to measure the energy of defibrillators that generate forms of sine-waves, monophasic and biphasic, exponential waves with or without truncation in the range of 10 to 500 joules. Additionally, the project have an application that develops a maintenance task which indicates whether the equipment is in the appropriate range in correspondence with the energy values according to performance standards.

KEYWORDS:

- **DEFIBRILLATOR**
- **ENERGY**
- **BLUETOOTH**
- **METER**
- **WAVEFORM**

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICADO	ii
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
RESUMEN.....	vii
ABSTRACT.....	viii
ÍNDICE DE CONTENIDO	ix
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xv
CAPÍTULO 1	1
GENERALIDADES	1
1.1. Tema del proyecto de investigación.....	1
1.2. Introducción	1
1.3. Objetivos	3
1.3.1. Objetivo General	3
1.3.2. Objetivos Específicos	3
1.4. Alcance.....	4
1.5. Justificación.....	5
CAPÍTULO 2	8
MARCO TEÓRICO.....	8
2.1. Anatomía del corazón	8
2.2. Arritmias cardiacas.....	10
2.2.1. Fibrilación ventricular	10
2.2.2. Taquicardia ventricular.....	13
2.3. Cardioversión	15
2.4. Historia del desfibrilador.....	15
2.5. Definición de desfibrilador	17
2.6. Características funcionales del desfibrilador	17
2.7. Partes de un desfibrilador.....	20

2.8.	Técnica para realizar la desfibrilación en pacientes.....	21
2.9.	Impedancia transtorácica.....	22
2.10.	Tipos de desfibriladores	23
2.10.1.	Desfibriladores externos manuales.....	23
2.10.2.	Desfibriladores externos automáticos DEA	24
2.10.3.	Desfibrilador automático implantable DAI.....	25
2.11.	Formas de ondas de desfibriladores	26
2.11.1.	Sinusoidal monofásica (Edmark)	26
2.11.2.	Sinusoidal amortiguada bifásica (Lown o Gurvich).....	27
2.11.3.	Exponencial sin truncamiento	28
2.11.4.	Exponencial truncada monofásica.....	29
2.11.5.	Exponencial truncada bifásica.....	30
2.12.	Normas de seguridad durante la desfibrilación	32
2.13.	Desfibriladores en el mercado.....	33
2.13.1.	Desfibrilador HEARTSTART XL PHILIPS.....	33
2.13.2.	Desfibrilador externo manual C-12B	34
2.13.3.	Desfibrilador CODEMASTER XL+	35
2.14.	Definición de analizador de desfibrilador	36
2.15.	Características técnicas del analizador de desfibrilador.....	36
2.16.	Partes de un analizador desfibrilador	37
2.17.	Cálculo de la energía de desfibriladores.....	38
2.18.	Aproximación para el cálculo de la integral para obtener la energía	39
2.19.	Parámetros importantes del desfibrilador.....	39
2.19.1.	Energía entregada	40
2.19.2.	Pico de voltaje y pico de corriente	40
2.19.3.	Ancho de pulso	40
2.19.4.	Forma de onda	41
2.19.5.	Retraso.....	41
2.19.6.	Picos	41
2.19.7.	Importancia del mantenimiento de desfibriladores	42
2.20.	Tareas de mantenimiento del desfibrilador	42
2.21.	Analizadores de desfibriladores en el mercado.....	44

2.21.1.	Analizador desfibrilador FLUKE QED 6.....	44
2.21.2.	Analizador desfibrilador FLUKE IMPULSE 6000D	46
2.21.3.	Analizador desfibrilador QA-40M	47
2.22.	Estándares de funcionamiento del analizador de desfibriladores.....	48
2.22.1.	Instituciones reguladoras	48
2.22.2.	Normas para determinar los errores en los desfibriladores:	49
CAPÍTULO 3		50
DISEÑO DEL SISTEMA ELÉCTRICO		50
3.1.	Diagrama de bloques.....	50
3.2.	Sensor de medición de voltaje.....	50
3.2.1.	Conexión del sensor	53
3.2.2.	Características técnicas del sensor	53
3.3.	Protección de sobre tensión.....	54
3.4.	Microcontrolador.....	54
3.4.1.	Especificaciones técnicas ARDUINO NANO	55
3.4.2.	Diagrama electrónico ARDUINO NANO	56
3.4.3.	Diagrama de flujo del programa.....	56
3.4.4.	Algoritmo para el cálculo de la energía.....	58
3.5.	Módulo de comunicación.....	60
3.5.1.	Conexión HC-05 con Arduino nano.....	60
3.6.	Dispositivo de visualización	61
3.7.	Fuente de alimentación	62
3.8.	Circuito del medidor desfibrilador.....	68
CAPÍTULO 4		70
DISEÑO DE LA INTERFAZ DE USUARIO.....		70
4.1.	Navegación de pantallas.....	70
4.2.	Función, distribución y formatos de los elementos de interacción.....	70
4.2.1.	Pantalla de presentación	71
4.2.2.	Pantalla de inicio	72
4.2.3.	Pantalla de energía.....	74
4.2.4.	Pantalla de mantenimiento	78
4.3.	Diagramas de flujo para la programación en el dispositivo Android.....	88

4.3.1. Pantalla de presentación	88
4.3.2. Pantalla inicio	89
4.3.3. Pantalla energía	90
4.3.4. Pantalla mantenimiento	94
4.4. Obtención de la gráfica de la energía.....	95
CAPÍTULO 5	97
IMPLEMENTACIÓN.....	97
5.1. Resultados de la implementación.....	97
5.2. Medición de energía.....	100
5.2.1. Medición de la energía mediante el osciloscopio.....	100
5.2.2. Gráficas de energía obtenidas por el osciloscopio	101
5.3. Resultados	102
5.3.1. Pruebas de medición de parámetros de desfibrilación.	102
5.3.2. Pruebas de funcionamiento de batería.....	106
5.3.3. Pruebas de distancia entre el medidor y el dispositivo Android.	107
5.3.4. Pruebas de almacenamiento de información.	108
5.5. Análisis de resultados.....	109
5.5.1. Características técnicas del medidor desfibrilador	109
CAPÍTULO 6	111
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	111
6.1. Conclusiones	111
6.2. Recomendaciones.....	112
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113
ANEXOS	117

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Parámetros importantes, forma de onda sinusoidal monofásica.....	27
Tabla 2 Parámetros importantes, forma de onda sinusoidal bifásica.....	28
Tabla 3 Parámetros importantes, forma de onda exponencial	29
Tabla 4 Parámetros importantes, forma de onda exponencial monofásica.....	30
Tabla 5 Parámetros importantes, forma de onda exponencial bifásica.....	31
Tabla 6 Especificaciones técnicas analizador desfibrilador QED6.....	45
Tabla 7 Datos técnicos elementos internos del sensor.....	53
Tabla 8 Pines de conexión HC-05.....	60
Tabla 9 Características amplificador operacional, seguidor de voltaje.....	65
Tabla 10 Valores de los elementos determinados en el diseño, a	68
Tabla 11 Valores de los elementos determinados en el diseño, b.....	69
Tabla 12 Función de los elementos, pantalla presentación	72
Tabla 13 Características elementos pantalla presentación.....	72
Tabla 14 Función de los elementos, pantalla de inicio	73
Tabla 15 Características de elementos, pantalla inicio	73
Tabla 16 Función de los elementos, pantalla de energía.....	74
Tabla 17 Características elementos visibles, pantalla Energía.....	76
Tabla 18 Formatos de Fuente de elementos visibles, pantalla de Energía.....	76
Tabla 19 Componentes no visibles, pantalla de energía	77
Tabla 20 Elementos, pantalla de mantenimiento, ingresar información.....	78
Tabla 21 Características, pantalla mantenimiento, ingresar información	78
Tabla 22 Características, pantalla mantenimiento, ingresar información	80
Tabla 23 Formatos de fuente, pantalla de mantenimiento, ingresar información.....	82
Tabla 24 Elementos, pantalla de mantenimiento, mostrar información.....	83
Tabla 25 Características,pantalla mantenimiento, mostrar información.....	85
Tabla 26 Formatos de fuente, pantalla de mantenimiento, mostrar información.....	86
Tabla 27 Elementos no visibles pantalla de mantenimiento	87
Tabla 28 Mensajes de advertencias, pantalla de mantenimiento	87
Tabla 29 Valores de energías tomados con el osciloscopio.....	101
Tabla 30 Rangos permitidos para medir la energía.....	101

Tabla 31 Verificación del medidor de energía, medidor de energía certificado	103
Tabla 32 Verificación de medición de voltaje	104
Tabla 33 Verificación de medición de corriente	105
Tabla 34 Voltaje de descarga de batería	106
Tabla 35 Pruebas de distancia	108
Tabla 36 Tags almacenados	109
Tabla 37 Error absoluto y relativo de la medición	109

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Anatomía del corazón	9
Figura 2. ECG normal.	9
Figura 3. Tipos de Onda de un ECG normal.....	9
Figura 4. Fibrilación ventricular fina.	11
Figura 5. Fibrilación ventricular gruesa.	11
Figura 6. Taquicardia ventricular que se convierte en fibrilación ventricular.	11
Figura 7. ECG durante la desfibrilación.	12
Figura 8. Taquicardia ventricular.....	13
Figura 9. Taquicardia Ventricular	14
Figura 10. Desfibrilador Marca ZOLL.....	17
Figura 11. Diagrama de bloques desfibrilador.....	18
Figura 12. Diagrama de bloques del desfibrilador.....	19
Figura 13. Circulación de corriente monofásica y bifásica.....	19
Figura 14. Desfibrilador con monitor ECG.....	20
Figura 15. Partes comunes de un desfibrilador.	20
Figura 16. Posición de las paletas	21
Figura 17. Paso de corriente a través del tórax y el corazón.....	22
Figura 18. Posición de parches y palas	22
Figura 19. Desfibriladores externos manuales.....	24
Figura 20. Desfibrilador automatizado.	24
Figura 21. Desfibriladores semiautomatizados.....	25
Figura 22. Desfibrilador automático implantable.	25
Figura 23. Circuito para generar la forma de onda sinusoidal amortiguada.	26
Figura 24. Forma de onda sinusoidal	27
Figura 25. Circuito para generar la forma de onda exponencial.....	28
Figura 26. Forma de onda exponencial.....	29
Figura 27. Forma de onda exponencial trucada monofásica.....	29
Figura 28. Circuito, forma de onda exponencial truncada monofásica.....	30
Figura 29. Forma de onda exponencial truncada bifásica.....	31
Figura 30. Circuito, forma de onda exponencial truncada bifásica.....	31

Figura 31. Desfibrilador/Monitor M4735A Heartstream XL.	33
Figura 32. Desfibrilador externo manual C-12B.	34
Figura 33. Desfibrilador Hewlett Packard Codemaster XL+.	35
Figura 34. Analizador de desfibrilador.	36
Figura 35. Diagrama de bloques analizador de desfibrilador.	37
Figura 36. Partes del analizador desfibrilador.	38
Figura 37. Regla del trapecio para la integración numérica.	39
Figura 38. Forma típica de onda del desfibrilador.	41
Figura 39. Analizador desfibrilador QED 6 marca fluke.	45
Figura 40. Analizador Desfibrilador Impulse 6000D.	46
Figura 41. Analizador desfibrilador QA-40M.	48
Figura 42. Diagrama de bloques.	50
Figura 43. Resistencia patrón 50Ω.	50
Figura 44. Equipo Desfibrillator energy tester.	51
Figura 45. Diagrama eléctrico de la resistencia patrón.	52
Figura 46. Palas del desfibrilador	52
Figura 47. Resistencia patrón del medidor desfibrilador.	52
Figura 48. Conexión del sensor.	53
Figura 49. Circuito de protección de alto voltaje.	54
Figura 50. Arduino Nano.	55
Figura 51. Diagrama eléctrico arduino nano.	56
Figura 52. Diagrama de flujo programa microcontrolador	57
Figura 53. Continuación diagrama de flujo.	58
Figura 54. Módulo Bluetooth HC-05.	60
Figura 55. Conexión módulo bluetooth con arduino nano.	61
Figura 56. Circuito para verificar la conexión de la fuente.	62
Figura 57. Circuito de carga de batería.	63
Figura 58. Circuito para regular carga de la batería, indicada por el fabricante.	63
Figura 59. Indicador de carga de batería.	65
Figura 60. Circuito para prender y apagar el equipo.	66
Figura 61. Circuito a implementar del medidor desfibrilador.	69
Figura 62. Navegación de pantallas.	70

Figura 63. Distribución de elementos pantalla de presentación.....	71
Figura 64. Distribución de elementos pantalla de inicio.....	73
Figura 65. Distribución de elementos pantalla de energía.	75
Figura 66. Distribución de elementos pantalla de Mantenimiento, para ingreso.....	80
Figura 67. Distribución de elementos pantalla de Mantenimiento, para mostrar	83
Figura 68. Diagrama de flujo pantalla de presentación.....	89
Figura 69. Diagrama de flujo pantalla de Inicio.	89
Figura 70. Diagrama de flujo, pantalla Energía, a.	90
Figura 71. Diagrama de Flujo, pantalla Energía, b.	91
Figura 72. Diagrama de Flujo, pantalla Energía, c.	91
Figura 73. Diagrama de flujo, pantalla Energía, d.	92
Figura 74. Diagrama de flujo, pantalla de Energía, e.....	93
Figura 75. Diagrama de flujo para obtener la gráfica, pantalla de Energía, f.	93
Figura 76. Diagrama de flujo para obtener la gráfica, pantalla de Energía, g.	94
Figura 77. Diagrama de flujo, para almacenar la información.	95
Figura 78. Gráfica obtenida con la aplicación de Google Chart.	96
Figura 79. Implementación del medidor desfibrilador.....	97
Figura 80. Pantalla de Presentación.	97
Figura 81. Pantalla de Inicio.	98
Figura 82. Pantalla de Energía.	98
Figura 86. Pantalla de Mantenimiento para almacenar información.	99
Figura 84. Pantalla de mantenimiento para visualizar la información almacenada. ..	99
Figura 85. Grafica Voltaje vs tiempo, para el cálculo de la energía.	100
Figura 86. Forma de onda senoidal, 100[J].....	101
Figura 87. Forma de onda senoidal, 150 [J].....	102
Figura 88. Forma de onda senoidal, 350 [J].....	102
Figura 89. Voltaje Vs Tiempo de la batería.	107
Figura 90. Esquema de comunicación.	108

CAPÍTULO 1

GENERALIDADES

1.1. Tema del proyecto de investigación

Diseño e implementación de un dispositivo para medir la energía de desfibriladores basado en el equipo “Desfibrillator Energy Meter, Model 429”, mediante Microcontrolador y comunicación Bluetooth con dispositivo Android.

1.2. Introducción

Los avances tecnológicos junto a la medicina, en nuestros días, han logrado que los profesionales realicen intensos procedimientos, pruebas y experimentos médicos, con toda clase de nuevos y modernos instrumentos, utilizando diversos equipos de análisis, diagnóstico y tratamiento médico, con el fin de prevenir enfermedades, encontrar anomalías en el cuerpo humano e investigar nuevos medicamentos que sirven para salvar vidas y mejorar la salud de las personas.

Estos avances tecnológicos se reflejan en los equipos médicos o equipos electromédicos (EEM) que utilizan los doctores para prevenir y tratar enfermedades, estos equipos, a su vez necesitan tener un control de funcionamiento en ciertos periodos de tiempo, para que puedan operar correctamente y sean confiables, ya que la medicina es un tema muy delicado debido a que trata con la vida de las personas. Este control se lo realiza mediante el mantenimiento preventivo, correctivo y control de calidad de los equipos, utilizando diferentes herramientas de análisis, dependiendo el equipo que se esté utilizando.

En este estudio se hablará de la importancia de los desfibriladores, equipo médico que sirve para tratar diferentes anomalías del corazón. También se hablará sobre el analizador de desfibriladores que es el equipo encargado de dar un control del estado de funcionamiento de los desfibriladores y del cual se desarrollará el diseño e implementación del mismo, tratando de utilizar lo último en avances de tecnología

tanto de software, comunicación inalámbrica, como de hardware, dispositivos Android.

Los equipos electromédicos, son aparatos eléctricos diseñados para diagnosticar, tratar o supervisar signos vitales o patologías mediante el contacto físico con el paciente. Esto implica, de alguna manera, la transferencia de energía o la detección de dicha transferencia. Por lo tanto, la seguridad eléctrica en los EEM es un aspecto muy importante que no puede resignarse en pos de otros objetivos, debido a los riesgos a los que se exponen los pacientes y los operadores en el caso de presentarse una falla en estos dispositivos. En muchas ocasiones, la vida de una persona depende del desempeño adecuado de los EEM, en el instante en que su uso es requerido; por ello la confiabilidad del funcionamiento se considera como un aspecto fundamental de la seguridad. Comprobar el estado de seguridad en el que se encuentran los desfibriladores y su desempeño es relevante por ser considerados equipos de soporte de vida y también por ser muy utilizados en los hospitales.

En la actualidad existen medidores de energía que presentan su información mostrando la forma de onda que genera la descarga del capacitor, junto al valor numérico en un LCD electrónico, también existen algunos equipos que cuentan con una salida extra que sirve para conectar con un osciloscopio y de esta manera poder observar la señal, esto es para equipos que no disponen de la gráfica de la señal para hacer análisis de la onda.

El medidor de energía o analizador de desfibriladores que se desea implementar consta con un microcontrolador, que realiza toda la matemática, para calcular la energía, en joules (watts por segundo), que entrega los desfibriladores. Se comunicará con un dispositivo Android mediante módulo bluetooth, para visualizar la forma de onda que se genera y los parámetros que intervienen.

La comunicación bluetooth será aplicada de manera didáctica para demostrar el funcionamiento del analizador o medidor de desfibrilador, debido a que no existen normas nacionales o internacionales que expliquen si es posible implementar un equipo médico con comunicación bluetooth, ya que estos equipos son utilizados para tratar personas y deben cumplir con altos niveles de funcionamiento para su uso. Para

esto la empresa IX Biotron se encargará a futuro de realizar los respectivos procesos para verificar si es posible realizar dicha implementación.

Estudios muestran que las ondas electromagnéticas que emiten los teléfonos celulares no interfieren con la generación de energía en los desfibriladores, ya que están muy bien estructurados para manejarse en condiciones de emergencia, por lo que es posible realizar esta implementación.

Se implementará en un dispositivo Android debido a que se desea tener una interfaz amigable de última generación y que sirva para generar reportes estadísticos de las mediciones encontradas, existiendo la posibilidad almacenar y transmitir la información a lugares remotos mediante el uso del internet.

El analizador de desfibrilador que se desea implementar es un prototipo no comercial que se desea estudiar en la empresa IX Biotron, para futuras prácticas y aplicaciones ya sea para la venta o uso interno de la empresa.

Es muy importante realizar la presente implementación ya que de esta manera se tendrá un estudio completo de las características funcionales y técnicas de un medidor de desfibrilador. También se conocerá la importancia que lleva realizar el mantenimiento de equipos biomédicos. Además actualmente en el Ecuador no existen estudios referentes a dicho tema.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un equipo desarrollado en el país, relacionado con la biomédica, que permita realizar la medición de la energía que producen los desfibriladores, para realizar un correcto control de calidad y mantenimiento de desfibriladores.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Investigar y desarrollar la respectiva teoría que permita entender las características técnicas, seguridad y funcionamiento de desfibriladores y sus

equipos de medida, para implementar el dispositivo de medición con los parámetros necesarios para su correcto uso.

- Implementar un dispositivo de medición de energía en joules, diseñando el sistema electrónico del equipo y utilizando un microcontrolador para realizar la adquisición de la señal, comunicar el equipo mediante bluetooth con un dispositivo Android para obtener un instrumento de fácil manejo para el usuario.
- Implementar un equipo de medición seguro y confiable tanto para el operador como por los resultados entregados, que permita realizar el mantenimiento y control de calidad de los desfibriladores de manera rápida y eficiente para que de esta manera se lo pueda comercializar en el país.

1.4. Alcance

El presente proyecto busca implementar un equipo de medición de energía para desfibriladores utilizando los actuales avances de tecnología. El medidor de energía cuenta con comunicación Bluetooth para simplificar y eliminar cableado que es común en los equipos de medida, también utilizará un microcontrolador para realizar la adquisición de señales.

Obtener la señal de descarga del desfibrilador mediante circuitos electrónico. La descarga del equipo es semejante a la de un capacitor. La descarga se aplicará en una resistencia patrón de 50 ohmios que es equivalente a la resistencia del tórax de un ser humano.

Realizar el cálculo respectivo para determinar el valor de voltaje máximo y mínimo de la señal al momento de la descarga para obtener el parámetro de la energía.

El equipo contará con una interfaz gráfica, amigable con el usuario, que se visualizará en cualquier dispositivo Android que tenga la aplicación, de preferencia un *smarth phone* o *tablet*. En la actualidad la mayoría de personas tiene a su disposición un dispositivo Android, por lo que solo necesitaran el medidor y la aplicación al momento de adquirir el dispositivo.

El equipo proporcionará al usuario los respectivos parámetros de energía, estadística, cálculo de errores y precisión de las medidas obtenidas para realizar un estricto control de calidad del funcionamiento adecuado de los desfibriladores.

La interfaz de usuario en el dispositivo Android mostrará la energía liberada por el equipo en Joules, en un rango de 10 a 500 Joules. También se presentará la gráfica de la forma de onda de la descarga, cuadro de estadísticas.

El dispositivo tendrá la opción de ingresar los datos del equipo, como cliente, marca, modelo y serie, donde se realiza la medición para que sean almacenados y visualizados después de hacer el mantenimiento.

El equipo contará con un sensor de medición adecuado para lograr la mejor adaptación de las paletas del desfibrilador. Tendrá la superficie de descarga acomodada a todo tipo de paletas (circulares o rectangulares), adultos e infantiles.

El equipo contará con una batería interna recargable para su funcionamiento y presentará el estado de la batería y si necesita carga. En cuestión de alarmas mostrará cuando exista un valor máximo o mínimo de energía, que se encuentre dentro del rango dictado por la norma de medición.

El equipo tendrá con características físicas adecuadas para su transporte y de mantenimiento propio del equipo. Esto es importante ya que todo equipo de medición debe operar correctamente. La estructura donde se realizará el montaje del medidor de desfibrilador será la del equipo “Desfibrillator Energy Meter, Model 429”, ya que cumple con los estándares de funcionamiento para su venta.

1.5. Justificación

Actualmente en el Ecuador las clínicas, hospitales y centros de salud tienen la responsabilidad de realizar el mantenimiento preventivo o correctivo de sus equipos médicos. Para ello, generalmente se contratan empresas privadas, especializadas en ejecutar este trabajo, que cuentan con el personal adecuado, como ingenieros biomédicos, eléctricos - electrónicos y técnicos. También cuentan con diferentes equipos de medida que facilitan el mantenimiento al técnico y entregan un reporte de

control de calidad para asegurar que el equipo esté funcionando correctamente, los equipos de medida deben estar certificados y calibrados correctamente.

En los hospitales es muy importante que los equipos médicos operen correctamente, ya que sirven para monitorear pacientes, realizar operaciones, diagnosticar, etc. Para que los equipos funcionen sin ningún problema se realiza el mantenimiento preventivo durante ciertos periodos de tiempo. Cada equipo médico al momento de adquirirlo, tiene un manual de servicio donde se encuentran las rutinas de mantenimiento, por ejemplo, medir los parámetros del equipo, ya sea con un multímetro o un equipo específico para realizar la medida.

El desfibrilador es un equipo que se lo utiliza constantemente en los hospitales, en especial en áreas críticas como emergencia, terapia intensiva, que se utiliza para resucitar pacientes, aplicando un alto valor de energía al cuerpo humano. Al ser esta una labor de alta relevancia es necesario que el desfibrilador siempre esté operando correctamente.

La empresa IX Biotron tiene a su disposición el medidor desfibrilador marca r.h.dempsey mfg, modelo 429 que no se encuentra operativo debido a un daño en su tarjeta electrónica, el mismo que no ha podido ser reparado debido a una discontinuidad de repuestos del equipo, por el tiempo que tiene en funcionamiento. Por lo que resulta necesario, realizar una actualización para ponerlo en operación.

En el Ecuador no existen empresas que fabriquen equipos de medición para desfibriladores, por lo que el precio es elevado al momento de adquirirlo, ya que se lo compra en el exterior. La empresa IX Biotron tiene como visión llegar a producir equipos de medición en el país, para disminuir los costos y contar con los últimos avances tecnológicos. El Gobierno en la actualidad otorga preferencia a la compra de equipos hechos en el Ecuador, puesto que dentro de sus estrategias está la transformación de la matriz productiva del Ecuador, al ser estos equipos parte de una rama científica, se puede promover una amplia demanda de los mismos.

Lo que se quiere lograr con el presente proyecto es tener un Medidor de Desfibrilador moderno hecho en el país, que cumpla con todos los estándares de

funcionamiento para su utilización. También se planea tener a futuro un equipo que pueda realizar múltiples mediciones de diferentes equipos médicos y no solo de uno en específico, debido a que en los hospitales se manejan varios tipos de instrumentos electrónicos y el mercado solo ofrece medidores por separado.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1. Anatomía del corazón

El corazón pesa entre 7 y 15 onzas (200 a 425 gramos) y es un poco más grande que una mano cerrada. Al final de una vida larga, el corazón de una persona puede haber latido (es decir, haberse dilatado y contraído) más de 3.500 millones de veces. Cada día, el corazón late, en promedio 100.000 veces, bombeando aproximadamente 2.000 galones (7.571 litros) de sangre.

El corazón se encuentra entre los pulmones en el centro del pecho, detrás y levemente a la izquierda del esternón. Una membrana de dos capas, denominada pericardio envuelve el corazón como una bolsa. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón y está unida a la espina dorsal, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos. La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir a la vez que permanece unido al cuerpo.

El corazón tiene cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha y las cavidades inferiores se denominan ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. Una pared muscular denominada tabique separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de sólo media pulgada (poco más de un centímetro), pero tienen la fuerza suficiente para impulsar la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo. La figura 1 muestra las válvulas principales del corazón.

(TexasHeartInstitute, Anatomía del corazón , 2014)

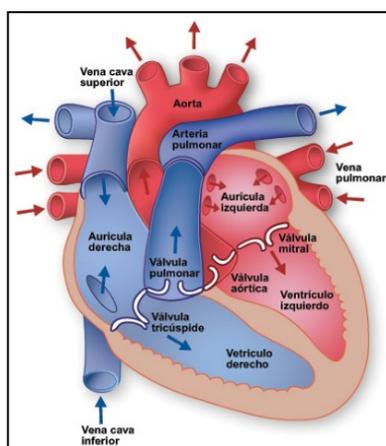


Figura 1. Anatomía del corazón

Fuente: (TexasHeartInstitute, Anatomía del corazón , 2014).

El electrocardiógrafo (ECG) es un instrumento biomédico que tiene la función de determinar las diferentes arritmias que sufre el corazón, mediante una gráfica que se obtiene midiendo los potenciales eléctricos que genera el corazón, al momento de transportar el flujo sanguíneo. La figura 2 muestra la forma de onda del ECG cuando el corazón se encuentra en actividad normal. La frecuencia cardiaca promedio es aproximadamente 50 a 80 latidos por minuto.



Figura 2. ECG normal.

Fuente: (Wikipedia, 2015)

En un ECG normal se pueden diferenciar las ondas mostradas en la figura 3:

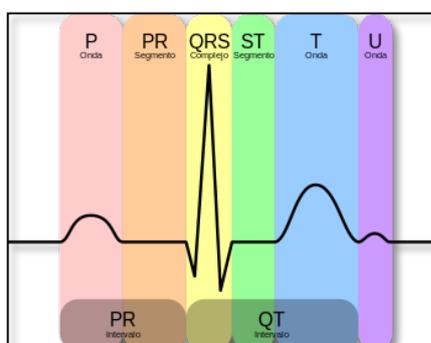


Figura 3. Tipos de Onda de un ECG normal.

Fuente: (Wikipedia, 2015).

2.2. Arritmias cardíacas

Las arritmias cardíacas son un trastorno de la frecuencia cardíaca o del ritmo cardíaco. El corazón puede latir demasiado rápido (taquicardia), demasiado lento (bradicardia) o de manera irregular.

Existen dos tipos de arritmias que se tratan mediante la acción del desfibrilador que son la fibrilación ventricular y la taquicardia ventricular, a continuación se describe sus características y sus formas de onda según el estudio del electrocardiograma.

2.2.1. Fibrilación ventricular

Es un ritmo cardíaco muy anormal (arritmia) que es potencialmente mortal. Conviene recordar que la fibrilación ventricular es la arritmia inicial más frecuente a un paro cardíaco súbito. La desfibrilación es la terminación de la fibrilación ventricular mediante un estímulo eléctrico de alta energía y asíncrono. Cuando la desfibrilación es exitosa el corazón toma su marcapaso normal.

(Fasquelle, Salinas, Fonseca, Martínez Cruz, & Chinchilla, 2000).

Las características claves en el electrocardiograma (ECG) de la fibrilación ventricular son:

- No hay ondas P y complejo QRS, en la figura 3 se puede observar los tipos de onda y complejos que se determinan en un ECG normal y se lo puede comparar con las figuras 4 y 5 para verificar que no existe la presencia de las dos características mencionadas anteriormente.
- Puede ser fina o gruesa (figura 4 y 5 respectivamente).
- Frecuencia cardíaca >250 latidos por minuto (lpm), la frecuencia cardíaca normal es de 80 lpm.
- Tratamiento: desfibrilación de 200 a 400 joules.

(MedlinePlus, 2006).

El tipo de onda de la fibrilación ventricular gruesa se muestra en la figura 4, en donde se puede observar que no existe la presencia de ningún tipo de onda como muestra un ECG normal.

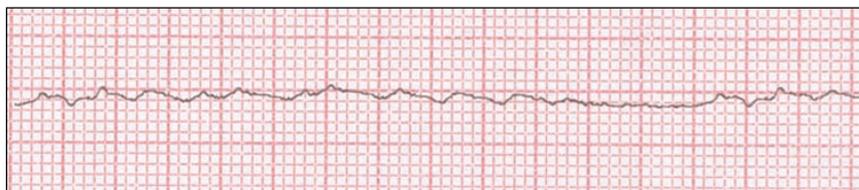


Figura 4. Fibrilación ventricular fina.
Fuente: (Arámburu, 2014)

La fibrilación ventricular gruesa se muestra en la figura 5, la cual se puede observar ciertas diferencias, solo comparando la gráfica con la fibrilación ventricular fina.

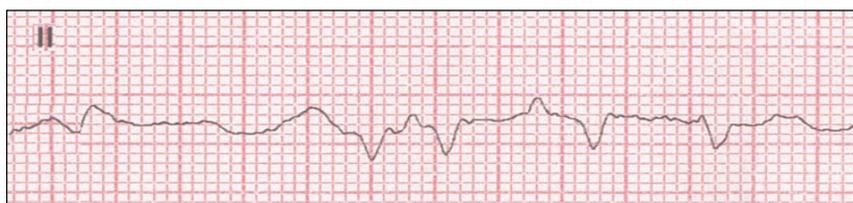


Figura 5. Fibrilación ventricular gruesa.
Fuente: (Arámburu, 2014)

Un ejemplo para diferenciar la taquicardia ventricular con la fibrilación ventricular se muestra en la figura 6, en la forma de onda del ECG.

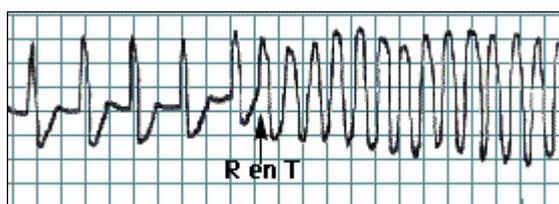


Figura 6. Taquicardia ventricular que se convierte en fibrilación ventricular.
Fuente: (Dr. Higgins Guerra, 2012)

La figura 7 muestra la señal ECG mientras se produce una fibrilación ventricular y se aplica reanimación cardiopulmonar (RCP), después la desfibrilación. Se puede observar la desfibrilación causa efecto cuando se aplica lo más antes posible.

Los estudios realizados para determinar el tiempo de supervivencia del corazón los realiza la Sociedad Americana del Corazón (AHA).

(Fasquelle, Salinas, Fonseca, Martinez Cruz, & Chinchilla, 2000)

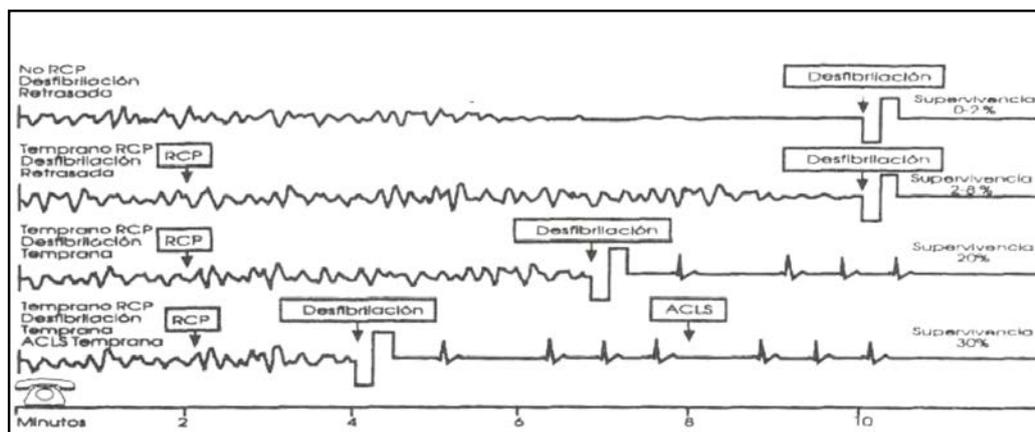


Figura 7. ECG durante la desfibrilación.

Fuente: (Fasquelle, Salinas, Fonseca, Martinez Cruz, & Chinchilla, 2000).

• Causas de la fibrilación ventricular

El corazón bombea sangre a los pulmones, el cerebro y otros órganos. Si los latidos cardíacos se interrumpen, incluso durante unos segundos, puede llevar a un desmayo o paro cardíaco.

La fibrilación es una contracción o temblor incontrolable de fibras musculares. Cuando ocurre en las cámaras bajas del corazón, se denomina fibrilación ventricular. Durante la fibrilación ventricular, la sangre no se bombea desde el corazón, lo que da como resultado la muerte cardíaca súbita.

La causa más común de fibrilación ventricular es un ataque cardíaco; sin embargo, esta fibrilación puede ocurrir en cualquier momento en que el miocardio no reciba suficiente oxígeno por cualquier razón. Las afecciones que pueden llevar a que se presente fibrilación ventricular son, entre otras:

- Accidentes por electrocución o lesión al corazón.
- Ataque cardíaco.
- Cirugía del corazón.

• Tratamiento de la fibrilación ventricular

La fibrilación ventricular se trata aplicando un electrochoque rápido a través del pecho. Esto se hace con un dispositivo llamado desfibrilador externo. El electrochoque puede restablecer inmediatamente el latido cardíaco a un ritmo normal y debe hacerse lo más rápido posible. En muchos lugares públicos actualmente se tienen estos aparatos.

Se pueden administrar medicamentos para controlar el latido cardíaco y la actividad del corazón.

Un desfibrilador cardioversor implantable (DCI) es un dispositivo que se puede implantar en la pared torácica de personas que estén en riesgo de este serio trastorno del ritmo cardíaco. El DCI detecta el ritmo cardíaco peligroso y envía rápidamente una descarga para corregirlo.

2.2.2. Taquicardia ventricular

Es un latido cardíaco rápido que se inicia en las cámaras inferiores del corazón, ventrículos. La gráfica generada por el ECG se muestra en la figura 8.

(MedlinePlus, Taquicardia Ventricular)

Características:

- No hay ondas P y complejos QRS anchos (ver figura 3 y comparar con la figura 8 y 9).
- Frecuencia cardiaca: 100 a 250 lpm (normal 80 lpm).
- Tratamiento: desfibrilación de 50 a 100 joules.

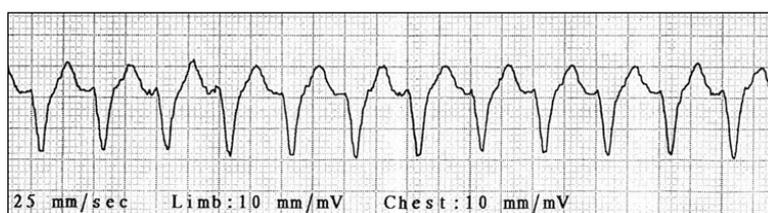


Figura 8. Taquicardia ventricular.
Fuente: (Arámburu, 2014)

La figura 9 muestra la taquicardia supraventricular que se convierte en taquicardia ventricular y retorna.

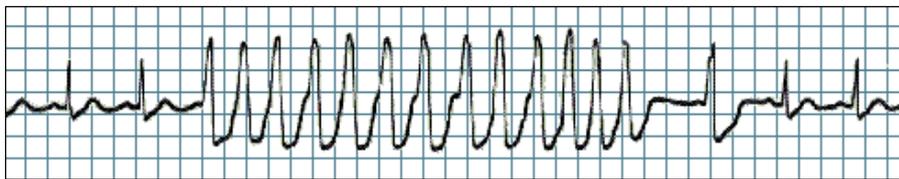


Figura 9. Taquicardia Ventricular
Fuente: (Dr. Higgins Guerra, 2012)

• Causas de la taquicardia ventricular

La taquicardia ventricular es una tasa de pulsos de más de 100 latidos por minuto, con al menos tres latidos cardíacos irregulares consecutivos.

La afección se puede desarrollar como una complicación temprana o tardía de un ataque cardíaco. También puede ocurrir en personas con:

- Insuficiencia cardíaca.
- Cirugía de corazón.
- La taquicardia ventricular se puede presentar sin una enfermedad cardíaca.

La taquicardia ventricular también puede ser causada por:

- Medicamentos anti arrítmicos.
- Cambios en la química sanguínea (como un bajo nivel de potasio).
- Cambios en el pH (ácido básico).
- Falta de suficiente oxígeno.

• Tratamiento de la taquicardia ventricular

El tratamiento depende de los síntomas y del tipo de trastorno cardíaco. Es posible que algunas personas no necesiten tratamiento.

Si la taquicardia ventricular se convierte en una situación de emergencia, puede requerir:

- Reanimación cardiopulmonar RCP.

- Desfibrilación eléctrica o cardioversión (electrochoques).
- Medicamentos anti arrítmicos.

Un tratamiento que a menudo se emplea para taquicardias ventriculares crónicas (prolongadas) consiste en implantar un dispositivo llamado desfibrilador cardioversor implantable (DCI).

2.3. Cardioversión

Es un método para retornar un ritmo cardíaco anormal de nuevo a la normalidad.

(MedlinePlus, Cardioversión, 2014).

La cardioversión se puede llevar a cabo utilizando un electrochoque o medicamentos.

Este procedimiento se puede hacer con un dispositivo que libera una descarga. El dispositivo se puede colocar por dentro (interno) o la descarga se puede mandar desde fuera (externo) del cuerpo.

La cardioversión eléctrica externa utiliza un dispositivo denominado desfibrilador y la cardioversión interna se lo realiza mediante un desfibrilador cardioversor implantable (DCI)

2.4. Historia del desfibrilador

El primer concepto de desfibrilación eléctrica fue desarrollado en 1899 por Prevost y Batelli, después de notar que grandes voltajes aplicados a través del corazón de un animal podían poner fin a la fibrilación ventricular. Posteriormente Hooker, Kouwenhoven y Langworthy realizaron varios estudios, financiados por la industria eléctrica que estaba interesada en patrocinar estos estudios puesto que sus trabajadores se exponían a gran riesgo de muerte por descarga eléctrica de alto voltaje; en 1933 publicaron un informe de desfibrilación interna exitosa aplicando corriente alterna a un animal. El primer reporte de una desfibrilación exitosa en un humano lo realizó Claude Beck en 1947, aplicando directamente 60 Hertz de corriente alterna (CA) en el corazón de un paciente a quien se le estaba practicando una cirugía. Kouwenhoven

realizó múltiples estudios en perros, entre 1950 y 1955, aplicando desfibrilación mediante electrodos puestos en la pared torácica. En 1956, Zoll desfibriló un ser humano de la misma manera. A partir de estos trabajos, Edmark - Lown y asociados descubrieron que los desfibriladores de corriente continua (CC) o desfibriladores de impulso, eran más efectivos y producían menos efectos secundarios que los desfibriladores de CA. La administración de corriente continua fue perfeccionada durante los años 1960.

En 1967, Pantridge y Geddes reportaron un aumento en el número de pacientes que sobrevivieron a paros cardíacos extra hospitalarios, mediante el uso de una unidad móvil de cuidado coronario equipada con un desfibrilador de CC, de alimentación por batería. Hacia 1970 fueron diseñados instrumentos experimentales internos y externos para detectar la fibrilación ventricular automáticamente. En 1979 Diack y colaboradores describieron la experiencia clínica y experimental con el primer desfibrilador automático externo (DEA). El primer desfibrilador interno automático se implantó en un ser humano en febrero de 1980. En ese mismo año, Weaver y asociados informaron que la iniciación rápida de RCP (Reanimación Cardiopulmonar) y desfibrilación precoz, podrían restaurar un ritmo organizado y hacer que se recuperara la conciencia, a pacientes que sufrían paros cardíacos fuera del hospital. También en 1980, Eisenberg y Copass publicaron un aumento en la tasa de supervivencia de pacientes con paros cardíacos desfibrilados por Técnicos Médicos de Urgencias (TME) especialmente capacitados, comparada con la de pacientes que recibieron el tratamiento usual y rutinario, que incluía RCP y transporte al hospital. Las máximas tasa de sobrevida por desfibrilación se han obtenido cuando el paro ha sido presenciado y la desfibrilación se realiza en el término de minutos.

(Navarro & Eslava, 2002)

Gracias a los DEA se han venido implementando progresos en la transición de ondas monofásicas a bifásicas (revisar apartado 2.11), que los hace más livianos, más pequeños y especialmente seguros y efectivos.

2.5. Definición de desfibrilador

Es un aparato que puede proporcionar un choque eléctrico controlado en un instante de tiempo al corazón, que tiene su ritmo cardíaco alterado. La figura 10 muestra un desfibrilador común para sala de emergencias de hospitales.

(NICEN, 2001)



Figura 10. Desfibrilador Marca ZOLL.
Fuente: (DRE M. I., 2015)

La desfibrilación es el tratamiento eléctrico de la fibrilación ventricular y de la taquicardia ventricular sin pulso. Consiste en transmitir una cantidad de corriente eléctrica de suficiente magnitud a través del músculo cardíaco, en situación eléctrica y mecánica caótica, con el objetivo de despolarizar simultáneamente una masa crítica del mismo y conseguir, que el nodo sinusoidal reasuma el control del ritmo cardíaco; es decir, con actividad eléctrica organizada y presencia de pulso.

(Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012)

2.6. Características funcionales del desfibrilador

Las figuras 11 y 12 muestran el diagrama de bloques básico de funcionamiento del desfibrilador, donde se puede determinar los siguientes elementos electrónicos:

- **Fuente de alimentación y Batería:** Transmiten la correspondiente alimentación eléctrica tanto AC como DC al equipo, para el funcionamiento del desfibrilador y para producir la energía que se libera.

- **Placa de control:** la placa de control es la encargada de cargar y descargar el capacitor para generar altos niveles de voltaje. También envía los parámetros de energía a la CPU y al bloque de visualización.
- **CPU:** Realiza todos los cálculos matemáticos para generar los parámetros necesarios para generar las formas de onda monofásica o bifásica dependiendo el tipo de equipo que se esté utilizando. También, en el caso que el desfibrilador tenga la opción de ECG recibe las señales del corazón y las procesa para su visualización.
- **Visualización:** Permite la lectura de los parámetros de energía, ECG y alarmas del equipo.
- **Capacitor y Palas(Electrodos):** El capacitor se descarga en el tórax del paciente mediante las palas, que tienen baja impedancia para poder producir la señal adecuada de desfibrilación.

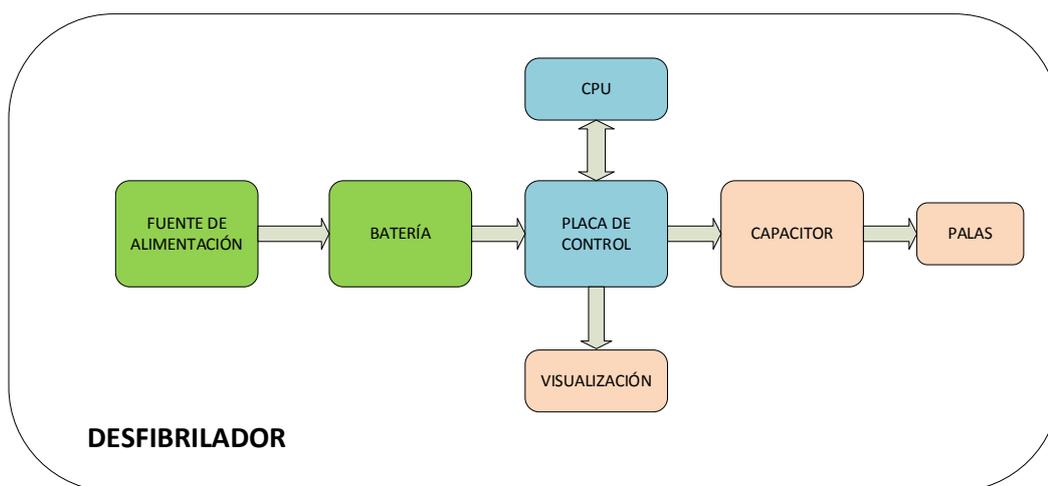


Figura 11. Diagrama de bloques desfibrilador.

Características técnicas:

- La energía que entrega un desfibrilador se mide en joules [Watts]*[seg], que puede ser seleccionada en el equipo desde 0 hasta 400 [J], que es el rango aproximado de la mayoría de los desfibriladores.
- El tiempo de carga de energía (360 [J]) puede variar de 5 a 15 segundos.
- El tiempo de descarga en el tórax es de milisegundos y depende de la resistencia transtorácica de la persona o paciente.

- El tiempo que se mantiene la carga es de 60 segundos, pasado este tiempo, el desfibrilador tiene una resistencia interna de descarga de 50 ohmios.

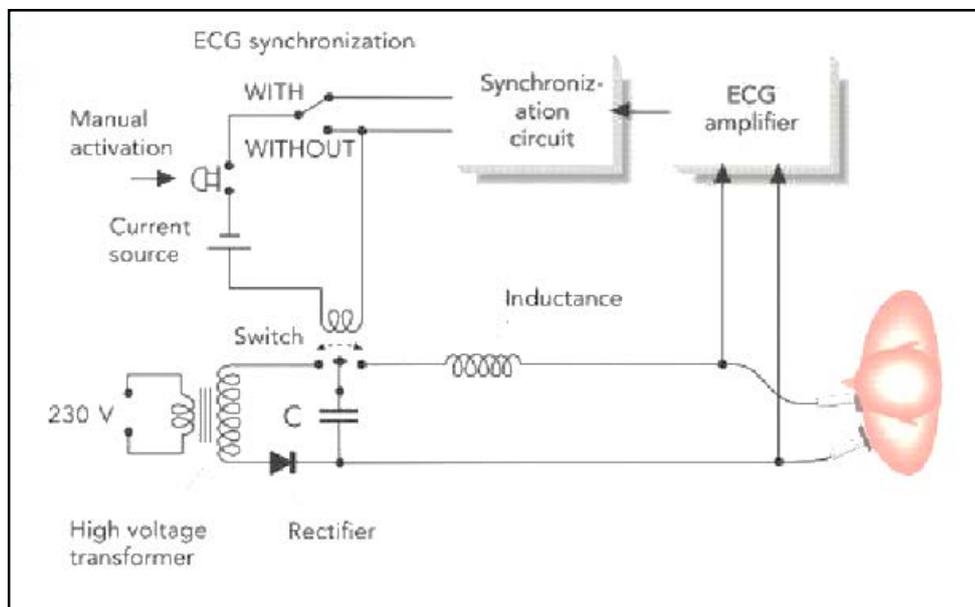


Figura 12. Diagrama de bloques del desfibrilador.
Fuente: (Artificial Organs and Stimulators, 2012)

- Dependiendo el tipo de desfibrilador, la forma de onda de la energía puede ser monofásica o bifásica, la figura 13 muestra un esquema de circulación de la corriente en estos tipos de ondas.

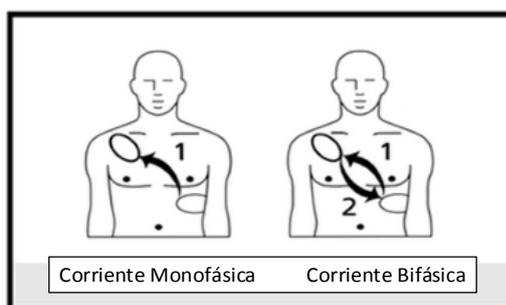


Figura 13. Circulación de corriente monofásica y bifásica.
Fuente: (Solsona, 2013)

- Algunos desfibriladores también constan de un medidor de ECG, figura 14, que mide el ritmo cardíaco del corazón y sirven para tener un monitoreo constante del corazón, antes y después de la desfibrilación.



Figura 14. Desfibrilador con monitor ECG.
Fuente: (Cuidándote.net, 2013)

2.7. Partes de un desfibrilador

Los desfibriladores básicamente constan de:

- Una fuente de energía como alimentación (corriente directa o baterías).
- Un condensador que puede cargarse a un nivel de energía determinado.
- Palas o electrodos que se colocan sobre el tórax para suministrar la descarga.

La figura 15 muestra las diferentes partes de un desfibrilador en las que se puede destacar, las palas o electrodos, el selector de energía en joules, el botón de carga y el botón de descarga de energía.

El botón de descarga de energía se encuentra, por lo general, en las palas o en el panel de control de la energía del desfibrilador, estas opciones varían de acuerdo al tipo de desfibrilador que se esté utilizando.

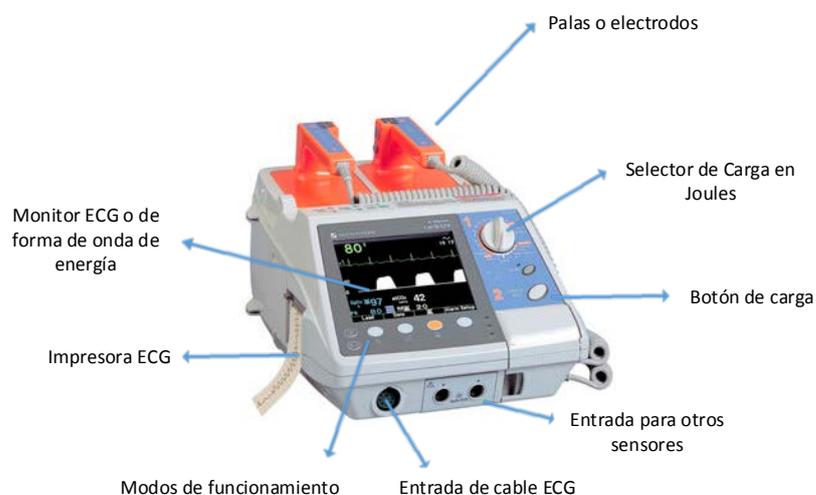


Figura 15. Partes comunes de un desfibrilador.
Fuente: (MedicalExpo, 2013)

2.8. Técnica para realizar la desfibrilación en pacientes

Técnica para realizar la desfibrilación manual:

- Despejar el tórax del paciente.
- Conectar el desfibrilador en forma asincrónica.
- Aplicar gel conductor en las palas.
- Comprobar el ritmo cardiaco en la pantalla de monitorización.
- Seleccionar la energía del choque de acuerdo a la contextura física del paciente, por lo general 50 [J] para procedimientos pediátricos y 360 [J] para adultos.
- Pulsar el botón de carga.
- Evitar que haya una atmósfera rica en O₂ cerca de las palas del desfibrilador.
- Esperar las señales visuales y acústicas, que nos indican la carga completa.
- Presionar las palas con fuerza sobre el tórax.
- Volver a confirmar el ritmo cardiaco en el monitor.
- Comprobar que nadie toca al paciente: ¡aviso energético de descarga!
- Pulsar simultáneamente los dos botones de descarga.
- La descarga queda comprobada por la sacudida brusca del tórax.
- Comprobar la existencia de ritmo sinusal; si la arritmia persiste, volver a descargar.

(Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012):

La figura 16 muestra la forma indicada de colocación de las palas en el paciente.

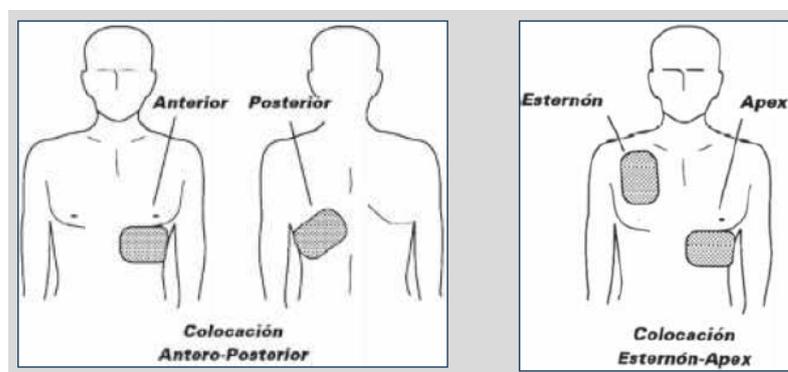


Figura 16. Posición de las paletas

Fuente: (Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012).

2.9. Resistencia transtorácica

Se define como la resistencia al paso de corriente a través del tórax, cuanto mayor sea, menor será el flujo de corriente. Por ello, la energía del choque y la resistencia determinan la cantidad de corriente eléctrica que llega al corazón

La resistencia torácica en adultos es de 15 a 150 Ω , en promedio es 70 a 80 Ω . La figura 17 muestra el paso de corriente a través del tórax que se produce al momento de realizar la desfibrilación.

(Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012).

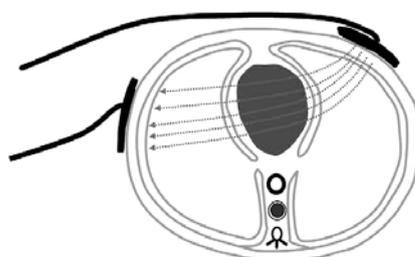


Figura 17. Paso de corriente a través del tórax y el corazón.
Fuente: (Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012).

Para disminuir la resistencia en el choque se puede actuar optimizando con las siguientes recomendaciones:

- Rasurado del tórax: permite un mejor contacto entre las palas-electrodos y la piel del paciente.
- Tamaño de las palas-electrodos: la suma del área de los electrodos debe ser aproximadamente 150 cm^2 .
- Colocación de las palas-electrodos, figura 18, deben situarse de manera que la corriente fluya a través de la mayor cantidad de masa crítica miocárdica.

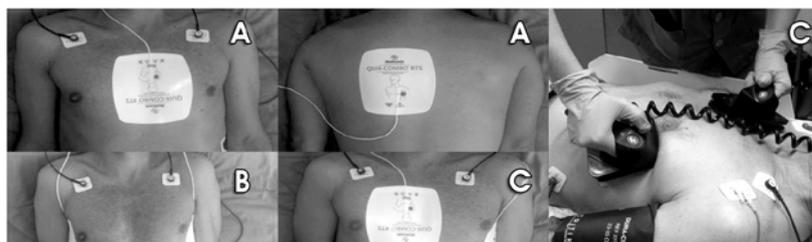


Figura 18. Posición de parches y palas. A: postero-anterior. B: biaxilar. C: paraesternal derecha medio.

Fuente: (Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012)

2.10. Tipos de desfibriladores

Los desfibriladores pueden ser:

- Desfibriladores Externos Manuales.
- Desfibriladores Externos Automáticos (DEA).
 - Automáticos.
 - Semiautomáticos (DESA).
- Desfibrilador automático implantable (DAI).

(Orozco Murillo & Cardona Montoya, 2013)

2.10.1. Desfibriladores externos manuales

La corriente eléctrica que emplean estos equipos, figura 19 (y en general todos los tipos de desfibriladores) es corriente directa, la cual se obtiene a partir de la corriente alterna de una instalación eléctrica convencional mediante un convertidor de corriente. El desfibrilador cuenta asimismo con una batería que permite almacenar energía, y con un interruptor (switch) de encendido-apagado y otro de carga (charge), así como otros dos de descarga eléctrica (estos últimos usualmente integrados a las palas de descarga que se aplican directamente al tórax del paciente para completar el procedimiento). El equipo da salida, a la descarga eléctrica, mediante un cable que termina en las palas antes mencionadas. Todo desfibrilador cuenta así mismo, y de manera integrada a su estructura, con un monitor electrocardioscópico (ECG) que se conecta al paciente mediante un cable con tres o más electrodos, que permiten el monitoreo continuo en pantalla del ritmo del corazón (usualmente con un solo canal) de tres o más derivaciones estándar, a su vez pueden registrarse en papel, si así lo desea el operador del equipo. Por otra, debe mencionarse que en ausencia de conexión del paciente al cable de monitoreo del desfibrilador, las palas de descarga aplicadas convenientemente sobre el tórax del enfermo pueden utilizarse para sensar y desplegar en pantalla el trazo electrocardioscópico, correspondiente lo cual significa un potencial de tiempo en situaciones de emergencia.



Figura 19. Desfibriladores externos manuales.
Fuente: (Orozco Murillo & Cardona Montoya, 2013)

2.10.2. Desfibriladores externos automáticos DEA

En años recientes se han diseñado modelos avanzados de desfibriladores, llamados desfibriladores externos automatizados, los cuales se distinguen de los desfibriladores externos manuales convencionales en:

- Emplean siempre electrodos de descarga que son auto adheribles a la piel del tórax del paciente, permitiendo la desfibrilación o cardioversión “con manos libres” (opción que algunos desfibriladores convencionales también poseen).
- Un microprocesador interno que analiza el ritmo cardíaco del paciente y que avisa al operador del equipo en el caso de se presente fibrilación ventricular o taquicardia ventricular.

Existen dos tipos de DEA:

a) **Los totalmente automatizados o automáticos**, los cuales al detectar la presencia de fibrilación ventricular, proceden automáticamente sin intervención del operador, a cargar el nivel de energía requerido de acuerdo con un protocolo programado por el fabricante, luego de lo cual el desfibrilador aplica (también automáticamente) el choque eléctrico al paciente (figura 20).



Figura 20. Desfibrilador automatizado.
Fuente: (Orozco Murillo & Cardona Montoya, 2013)

b) **Los semiautomatizados o semiautomáticos** , en los cuales se requiere más participación del operador, el cual debe oprimir un botón para que el aparato realice el análisis del ritmo cardíaco del paciente, después de lo cual el equipo avisa al operador que debe oprimir el botón de descarga del desfibrilador, si es que este ha identificado la presencia de fibrilación ventricular. Estos equipos teóricamente podrían eliminar la necesidad de entrenar a los operadores no médicos, en el reconocimiento electrocardiográfico del ritmo cardíaco, permitiendo así la desfibrilación temprana (sobre todo la extra hospitalaria) por personal con entrenamiento mínimo y, a pesar de ello, bajo condiciones de seguridad notables, según lo indican los reportes clínicos (figura 21).



Figura 21. Desfibriladores semiautomatizados.
Fuente: (Orozco Murillo & Cardona Montoya, 2013)

2.10.3. Desfibrilador automático implantable DAI

Estos desfibriladores se implantan de modo semejante a un marcapasos permanente en pacientes con historia de arritmias malignas, y se programa para aplicar cardioversión o desfibrilación, según se requiera, con choques eléctricos de baja energía directamente aplicados al miocardio (figura 22).



Figura 22. Desfibrilador automático implantable.
Fuente: (Orozco Murillo & Cardona Montoya, 2013)

2.11. Formas de ondas de desfibriladores

Los fabricantes ofrecen diferentes tipos de desfibriladores que utilizan diferentes formas de onda y niveles de energía variable. Sin embargo, especialmente entre los usuarios hay poco conocimiento sobre las formas de onda de desfibrilación.

La desviación entre descargado de energía de los desfibriladores y selección de energía, así como la forma de onda de descarga dependen principalmente de la resistencia transtorácica del paciente.

En este estudio se definirá 5 formas de onda del desfibrilador:

- Sinusoidal monofásica (Edmark).
- Sinusoidal amortiguada bifásica (Lown o Gurvich).
- Exponencial sin truncamiento.
- Exponencial truncada monofásica.
- Exponencial truncada bifásica.

2.11.1. Sinusoidal monofásica (Edmark)

En la forma de onda sinusoidal monofásica la descarga del condensador se da a través de un inductor de conformación de onda (wave-shaping). La forma de onda se muestra en la figura 24, línea discontinua.

En la figura 23 se muestra el circuito para generar la forma de onda sinusoidal monofásica y bifásica, y se tiene los siguientes elementos:

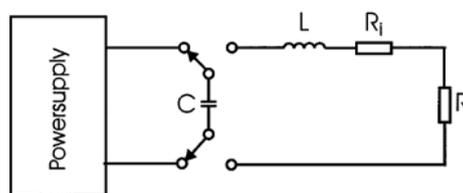


Figura 23. Circuito para generar la forma de onda sinusoidal amortiguada.
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

- L = inductancia (wave-shaping)
- R_i = resistencia interna del equipo

- R = resistencia torácica
- Powersuply, representa la fuente de la alimentación DC del desfibrilador, para cargar el capacitor.

El valor de los elementos básicos para generar la forma de onda sinusoidal monofásica se muestra en la tabla 1:

Tabla 1

Parámetros importantes para generar la forma de onda sinusoidal monofásica.

Parámetro	Valor
Impedancia Torácica (R)	100 Ω
Capacitor (C)	32 μ F
Energía	360 J
Resistencia interna (Ri)	$\approx 17 \Omega$
Inductancia de conformación de onda (L)	26m H – 6.5 Ω

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

2.11.2. Sinusoidal amortiguada bifásica (Lown o Gurvich)

La onda sinusoidal amortiguada bifásica depende de la extensión de amortiguación. El circuito referente que genera la forma de onda es igual a la forma de onda sinusoidal truncada monofásica (figura 23). También depende de los parámetros de resistencia interna del desfibrilador (Ri) y la resistencia torácica (R).

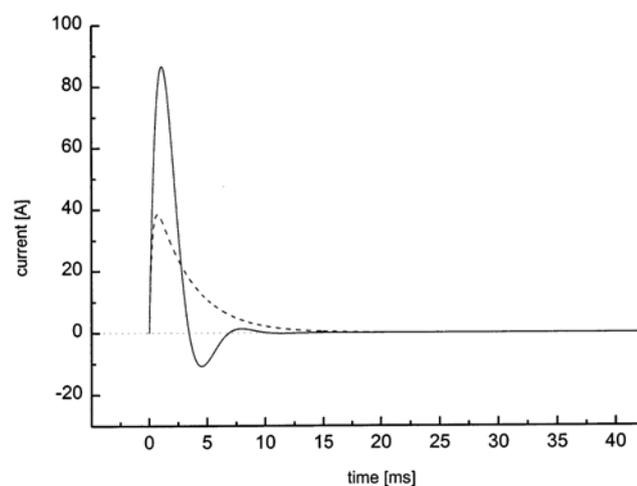


Figura 24. Forma de onda sinusoidal monofásica (línea discontinua) y sinusoidal bifásica (línea continua).

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

Los parámetros importantes para generar la forma de onda sinusoidal amortiguada bifásica se muestran en la tabla 2:

Tabla 2.

Parámetros importantes para generar la forma de onda sinusoidal bifásica.

Parámetro	Valor
Impedancia Torácica (R)	25 Ω
Capacitor (C)	32 μF
Energía	360 J
Resistencia interna (Ri)	$\approx 17 \Omega$
Inductancia de conformación de onda (L)	26m H – 6.5 Ω

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

2.11.3. Exponencial sin truncamiento

La forma de onda exponencial sin truncamiento es el caso más simple, la forma de onda de pulso del desfibrilador está generada únicamente por la descarga del condensador, produciendo una disminución exponencial.

En el circuito para generar la forma de onda exponencial sin truncamiento (figura 25) se tiene los siguientes elementos: R_i = resistencia interna del equipo, R = resistencia torácica y Powersupply, bloque representativo a la fuente que genera la alimentación DC del desfibrilador para cargar el capacitor.

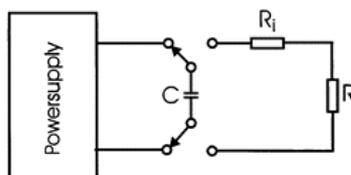


Figura 25. Circuito para generar la forma de onda exponencial.

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

La forma de onda de la señal exponencial sin truncamiento se indica en la figura 26.

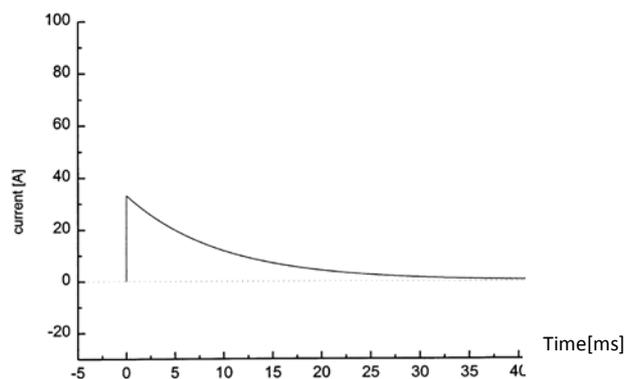


Figura 26. Forma de onda exponencial
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

Los parámetros principales, mostrados en la tabla 3, generan la forma de onda exponencial sin truncamiento.

Tabla 3.

Parámetros importantes para generar la forma de onda exponencial.

Parámetro	Valor
Impedancia Torácica (R)	50 Ω
Capacitor (C)	144 μF
Energía	360 J
Resistencia interna (Ri)	17 Ω

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

2.11.4. Exponencial truncada monofásica

En la forma de onda exponencial truncada monofásica (figura 27), la corriente de descarga del condensador se desconecta automáticamente después de un cierto tiempo (por ejemplo, 23 ms) que resulta una forma de onda de decaimiento exponencial truncada.

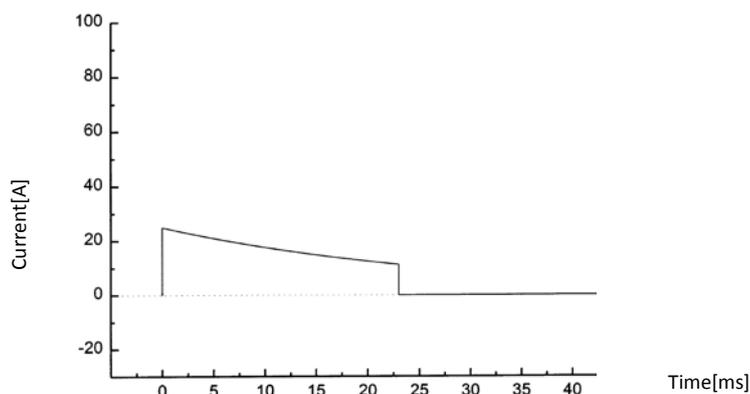


Figura 27. Forma de onda exponencial truncada monofásica.
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

El circuito para generar la forma de onda exponencial truncada monofásica se muestra en la figura 28, en donde se describe los siguientes elementos: R_i = resistencia interna del equipo, R = resistencia torácica, Powersupply, bloque representativo a la fuente alimentación DC del desfibrilador para cargar el capacitor y Timing circuit, bloque que representa el tiempo de desconexión de la onda para generar el truncamiento.

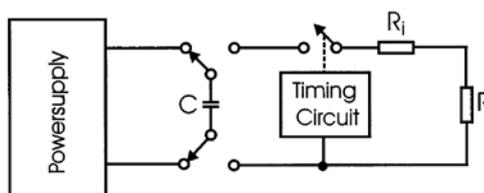


Figura 28. Circuito para generar la forma de onda exponencial truncada monofásica.
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

Los parámetros principales para generar la forma de onda exponencial truncada monofásica se muestran en la tabla 4.

Tabla 4.

Parámetros importantes para generar la forma de onda exponencial monofásica.

Parámetro	Valor
Impedancia Torácica (R)	50 Ω
Capacitor (C)	575 μF
Energía	450 J
Resistencia interna (R_i)	$\approx 17 \Omega$
Pulso de truncamiento	23 s

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

2.11.5. Exponencial truncada bifásica

La forma de onda exponencial truncada bifásica (Figura 29) se consigue mediante la inversión de la polaridad durante la descarga del capacitor y también mediante la desconexión automática de la señal en un determinado tiempo, alrededor de los milisegundos, dando como resultado una forma de onda de decaimiento exponencial truncada bifásica.

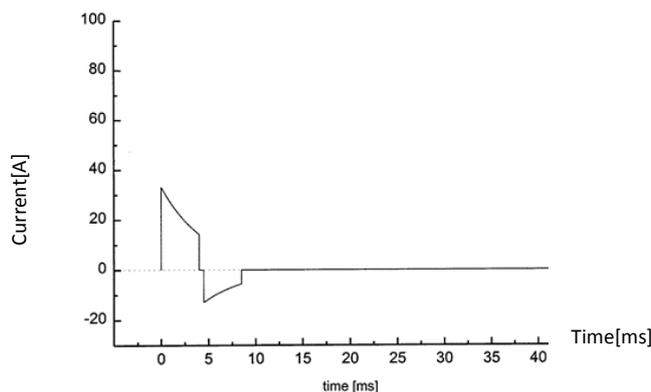


Figura 29. Forma de onda exponencial truncada bifásica.
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

El circuito para generar la forma de onda exponencial truncada bifásica se muestra en la figura 30, se tiene los siguientes elementos: R_i = resistencia interna del equipo, R = resistencia torácica, Powersupply, bloque representativo a la fuente de alimentación DC del desfibrilador para cargar el capacitor, Timing circuit, bloque que representa el tiempo de desconexión de la onda para generar el truncamiento, Polarity reversal, bloque que representa el cambio la polaridad de la señal.

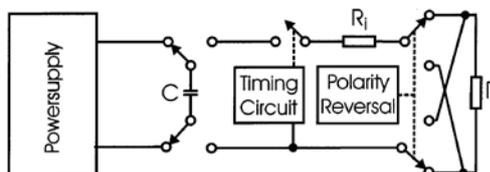


Figura 30. Circuito para generar la forma de onda exponencial truncada bifásica.
Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

Los parámetros importantes para generar la forma de onda exponencial truncada bifásica se muestran en la tabla 5:

Tabla 5.

Parámetros importantes para generar la forma de onda exponencial bifásica.

Parámetro	Valor
Impedancia Torácica (R)	50 Ω
Capacitor (C)	95 μF
Energía	130 J
Resistencia interna (Ri)	$\approx 17 \Omega$
Pulso de truncamiento	8.5 ms
Cambio de Polaridad	4.5 ms

Fuente: (Achleitner, Amann, Stoffaneller, & Baubin, 1999)

El condensador, la inductancia y la resistencia interna del desfibrilador, así como la impedancia transtorácica del paciente constituyen el circuito de descarga. La resistencia transtorácica del paciente es la única variable capaz de cambiar las características del circuito de descarga, la determinación de contenido de energía, la duración y la forma de onda del pulso de desfibrilador. Una alta resistencia transtorácica aumenta el tiempo de descarga del condensador y, en consecuencia disminuye la cantidad de energía suministrada al paciente dentro de un cierto período de tiempo.

2.12. Normas de seguridad durante la desfibrilación

La técnica de desfibrilación debe llevarse a cabo sin riesgo por los miembros del equipo de resucitación. Esto se consigue siguiendo las siguientes recomendaciones:

- Tener cuidado con los entornos o ropas húmedas.
- Secar al paciente antes de la desfibrilación.
- Si se puede, utilizar parches autoadhesivos.
- No tocar el entorno del paciente durante la descarga.
- La persona que administre la descarga debe asegurarse que todo el mundo este alejado del paciente durante la desfibrilación.
- Utilizar guantes, aunque la protección que dan es limitada.
- Si se está realizando ventilación con balón resucitador, alejar la fuente.
- Si el paciente se encuentra con tanque de oxígeno debe colocarse al menos 1 metro de las palas o parches de desfibrilación.
- Si el paciente está con ventilación mecánica, dejar el sistema cerrado durante la desfibrilación, vigilando que no haya fugas.

(Arjona Muñoz, Burgos Mora, & Dávila Berrocal , 2012)

2.13. Desfibriladores en el mercado

2.13.1. Desfibrilador HEARTSTART XL PHILIPS

El Desfibrilador/Monitor M4735A HeartStart XL (figura 31) es un desfibrilador ligero, portátil, semiautomático externo. Ofrece dos modos de funcionamiento para la desfibrilación.

- Modo desfibrilador externo automatizado (DEA)
- Modo Manual



Figura 31. Desfibrilador/Monitor M4735A Heartstream XL.
Fuente: (Desfibrilador/Monitor, 2000).

Ambos modos incorporan una baja energía de forma de onda bifásica para la desfibrilación.

En el modo AED, el Desfibrilador / Monitor M4735A HeartStart XL analiza el ECG del paciente y le aconseja o no entregar un shock. Mensajes de voz guiará a través del proceso de desfibrilación al proporcionar instrucciones e información de los pacientes. Los mensajes de voz son reforzados por los mensajes que aparecen en la pantalla.

Para modo manual, se gira el control del proceso de desfibrilación para modo manual. Se tiene que analizar el ECG del paciente, y se selecciona la configuración de energía para la desfibrilación si es necesario. El modo manual también le permite realizar cardioversión sincronizada y ofrece estimulación no invasiva (opcional).

El equipo puede leer los siguientes parámetros:

- Medidor ECG. Monitorización con electrodos de 3 derivaciones ECG, también 5 electrodos de monitorización ECG que son opcionales.
- Monitoreo opcional de oximetría de pulso (SpO₂). Está disponible en los dos modos de funcionamiento manual y DEA.

El M4735A Heartstream XL Desfibrilador / Monitor es alimentado por corriente alterna y una batería sellada de plomo recargable (SLA) que permite que el desfibrilador se cargue a 200 julios en menos de tres segundos. El cuidado apropiado de sus baterías se asegurará de que tienen la energía necesaria para su funcionamiento y para entregar la terapia apropiada.

(Desfibrillator/Monitor, 2000)

2.13.2. Desfibrilador externo manual C-12B

C-12B es un desfibrilador externo manual mostrado en la figura 32, de marca: E&M ELECTROMEDICINA.



Figura 32. Desfibrilador externo manual C-12B.
Fuente: (E&M-Electromedicina, 2013).

Características:

- Desfibrilador externo manual.
- Monitos ECG.
- Diseñado para utilizar en áreas de emergencias de hospitales.
- Cardioversión sincronizada de 1 a 360 Joules.
- Modo de operación 1-2-3. 1=Selección de energía, 2= Carga de energía, 3= descarga de energía.
- Conexión de palas internas y externas con límites de energía automáticos.
- Protección interna de descarga. Descarga en 50 ohmios.
- Fuente de alimentación de 110-220 Vac

- Batería interna 12 Vdc, con fuente de alimentación y carga de batería. Permite realizar 60 descargas de 360 joules o 6 horas de monitorización continua.
- Forma de onda de desfibrilación: Tiempo 5 milisegundos, pulso monofásico.
- Palas externas: 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,20,30,50,75,100,200,300,360 Joules
- Palas internas: 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,20,30,50 joules.
- Tiempo de carga: 360 Joules en menos de 6 segundos con la batería completamente cargada.
- Cumple con los siguientes estándares: IEC60601-1, IRAM 42201 ANMAT Certification N°PM 1400-1, ISO 9001/ISO 13485.

(E&M-Electromedicina, 2013).

2.13.3. Desfibrilador CODEMASTER XL+

El siguiente desfibrilador es de marca: Hewlett Packard (figura 33). A continuación se describen sus principales características.



Figura 33. Desfibrilador Hewlett Packard Codemaster XL+.
Fuente: (DRE, 2013)

Características:

Batería:

- Tipo: Recargable, batería de ácido-plomo sellado. 4 Ah, 12 V nominal.
- Tiempo de Carga: 2 horas para 90% de capacidad total. 18 horas para capacidad de 100%.
- Capacidad: Monitoreo de 2.5 horas o 50 descargas de energía completas.
- Entrada de Corriente Alterna: 100 a 230 VAC +/- 15%, 50/60 Hz.
- Indicadores de Batería: LED iluminado indica que la batería se está cargando.

Desfibrilador:

- Forma de Onda: sinusoidal amortiguada

- Energía de Salida: 2,3,5,7,10,20,30,50,70,100,150,200,300, y 360 joules.
- Control de Carga: Botón de presión sobre paletas ápex y en panel frontal.
- Tiempo de Carga: Menos de 5 segundos a 360 joules con batería funcional instalada.
- Paletas estándar, Los electrodos para adulto (83 cm) se deslizan para exponer los electrodos pediátricos (21 cm). El cable de las paletas es de 10 pies (3m).

(DRE, 2013)

2.14. Definición de analizador de desfibrilador

El analizador de desfibrilador es un equipo electrónico que sirve para medir los parámetros que entrega el desfibrilador y de esta manera definir su estado de funcionamiento (figura 34). Cumple con las siguientes funciones:

- Medición de la energía entregada por el Desfibrilador.
- Simulador de fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.
- Medición de la reproducción de la señal del desfibrilador.
- Medición del pico de tensión, corriente y sobre disparo.
- Medición del tiempo de carga.
- Medición de marcapasos.
- Simulador de ECG.

(Electromedik, 2014)



Figura 34. Analizador de desfibrilador.
Fuente: (Electromedik, 2014)

2.15. Características técnicas del analizador de desfibrilador

A continuación se muestran algunas de las características técnicas que debe cumplir un medidor desfibrilador según la norma IEC 60601

- Medición de Energía liberada por el equipo en Watts. Seg (Joules), en un rango de 10 a 400 [J].
- Posibilidad de graficar la forma de onda de la descarga, ya sea en graficador incorporado o en un PC conectable.
- Medición de tiempo de carga del desfibrilador.
- Medición de tiempo de retardo en cardioversores.
- Debe contar con un simulador de electrocardiograma ECG.
- Debe contar con opción para medir desfibrilación interna y externa.

(Avendaño, 2010)

Características especiales

- Medidor de impedancia de acoplo de las paletas para la descarga.
- Sistema de sujeción mecánica para mejor adaptación de impedancia.
- Superficie de descarga acomodable a todo tipo de paletas (circulares y rectangulares), adulto y pediátrico.
- Con memoria adecuada para registrar varias mediciones y almacenamiento en un computadora.

La figura 35 muestra un ejemplo del diagrama de bloques de un analizador de desfibrilador.

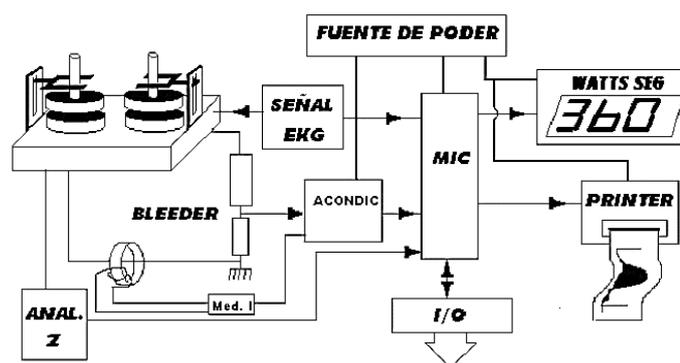


Figura 35. Diagrama de bloques analizador de desfibrilador.
Fuente (Avendaño, 2010)

2.16. Partes de un analizador desfibrilador

La figura 36 muestra las partes más comunes que se pueden encontrar en un medidor o analizador de desfibriladores.



Figura 36. Partes del analizador desfibrilador.
Fuente: (Alaris, 2014)

2.17. Cálculo de la energía de desfibriladores

Como se ha observado, el parámetro de mayor importancia, al momento de realizar el análisis de la señal que entregan los desfibriladores, es la energía. Para ello se definen las siguientes fórmulas y sus unidades de medida:

La energía es el cálculo de la integral de la potencia durante el tiempo t (ecuación 1):

$$E = \frac{1}{R} \int_0^t v^2(t) dt \quad \text{Ecuación 1.}$$

O;

$$E = \int_0^t v(t)i(t) dt \quad \text{Ecuación 2.}$$

Donde:

- E = energía en joules [J]= [W] [seg].
- R = Resistencia transtorácica, ohmios [Ω].
- $v(t)$ = voltaje generado, volts [V].
- $i(t)$ = corriente generada, ampers [A]

2.18. Aproximación para el cálculo de la integral para obtener la energía

Regla del trapecio

Sea f una función continua $[a, b]$. La regla del trapecio para aproximar $\int_a^b f(x) dx$ viene dada por (ecuación 3):

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{b-a}{n} \sum_{i=1}^n \frac{f(x_{i-1}) + f(x_i)}{2} \quad \text{Ecuación 3.}$$

$$= \frac{b-a}{2n} [f(a) + 2f(x_1) + \dots + 2f(x_{n-1}) + f(b)]$$

(Paulogorrón & Pérez, 1994)

La figura 37 indica cómo se calcula el área de una señal con la regla del trapecio.

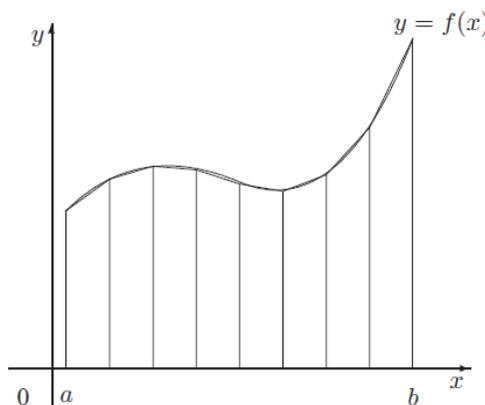


Figura 37. Regla del trapecio para la integración numérica.
Fuente: (Paulogorrón & Pérez, 1994).

2.19. Parámetros importantes del desfibrilador

Los siguientes parámetros que entrega el desfibrilador necesitan ser medidos para asegurar que el equipo funcione correctamente y cumpla con estándares de funcionamiento.

- a) Energía entregada.
- b) Pico de voltaje y pico de corriente.

- c) Ancho de pulso.
- d) Forma de onda.
- e) Retraso.
- f) Picos.

g) (Ulrich , Anton, Martin , & Michael , 1999)

2.19.1. Energía entregada

Los Desfibriladores DC están calibrados en términos de energía (Joules) almacenados en un condensador del equipo. Debido a la impedancia de salida finita del instrumento, la energía que se muestra puede ser diferente del valor entregado real. Otro factor importante para esta variación puede ser el cambio en los valores de los componentes debido al envejecimiento.

Normas ISO afirman que la energía suministrada a una resistencia de carga de 50 Ω no se desviará en más de ± 4 [J] o ± 15 % de lo que sea mayor de la salida indicada. El desfibrilador debe verificarse regularmente ante cualquier desviación entre las energías seleccionados y entregados.

2.19.2. Pico de voltaje y pico de corriente

Se ha encontrado la desfibrilación con corrientes de alto pico y de corta duración, que pueden disminuir la contracción del miocardio y puede causar un desequilibrio electrolítico entre el corazón y los electrodos. El uso de bajos valores de carga de capacitancia con altos voltajes puede ser eficaz, pero la corriente de pico alto asociado puede volver a causar una pérdida considerable de la fuerza contráctil. Repetir la Desfibrilación con este tipo de perturbaciones de alta intensidad puede tener efectos perjudiciales.

2.19.3. Ancho de pulso

El ancho de pulso óptimo para la desfibrilación es de aproximadamente 4 ms. La energía umbral, la carga, y el pico de corriente necesaria para la desfibrilación aumentan rápidamente con el aumento de ancho de pulso.

Por otra parte, si la duración del pulso se prolonga, el corazón puede desfibrilar. Un tiempo de subida de menos de 1 ms puede dañar los tejidos cardíacos.

2.19.4. Forma de onda

La forma de onda de corriente fisiológicamente más aceptada se muestra en la figura 38 (sinusoidal bifásica). Cualquier deterioro de la forma de onda puede ser indicativo de un posible daño del instrumento, por lo que se recomendaría dar de baja al equipo.

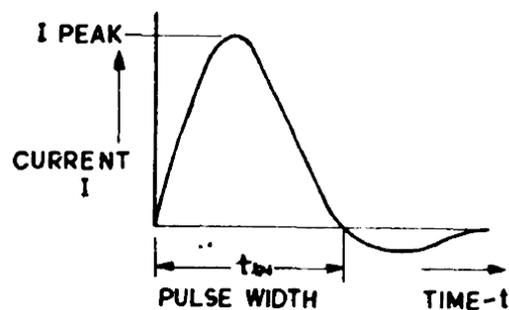


Figura 38. Forma típica de onda del desfibrilador.
Fuente: (Ulrich , Anton, Martin , & Michael , 1999):

2.19.5. Retraso

Con el fin de obtener los resultados deseados, se requiere que el desfibrilador dispare en un instante particular de la forma de onda del electrocardiograma (ECG). Hacia este fin, el hardware del desfibrilador detecta el pico máximo de la forma de onda del ECG y proporciona la cantidad correcta de retraso.

2.19.6. Picos

Debido a diversos defectos en los componentes, la forma de onda ECG no es lisa, sino que tiene picos de corta duración. Los picos no alteran la cantidad de energía suministrada. Sin embargo, un análisis adecuado de los picos indica los componentes defectuosos para ser reparados o reemplazados.

2.19.7. Importancia del mantenimiento de desfibriladores

Los aparatos de uso médico que funcionan con electricidad y están en contacto con partes del cuerpo humano, cuando tienen fallas de aislamiento, pueden provocar graves daños al ser humano.

Las pruebas de bioseguridad, consisten en una serie de procedimientos a los que se someten diversas partes del equipo en estudio, con instrumentos de precisión, que permiten comprobar su correcto aislamiento, dentro de los márgenes declarados por el fabricante o exigidos por normas internacionales.

Todo el instrumental utilizado para las mediciones, a su vez tiene que tener un riguroso control de buen funcionamiento demostrado, medido y documentado (trazabilidad), exigido por normas de calidad y seguridad.

Todos los equipos de uso médico deben ser controlados periódicamente en forma preventiva durante su vida útil y en forma obligatoria cada vez que son reparados o desarmados por cualquier razón.

Si el valor seleccionado de energía es incorrecto, podría causar daños al paciente, ya que muy poca energía no produciría la desfibrilación y una dosis demasiado alta podría causar daños al miocardio. Por esta razón es necesario conocer los principales parámetros que genera el desfibrilador al momento de realizar su mantenimiento.

Es importante realizar el mantenimiento preventivo y control de calidad de equipos que llevan algún tiempo ya en funcionamiento y en especial en equipos que son utilizados constantemente en áreas de emergencias de hospitales.

2.20. Tareas de mantenimiento del desfibrilador

1. Inspecciones en el suministro cuando el equipo es nuevo:

- Verificar desperfectos que se pueden dar al momento de transportar el equipo.
- Verificar y controlar que se encuentren todos los accesorios.
- Verificar el estado de la batería.

2. Pruebas de inspección y funcionalidad

Pruebas cualitativas:

Aspectos Físicos: Se realiza una inspección visual de los siguientes componentes:

- Chasis del equipo
- Enchufe de red y base del enchufe
- Amarres contra tirones
- Interruptores/ fusibles
- Cables al paciente
- Terminales y conectores
- Palas y electrodos
- Controles y teclas
- Batería y su cargador

Aspectos funcionales: Se verifica que este en correcto funcionamiento los siguientes parámetros:

- Indicadores y displays (línea de base, interferencias)
- Alarmas
- Señales audibles
- Respuestas a 1mV
- Desplazamiento del papel
- Descarga interna de la energía almacenada
- Función de sincronismo
- Registrador

Pruebas cuantitativas

Se aplican los instrumentos necesarios de medida para verificar todos los parámetros que puede entregar los desfibriladores como:

- Tester (medición de continuidad)
- Osciloscopio

- Cronómetro
- Medidor de energía del desfibrilador
- Simulador de paciente
- Analizador de seguridad eléctrica

Después de realizar todos las pruebas tanto cuantitativas como cualitativas se procede a realizar el reporte, documento donde se especifica si se debe cambiar algún accesorio o material eléctrico, que no esté en funcionamiento, esto puede ser cambio de batería o accesorios del equipo.

En el mantenimiento preventivo también se realiza las siguientes actividades:

- Limpieza interna
- Lubricación de partes mecánicas
- Cambio de batería

2.21. Analizadores de desfibriladores en el mercado

La marca reconocida FLUKE, especialista en equipos de medida, tiene a su disposición el departamento dedicado solo a la fabricación de instrumentos para verificación de equipos médicos, llamado FLUKE BIOMEDICAL, donde se encuentran algunas de las últimas tecnologías en equipos de medición.

A continuación de describirá algunos analizadores de desfibrilador marca Fluke y otros de diferentes marcas.

2.21.1. Analizador desfibrilador FLUKE QED 6

La QED 6 (figura 39) ofrece una solución escalable para medir con precisión el rendimiento desfibrilador. Ligero y portátil, el "QED 6" mide una amplia gama de parámetros de salida de energía del desfibrilador.

Posee un puerto serie RS-232 compatible con el control del ordenador remoto para documentación de las pruebas.

(FlukeBiomedical, 2014)



Figura 39. Analizador desfibrilador QED 6 marca fluke.

Fuente: (FlukeBiomedical, 2014)

Características principales

- Medición de energía de corriente continua monofásica y bifásica.
- Medición de energía y cardioversión.
- Voltaje y corriente pico.
- Pantalla de 2 líneas por 24 caracteres.
- Puerto RS-232 bidireccional para control por ordenador.
- Almacenamiento y reproducción de forma de onda de salida de modo que los resultados se pueden ver con mayor detalle.
- Software de automatización para verificación de forma de onda y registro de parámetros.

(FlukeBiomedical, 2014).

Especificaciones Técnicas:

Las especificaciones técnicas del medidor desfibrilador QED 6, se muestran en la tabla 6.

Tabla 6.

Especificaciones técnicas analizador desfibrilador QED6.

Test de salida de Energía	Carga Resolución Rango Bajo Rango Alto Ancho de pulso Corriente máxima	$50 \pm 1\%$ con inductancia $<70 \mu\text{H}$ Rango alto: 1J, Rango bajo 0.1J 0J a 100J 0J a 400J 1ms a 50ms Baja: 35A, Alta 110A
	Precisión mínima de voltaje	Bajo: 20V, Alto. 66 V Rango de 400J : $\pm 2\%$ de la lectura De 100J a 400J: $\pm 2\%$ Rango de 100J: $\pm 2\%$ de la lectura, $\pm 0.1\text{J}$

CONTINÚA →

Pico/Overshoot	Exceso de voltaje	Rango de 400J: $\pm 10V$ Rango de 100J: $\pm 25V$
Forma de onda de reproducción de desfibrilación	Salida de ECG	Rango 400J: $1mV=3000V$ Rango 100J: $1mV=900V$ Rango 400J: $0.5V=3000V$ Rango 100J: $0.5V=900V$

Fuente: (FlukeBiomedical, 2014)

2.21.2. Analizador desfibrilador FLUKE IMPULSE 6000D

Los analizadores desfibriladores Fluke Biomedical aseguran el correcto funcionamiento y el máximo rendimiento de los equipos de soporte vital de reanimación cardíaca crítica, incluyendo desfibriladores monofásicos y bifásicos y desfibriladores externos automáticos (DEA).

El modelo Impulse 6000D (Figura 40) es un analizador de desfibrilador robusto, dispositivo portátil, fácil de transportar, con una interfaz intuitiva de usuario, luz de fondo y pantalla de fácil visualización. Con la funcionalidad que incluye medición de la salida de energía y las pruebas de onda ECG. Impulse 6000D cuenta con 10 salidas ECG independientes que proporcionan 12 combinaciones para señales clínicas normalizadas.

Pruebas de automatización mediante el software Ansur, visualización de las formas de onda de captura, resultados de las pruebas y almacenamiento de datos.



Figura 40. Analizador Desfibrilador Impulse 6000D.
Fuente: (Flukebiomedical, 2015).

Características principales

- Cumple con el estándar IEC 60601-2-4.

- Compatibilidad tecnológica con las formas de onda Lown, Edmark, trapezoidal y exponencial bifásica.
- Compatibilidad con desfibriladores automáticos externos DEA.
- Simulación de 12 derivaciones ECG.
- Simulación de marcas de marcapasos interno.
- Configuración flexible de la frecuencia cardíaca (paso 1bpm)
- Actualización de forma de onda.
- Captura, almacena y reproduce la forma de onda.
- Es el primero en su clase en tener una precisión $\pm 1\%$ de lectura + 0.1J
- Batería duradera y recargable.

• (Flukebiomedical, 2015)

2.21.3. Analizador desfibrilador QA-40M

El analizador de desfibrilador QA-40M (Figura 41) es un instrumento de precisión diseñado para probar todos los desfibriladores externos. Tiene una resistencia de carga de 50 ohmios, lo que corresponde aproximadamente a la impedancia del cuerpo humano. Los electrodos del desfibrilador se colocan en las placas de contacto del analizador, por lo tanto, el desfibrilador está conectado a través de la resistencia de carga. Cuando se descarga el desfibrilador, el analizador calcula y muestra la energía entregada. Este equipo también tiene la opción de generar señales de ECG

(Bioingeniería, 2012)

Con el analizador de desfibriladores se pueden realizar las siguientes pruebas:

- Medición de energía bifásica.
- Medición de energía y cardioversión.
- Lectura de voltaje pico y corriente.
- Almacenamiento y reproducción de forma de onda de salida.
- Simulación ECG de 12 derivaciones.
- Simulación ECG y arritmias.
- Procedimientos de prueba del desfibrilador automático.



Figura 41. Analizador desfibrilador QA-40M.

Fuente: (Bioingeniería, 2012).

2.22. Estándares de funcionamiento del analizador de desfibriladores

2.22.1. Instituciones reguladoras

IEC (International Electrotechnical Commission)

La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) es una organización sin fines de lucro, organización no gubernamental, fundada en 1906 (IEC).

IEC 60601

IEC 60601 es una serie de normas y técnicas para la seguridad y la eficacia de los equipos electromédicos, publicada por la Comisión Electrotécnica Internacional. Publicado por primera vez en 1977 y actualizada periódicamente y reestructurado, a partir de 2011 se compone de una norma general, cerca de 10 normas colaterales, y alrededor de 60 normas particulares.

(Winkipeia, 2014)

A continuación se describen las diferentes normas para realizar el diseño e implantación de analizadores de desfibriladores normalizados

- **IEC 60601-2-4:** Norma Internacional, Equipos electromédicos. Parte 2-4: Requisitos particulares para la seguridad de los desfibriladores cardíacos.
- **ANSI/AAMI/IEC 60601-2-4:2010:** Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de los desfibriladores cardíacos.

- **Normas ISO:** ISO (International Standardization for Organization) es un organismo con presencia en 80 países del mundo.

ISO 9002: Es una norma que permite implementar un Sistema de Calidad y de Buenas Prácticas de Fabricación.

ISO 9001: Es una norma que permite implementar unos sistemas de calidad y de buenas prácticas de diseño y fabricación.

ISO 13485: Es la norma particular de las ISO 9001 aplicada a equipos médicos.

- **EN46001:** Norma Europea de buenas prácticas de diseño y fabricación para equipos de uso médico. Es equivalente a la norma ISO 13485.

(NICEN, 2001)

2.22.2. Normas para determinar los errores en los desfibriladores:

El estándar que se deberá seguir para llevar a cabo la implementación, para la verificación de errores esta dictado por el instituto Norte Americano ECRI (Emergency Care Research Institute).

ECRI es una agencia de investigaciones en el sector de la salud, independiente y sin fines de lucro, que establece estándares de funcionamiento para equipos médicos.

Según el instituto ECRI de normalización indica que los desfibriladores deben cumplir las siguientes condiciones:

- **Energía de salida:** Error permitido ± 15 % de la energía seleccionada por el equipo
- **Pruebas de repetividad:** Realizar 3 descargas de 50 y 360 Joules.
- **Tiempo de carga máxima de energía:** tiempo < 15 segundos después de 10 descargas.

(ECRI Institute, 2013)

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA ELÉCTRICO

3.1. Diagrama de bloques

La figura 42 muestra el diagrama de bloques simplificado del medidor de desfibrilador.

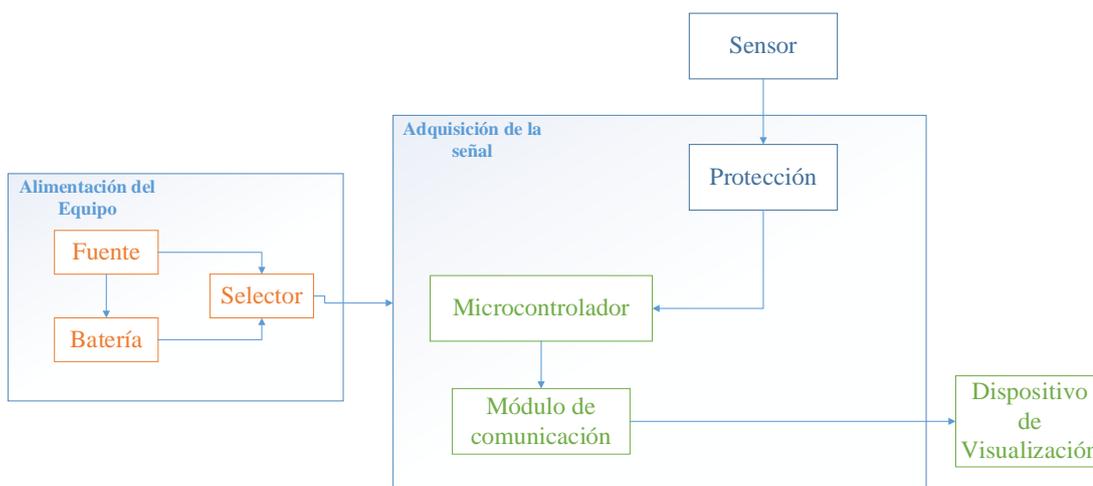


Figura 42. Diagrama de bloques.

3.2. Sensor de medición de voltaje

El sensor que se utilizará para realizar la implementación será la resistencia patrón de 50 Ω (figura 43) propia del equipo “Desfibrillator energy tester, marca: Neurodyne-Dempsey, Modelo: 429”

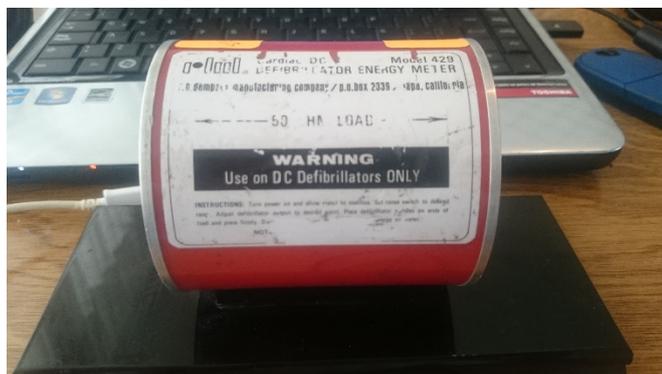


Figura 43. Resistencia patrón 50 Ω .

Las características de funcionamiento del equipo “Desfibrillador energy tester, marca: Neurodyne-Dempsey, Modelo: 429” (figura 44) son las siguientes (Integrated, 1999):



Figura 44. Equipo Desfibrillador energy tester.

- Voltaje de funcionamiento: 105 a 125 Vac.
- Circuito de Cuadratura: Linealidad de la entrada $\pm 5\%$.
- Rango de medida: 0 – 400 [Ws] en tres rangos, precisión: $\pm 2\%$ FS.
- Resistencia de carga: $50 \Omega \pm 0.5\%$.
- Fuente de poder DC: rango 10 Vdc.
- Estándar de voltaje DC: Rango - 10 a + 10 V, Precisión $\pm 0.1 \%$.
- Frecuencia del contador: rango de 2 a 10ms, precisión $\pm 3\%$.

El diagrama eléctrico de la resistencia patrón viene conformado por divisores de voltaje mostrados en la figura 45, para esta aplicación se utilizará las línea de color negro que será nuestro punto de GND y la línea de color azul referente a la señal de entrada al circuito de protección del equipo, que a su vez estará conectada en la entrada analógica del microcontrolador.

El sensor atenúa la señal que entrega el desfibrilador a una escala de 1000:1[V].

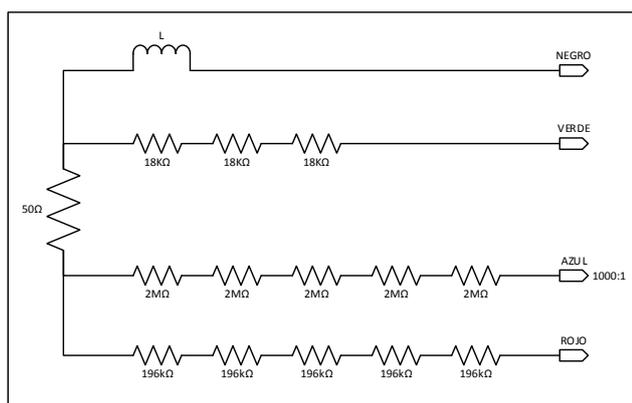


Figura 45. Diagrama eléctrico de la resistencia patrón.

En la descripción del marco teórico se observó que la energía liberada por los desfibriladores es mediante las palas del equipo. Estas palas tienen su propia etiqueta que son APEX (referencia positiva) y STERNUM (referencia negativa) (ápice y esternón) mostrados en la figura 46, que son las partes del cuerpo humano donde se coloca las palas, para realizar la descarga eléctrica.



Figura 46. Palas del desfibrilador

El sensor o resistencia patrón posee las respectivas etiquetas, en cada uno de sus terminales para colocar las palas y poder realizar la medición de forma adecuada (figura 47).

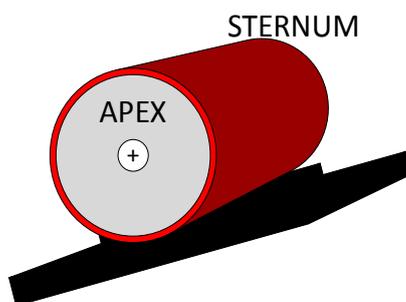


Figura 47. Resistencia patrón del medidor desfibrilador.

3.2.1. Conexión del sensor

El sensor se conectará al circuito de protección, que se detallará más adelante, para la aplicación solo se utilizará los puntos de color negro (GND) y azul (figura 48), referentes al sensor. El punto azul será la referencia positiva y se conectará en paralelo a una resistencia (RS7) y un capacitor (CS) para obtener la división de voltaje de 1000 a 1 voltios, como se muestra en la figura 49.

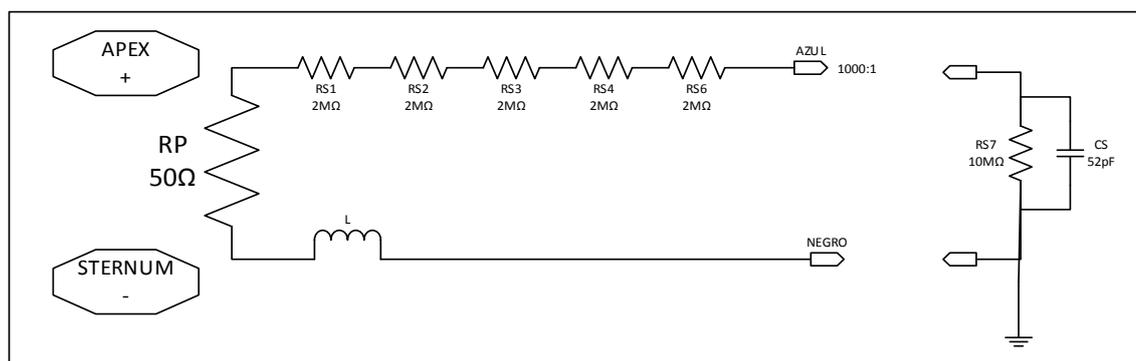


Figura 48. Conexión del sensor.

3.2.2. Características técnicas del sensor

La corriente máxima que va a circular por el circuito de descarga es de 400 [uA]. En la tabla 7 se detalla las características de los elementos internos del sensor:

El voltaje máximo del capacitor y la bobina será de 25 V, sobredimensionando el valor original.

Tabla 7.

Datos técnicos elementos internos del sensor

Elemento	Valor [Ω]	Voltaje Máximo [V]	Potencia [W]
RP	50	4000	100
RS1	2M	800	1
RS2	2M	800	1
RS3	2M	800	1
RS4	2M	800	1
RS5	2M	800	1
RS6	2M	800	1
RS7	10k	4	1

Fuente: (Integrated, 1999)

3.3. Protección de sobre tensión

EL voltaje pico máximo de salida que se obtiene al momento de realizar la desfibrilación es de 3000 a 4000 voltios aproximadamente, dichos voltajes equivalen a una energía comprendida entre los 350 a 400 joules.

Después de la etapa de atenuación se realiza el aislamiento del circuito para prevenir altos picos de voltaje y alta corriente generados al momento de realizar la desfibrilación en la resistencia patrón de 50 Ω .

En el mercado existe varios tipos de circuitos para aislamiento de señales entre los más conocidos se tiene los amplificadores operaciones de aislamiento, opto acopladores lineales y transformadores.

La protección contra sobre tensión viene conformada por un amplificador operacional en distribución seguidor de voltaje (figura 49). La fuente de alimentación que se aplique en el circuito será el límite de voltaje que se obtendrá a la salida.

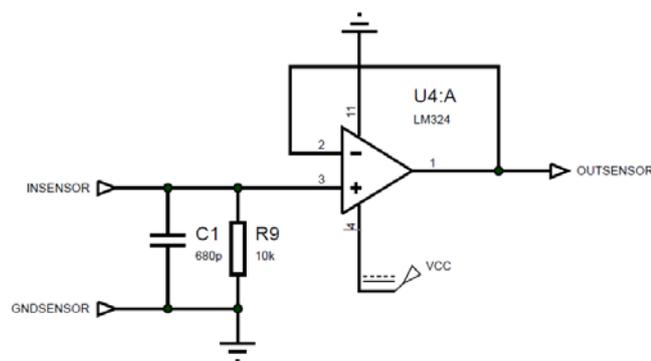


Figura 49. Circuito de protección de alto voltaje.

3.4. Microcontrolador

Para poder seleccionar el Microcontrolador se tomará en cuenta las siguientes características técnicas:

- En las etapas de atenuación y protección se obtiene una señal analógica de salida en un rango de 0 a 5 V, con un tiempo de duración de 5ms equivalente a 200 Hz.

- La presentación de datos será mediante un dispositivo Android mediante comunicación serie, a 9600 bit por segundo (bps).
- El voltaje de alimentación será de 5 V.

De esta manera se seleccionó la tarjeta electrónica ARDUINO NANO, cuyo microcontrolador es marca ATMEGA, y cumple con las siguientes especificaciones técnicas adecuadas para realizar la implementación del medidor del desfibrilador.

3.4.1. Especificaciones técnicas ARDUINO NANO

La tarjeta electrónica Arduino Nano (figura 50) presenta las siguientes características:

- Conformado por el Microcontrolador ATmega328.
- Voltaje de operación 6-20 V.
- Voltaje de entrada 7-12 V.
- Pines Digitales 14 (6 PWM).
- Pines Analógicos 8.
- Corriente DC por I/O 40mA.
- Memoria flash 2kB.
- EEPROM 1kB.
- Velocidad de reloj 16 MHz.
- Lectura del canal analógico 100 [useg] = 10 [kHz]

La figura 50 muestra la Arduino Nano con sus pines de entrada/salida, alimentación, comunicación y entradas analógicas etiquetados.

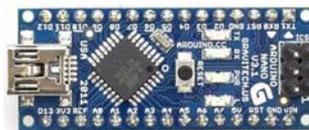


Figura 50. Arduino Nano.
Fuente: (Arduino, 2015)

El medidor desfibrilador va a estar limitado solo para calcular la energía de desfibriladores que presenten forma de onda monofásica, ya que el microcontrolador no lee señales analógicas negativas que serían ideales para forma de onda bifásicas. Se

podría acondicionar la señal, pero el sensor que se presenta en el diseño solo se utiliza para medir formas de onda monofásicas.

3.4.2. Diagrama electrónico ARDUINO NANO

La figura 51 muestra el diagrama eléctrico de la Arduino Nano.

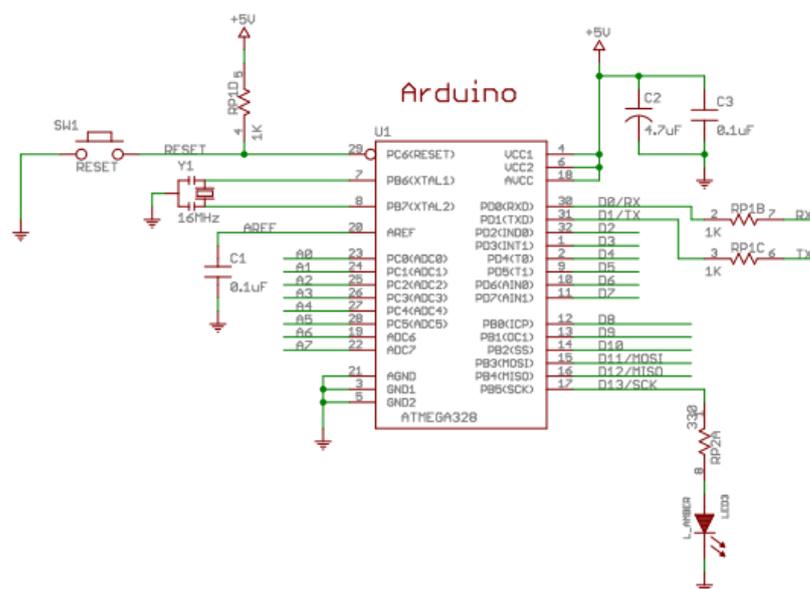


Figura 51. Diagrama eléctrico arduino nano.
Fuente: (Arduino, 2015)

3.4.3. Diagrama de flujo del programa

La figura 52 y 53 muestran el diagrama de flujo que se utilizará para programar el microcontrolador de la tarjeta Arduino Nano. Los parámetros que se utilizan para calcular la energía serán el voltaje, tiempo y el número de muestras obtenidas por el canal analógico de la tarjeta electrónica Arduino Nano. La información se entrega mediante comunicación serie de acuerdo a un carácter enviado por el dispositivo Android, figura 53.

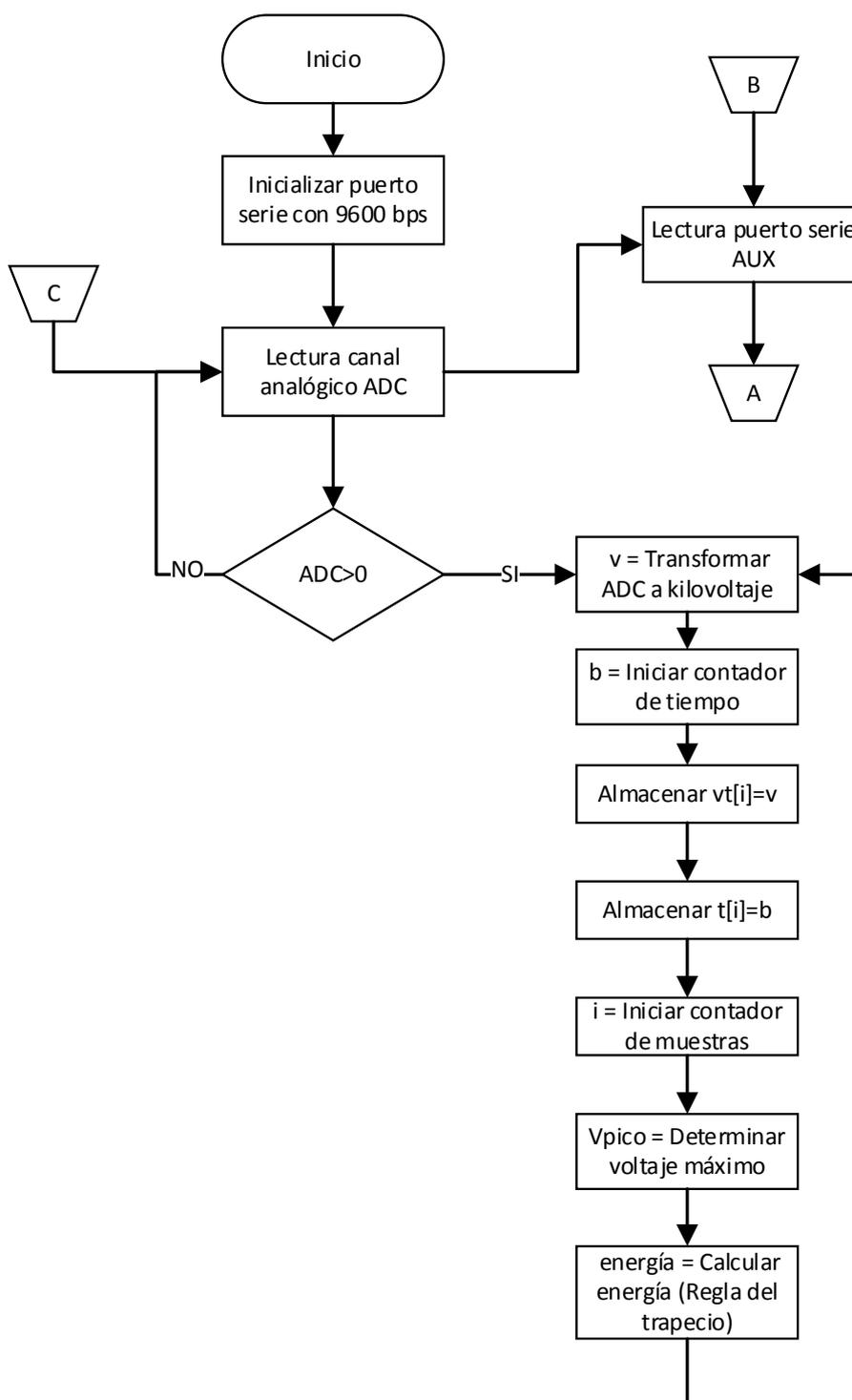


Figura 52. Diagrama de flujo programa microcontrolador

En el anexo 5 se muestra el texto original de la programación de la tarjeta electrónica Arduino Nano. La figura 53 muestra la continuación del diagrama de flujo, de la programación de la tarjeta e indica cómo se realiza el envío de información hacia el dispositivo Android.

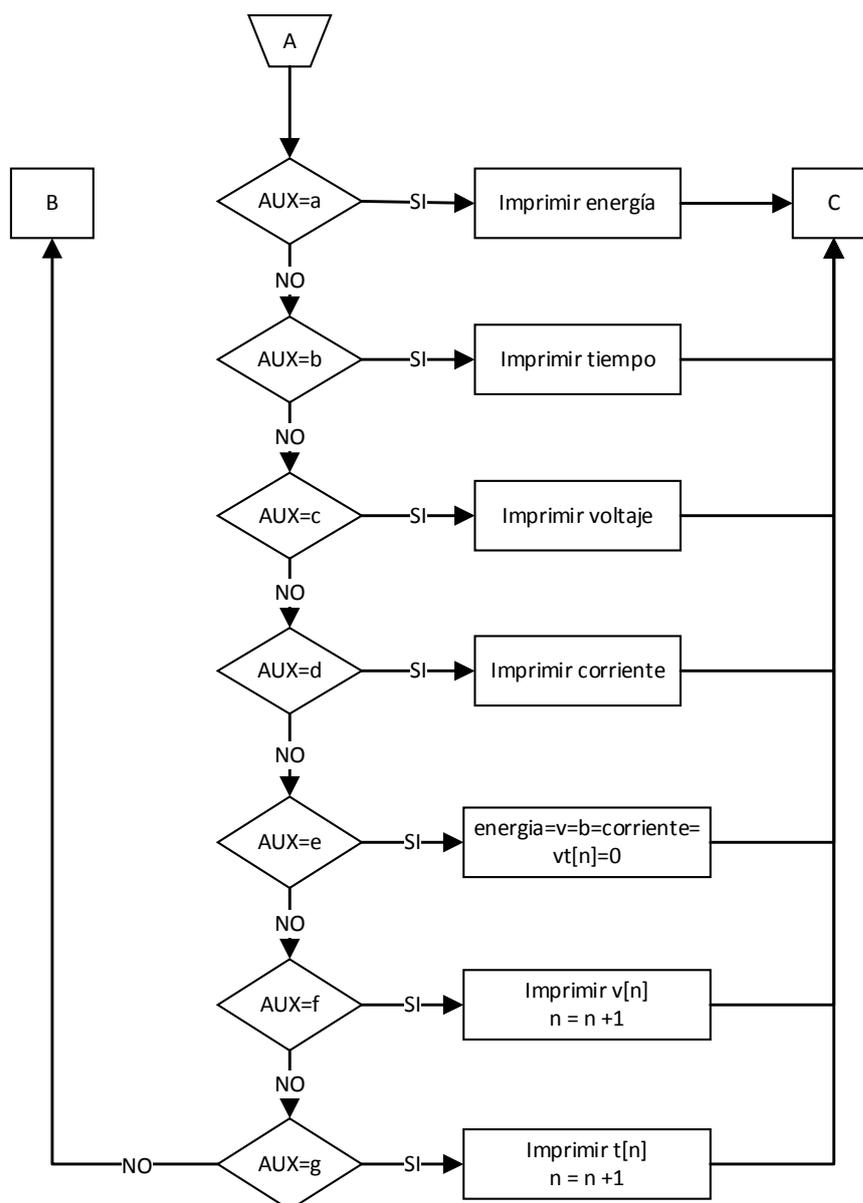


Figura 53. Continuación diagrama de flujo.

3.4.4. Algoritmo para el cálculo de la energía

Como se mostró en el marco teórico el cálculo de la energía se lo realiza mediante la aproximación del trapecio, para calcular el área bajo la curva equivalente al valor de la energía.

Fórmula del trapecio:

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{b-a}{n} \sum_{i=1}^n \frac{f(x_{i-1}) + f(x_i)}{2}$$

$$= \frac{b-a}{2n} [f(a) + 2f(x_1) + \dots + 2f(x_{n-1}) + f(b)] \quad \text{Ecuación 4.}$$

Fórmula para calcular la energía en la resistencia patrón de 50 [Ω]

$$E = \frac{1}{R} \int_0^t v^2(t) dt \quad \text{Ecuación 5.}$$

Entonces aplicando la regla del trapecio obtenemos que:

$$E = \frac{b-a}{2nR} [v^2(a) + 2v^2(t_1) + \dots + 2v^2(t_{n-1}) + f(b)] \quad \text{Ecuación 6.}$$

Donde,

- E= Energía del desfibrilador.
- b-a= periodo de la señal.
- n= número de muestras.
- v= voltaje de entrada.
- t= tiempo.
- R= resistencia patrón = 50 [Ω].

Algoritmo:

```

Mientras (verdadero)
  Leo analógico;
  Si (analógico>0)
    v = (analógico*5/1023)*1000; //Calculo voltaje
    bi = bi + 0.00013; //Inicio tiempo
    vt[i]=v; //Almaceno v
    t[i]=bi; //Almaceno bi
    i = i + 1; //Referente a n
    vpico= máximo(vpico, v); //calculo el mayor
    energia0 = energia0 + 2 * v^2;
    energía = energia0 + bi/2*R*i) //Regla del trapecio
  Fin
Fin

```

3.5. Módulo de comunicación

Se quiere realizar la comunicación con un dispositivo Android para esto se utilizará el módulo Bluetooth HC-05 que posee las siguientes características:

Características Técnicas:

- Configuración maestro-esclavo.
- Clave de acceso: 1234.
- Vaud arte: 9600 default, configurable (1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200[bps]).
- Programación mediante comandos AT.
- Voltaje de operación 3.3 [V].

(DatasheetHC-05, 2012)

3.5.1. Conexión HC-05 con Arduino Nano

La tabla 8 describe los pines de conexión entre la Arduino Nano y el módulo bluetooth HC-05.

Tabla 8.
Pines de conexión.

Arduino Nano	Bluetooth HC-05
TX	RX
RX	TX
3.3V	VCC
GND	GND

La figura 54 muestra el módulo bluetooth HC-05 con sus pines de comunicación y alimentación etiquetados.

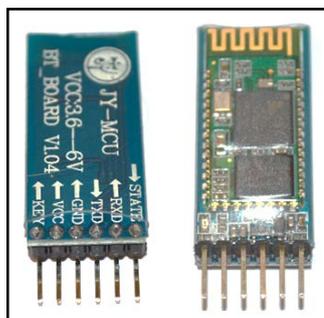


Figura 54. Módulo Bluetooth HC-05.

Fuente: (House, 2015)

3.7. Fuente de alimentación

La fuente de alimentación y la batería fueron proporcionadas por la empresa IX Biotron.

Características técnicas de la fuente:

- Voltaje de alimentación 110 [Vac] / 60 [Hz].
- Voltaje de salida 15 [Vdc].
- Corriente de salida 2 [A].

Características técnicas batería:

- Voltaje 12 [Vdc].
- Corriente 1 [Ah].

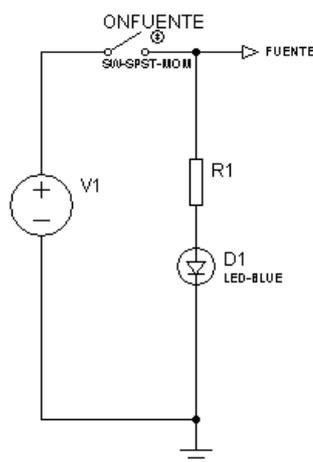


Figura 56. Circuito para verificar la conexión de la fuente.

Al momento de conectar la fuente se encenderá un led indicador de conexión de línea (110 Vac) mostrado en la figura 56.

El swich denominado ONFUENTE, conecta la fuente a la línea de 110Vac, indicando la presencia de red eléctrica, ver figura 56.

Datos del led D1: Voltaje del led azul $V_{D1} = 3.7$ [V], corriente $I_{D1} = 20$ [mA];

$$V_1 = V_{R1} + V_{D1} \quad \text{Ecuación 7.}$$

Sustituir el voltaje $V_{R1} = I_{R1}R_1$; en la Ecuación 7.

$$V_1 = I_{R1}R_1 + V_{D1}$$

Se despeja R_1 ;

$$R_1 = \frac{V_1 - V_{D1}}{I_{R1}} \quad \text{Ecuación 8.}$$

$$I_{R1} = I_{D1} = 20 \text{ [mA]}$$

$$R_1 = \frac{15 \text{ [V]} - 3.7 \text{ [V]}}{20 \text{ [mA]}}$$

$$R_1 = 565 \text{ [\Omega]}$$

El circuito para manejar la carga de la batería mediante la fuente se muestra en la figura 57:

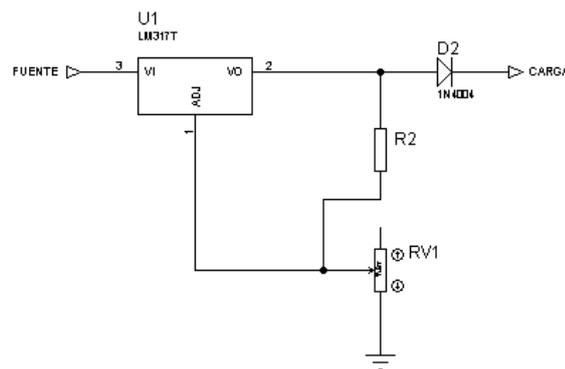


Figura 57. Circuito de carga de batería.

Las fórmulas para el cálculo de los elementos del regulador LM317, específicas por el fabricante, se muestran a continuación:

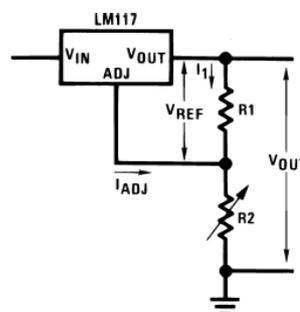


Figura 58. Circuito para regular carga de la batería, indicada por el fabricante.

Donde se tiene la siguiente ecuación para determinar el voltaje de salida:

$$V_{out} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + I_{ADJ} R_2 \quad \text{Ecuación 9}$$

Si $3 [V] \leq V_{in} - V_{out} \leq 40 [V]$, entonces el voltaje $V_{ref} = 1.25 [V]$

$$i_{out} = 1 [A]$$

$$I_{ADJ} = 50 [\mu A]$$

En la ecuación 9 se remplazan los valores de $R_1 = 240 \Omega$ y $R_2 = 2.4 K \Omega$

$$V_{out} = 1.25 [V] \left(1 + \frac{2.4 [k\Omega]}{240} \right) + 50 [\mu A] 2.4 [k\Omega]$$

$$V_{out} = 12.37 [V]$$

Ahora se determina la corriente I_1, I_{R2}

$$I_1 = \frac{V_{R1}}{R_1} \quad \text{Ecuación 10.}$$

$$I_1 = \frac{1.25 [V]}{240 [\Omega]}$$

$$I_1 = 0.00521 [A]$$

$$I_{R2} = \frac{V_{R2}}{R_2}$$

$$I_{R2} = \frac{V_{out} - V_{R1}}{R_2} \quad \text{Ecuación 11.}$$

$$I_{R2} = \frac{12.37 [V] - 1.25 [V]}{2.4 [k\Omega]}$$

$$I_{R2} = 0.00463 [A]$$

El circuito para verificar si la batería tiene carga, estará conformado por un amplificador operacional en un distribución de comparador de voltaje, figura 59.

El amplificador operacional comparador debe cumplir con la tabla 9:

Tabla 9.

Características amplificador operacional, seguidor de voltaje.

Voltaje en los terminales del operacional	Voltaje de salida del operacional
$V_+ > V_-$	Vsalida = 5 V, indica que la batería necesita carga
$V_+ < V_-$	Vsalida = 0 V

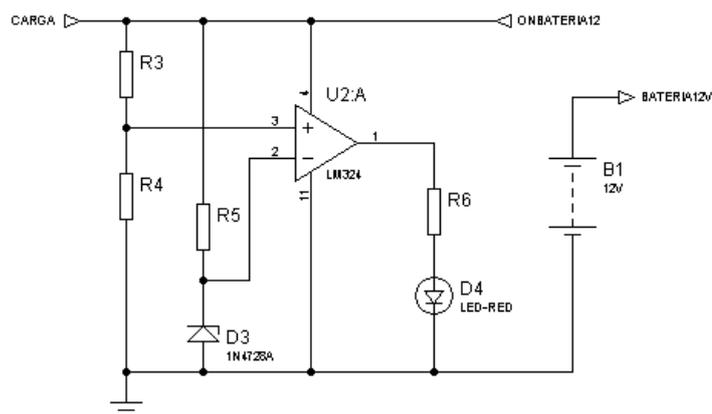


Figura 59. Indicador de carga de batería.

Primero se analizará el divisor de voltaje conformado por la resistencia R_5 y el diodo Zener D_3 , de un valor de 10 [V] aproximadamente, el voltaje de D_3 será un voltaje constante mientras la batería este cargada, mientras disminuya el voltaje de la batería decaerá el voltaje del zener.

Para el circuito se impone una corriente $i_1 = 0.025$ A.

Se tiene que:

$$V_{Bateria} = R_5 i_1 + V_{D3} \quad \text{Ecuación 12.}$$

Se despeja R_5 ;

$$R_5 = \frac{V_{Bateria} + V_{D3}}{i_1}$$

$$R_5 = \frac{12 [V] - 10[V]}{0.025 [A]}$$

$$R_5 = 200 [\Omega]$$

Ahora se realiza el cálculo para el divisor de voltaje conformado por R_3 y R_4 . Se necesitará que el voltaje de salida $V_{out} = 11$ [V]. Entonces, si $R_3 = 10$ [k Ω], obtenemos:

$$R_4 = \frac{V_{out}}{V_{in} - V_{out}} R_3 \quad \text{Ecuación 13.}$$

$$R_4 = \frac{11 [V]}{12 [V] - 11[V]} 10 [k\Omega]$$

$$R_4 = 110 [k\Omega]$$

El led D4 se utilizará para alertar que la batería necesita carga, será de color rojo y su resistencia se obtendrá de la siguiente manera:

Datos de led D4: Voltaje del led rojo $V_{D4} = 1.2 [V]$, corriente $I_{D4} = 5 [mA]$;

$$V_1 = V_{R6} + V_{D4} \quad \text{Ecuación 14.}$$

Donde V_1 =Voltaje de salida del amplificador U2: A.

Se sustituye el voltaje VR7;

$$V_1 = I_{R6}R_6 + V_{D4}$$

Se despeja R7;

$$R_6 = \frac{V_1 - V_{D5}}{I_{R6}} \quad \text{Ecuación 15.}$$

$$I_{R6} = I_{D4} = 5 [mA]$$

$$R_6 = \frac{12 [V] - 1.2[V]}{5[mA]}$$

$$R_6 = 2160 [\Omega]$$

Debido a que el voltaje de funcionamiento de la ARDUINO NANO es de 5 a 12 [Vdc] se utilizará un regulador de voltaje 7806 (figura 60) para tener un voltaje estable.

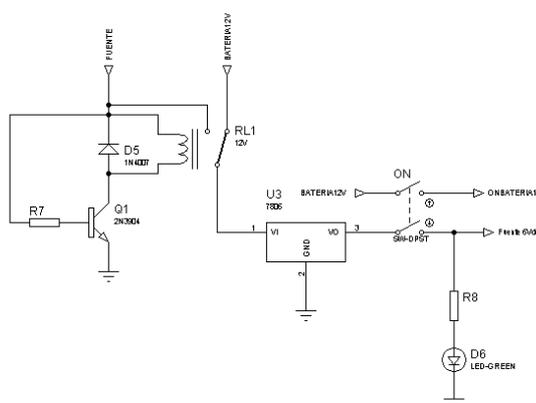


Figura 60. Circuito para prender y apagar el equipo.

Al momento de conectar la fuente de 12 [Vdc] se activará el transistor Q1 para conmutar el relay RL1 y de esta manera el circuito espere a que el switch ON se active para alimentar a todo el bloque de adquisición de la señal del circuito a implementar. A su vez la batería se estará cargando.

El cálculo del valor de R7 para que el transistor funcione en corte y saturación se calcula de la siguiente manera:

- Corriente RL1 = $i_L = 30$ [mA]
- Datos del Transistor: $h_{fe} = 60$ max($V_{ce}=1$, $I_c = 50$ mA), $V_{be}=0.7$ [V]
- $V_{cc}=12$ [V]

$$I_C = I_B \cdot h_{fe} \quad \text{Ecuación 16.}$$

Despejando I_B ;

$$I_B = \frac{I_C}{h_{fe}}$$

Se calcula I_C ;

$$I_C = i_L = 30 \text{ [mA]}$$

$$I_B = \frac{0.03 \text{ [A]}}{60} = 0.0005 \text{ [A]}$$

$$V_{cc} = V_{R8} - V_{BE} \quad \text{Ecuación 17.}$$

$$V_{cc} = 15 \text{ [V]} - 0.7 \text{ [V]} = 14.3 \text{ [V]}$$

Se encuentra el valor de R_8 ;

$$R_7 = \frac{V_{R7}}{I_B} \quad \text{Ecuación 18.}$$

$$R_7 = \frac{14.3 \text{ [V]}}{0.0005 \text{ [A]}} = 28.6 \text{ [K}\Omega\text{]}$$

El valor de R7 será el valor máximo para que la corriente de base sature al transistor. Para asegurar que el exista la saturación se elegirá una resistencia de 10 [kΩ].

El led D6 se encenderá al momento de activar el interruptor ON, la resistencia R8 se determinará de la siguiente manera:

Datos D6: Corriente máxima led verde $I_{D6} = 5$ [mA], voltaje máximo $V_{D6} = 1,6$ [V].

El voltaje de salida que se tiene para alimentar al diodo es $V_o = 6$ [V].

$$V_o = V_{R8} + V_{D6} \quad \text{Ecuación 19.}$$

Se reemplaza V_{R8} ;

$$V_o = I_{R8}R_8 + V_{D6} \quad \text{Ecuación 20.}$$

Se despeja R_8 ;

$$R_8 = \frac{V_o - V_{D6}}{I_{R8}}$$

$$I_{R7} = I_{D6} = 5 \text{ [mA]}$$

$$R_8 = \frac{6 \text{ [V]} - 1.6 \text{ [V]}}{5 \text{ [mA]}}$$

$$R_8 = 880 \text{ [\Omega]}$$

3.8. Circuito del medidor desfibrilador

La figura 61 muestra el circuito completo a implementar. Y la tabla 10 y 11 un resumen del valor de cada elemento eléctrico.

Tabla 10.

Valores de los elementos determinados en el diseño, a.

Elemento	Valor	Voltaje [V]	Corriente [A]	Potencia [W]
R1	560 [Ω]	11.3	0.02	0.24
R2	240 [Ω]	1.25	0.00521	1.1
R3	10 [k Ω]	1	0.0001	0.0001
R4	110 [K Ω]	11	0.0001	0.0011
R5	200 [K Ω]	2	0.025	0.05
R6	2.2 [K Ω]	10.8	0.005	0.054
R7	28 [k Ω]	14.3	0.0005	0.00715
R8	880 [Ω]	4.4	0.005	0.022
D1	Led Blue	3.7	0.02	0.074
D2	1N4004	11.3	1	1.2
D3	1N4740A	10	0.025	0.25
D4	Led Red	1.2	0.005	0.006
D5	1N4004	12	0.03	0.36
D6	Led Green	1.6	0.005	0.008
RV1	2.4 [k Ω]	11.12	0.00463	1.2

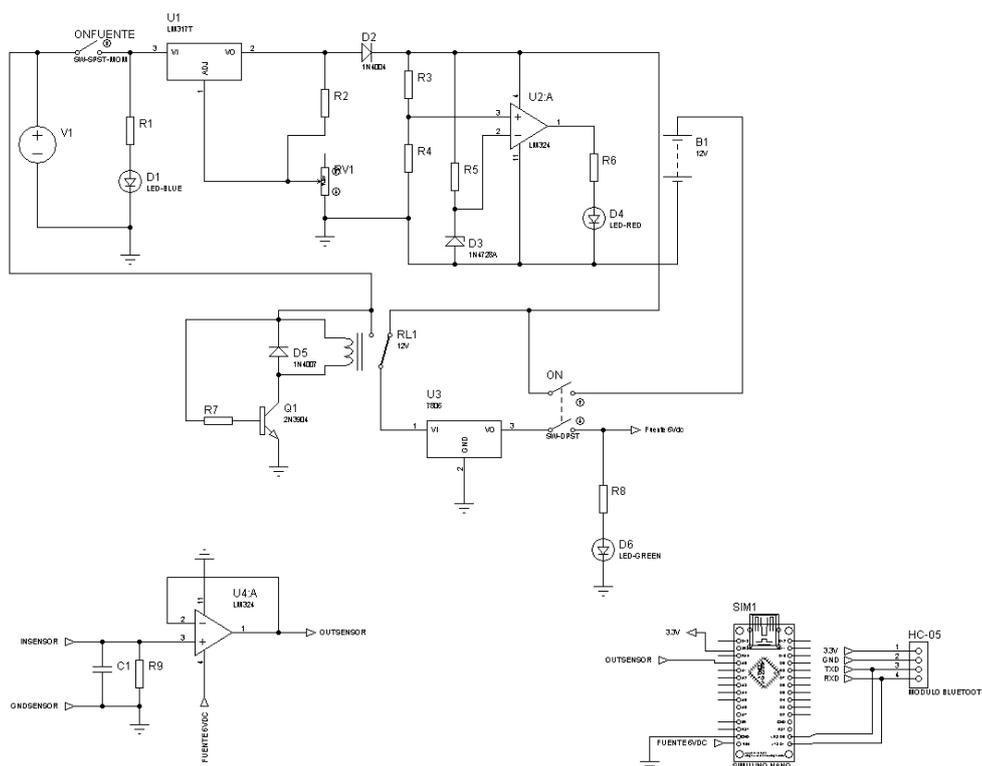


Figura 61. Circuito a implementar del medidor desfibrilador.

La especificación de cada integrado, fuente, batería, microcontrolador y módulo bluetooth se describen en la siguiente tabla:

Tabla 11.

Valores de los elementos determinados en el diseño, b.

Elemento	Referencia	Características
U1	LM317	Regulador de voltaje ajustable
U2	LM324	Amplificador operacional de bajo consumo
U3	7806	Regulador de voltaje 6 V
U4	LM324	Amplificador operacional de bajo consumo
Q1	2N3904	Transistor NPN
FUENTE	15V	2Amperios
BATERIA	12V	1 Amperio/Hora
SIM1	Arduino Nano	Tarjeta electrónica basada en un microcontrolador ATMEGA
MÓDULO BLUETOOTH	HC-05	Módulo de comunicación
ON	SWITCH	1 Estado, 2 polos 12V/5A

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE LA INTERFAZ DE USUARIO

4.1. Navegación de pantallas

La aplicación contará con 4 pantallas, la navegación de las mismas se muestran en la figura 62. A continuación se definirá la función de cada pantalla:

- Pantalla de Presentación: Muestra la caratula del proyecto y se cierra cuando se presiona un botón de acceso, para luego pasar a la pantalla de Inicio.
- Pantalla de Inicio: Aquí se encuentra un menú donde se podrá acceder a la pantalla de energía, mantenimiento y ayuda del usuario.
- Pantalla de Energía: Muestra los diferentes parámetros que se obtienen de la Arduino Nano al momento de realizar la desfibrilación. También muestra la gráfica de la señal obtenida.
- Pantalla de Mantenimiento: Muestra el ingreso de los datos del cliente y una rutina de mantenimiento que mostrara si el equipo cumple o no con el valor de la energía de acuerdo a la norma. Además almacena toda la información en una base de datos para su futura visualización.

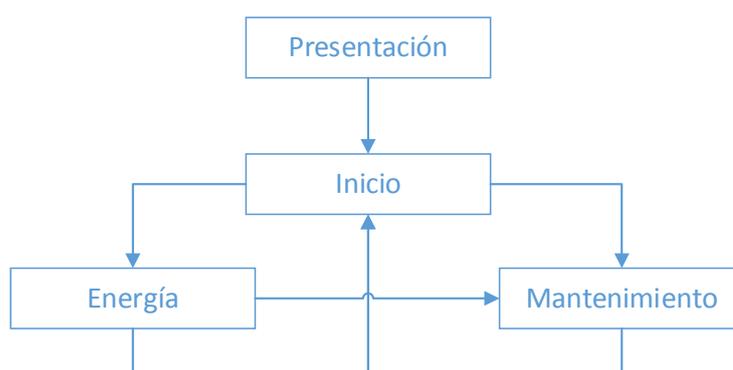


Figura 62. Navegación de pantallas.

4.2. Función, distribución y formatos de los elementos de interacción

Para todas las pantallas, que se implementaran, se debe cumplir con las siguientes características de manera general:

- El tipo de fuente de todas las letras será del “*monospace*” (fuente propia de a App Inventor), para todas las pantallas, botones, cuadros de texto, *checkbox*, etc.
- El tamaño de ciertos elementos del diseño será de carácter automático para que se adapten a cualquier tipo de pantalla superior a 5 pulgadas (Dispositivo Android).
- El color de las letras para todos los labels será blanco (código RGB=255:255:255), sin color de fondo, los elementos que necesiten otro color como mensajes de texto para indicar una advertencia serán especificados de acuerdo a su función.
- El color de texto para los botones será color negro y fondo blanco con forma redondeada, de igual manera se indicará si se necesita el cambio de características para otro botón.
- El color de fondo para todas las pantallas será de color azul cuyo código RGB es igual a 0:41:159.

4.2.1. Pantalla de presentación

El diseño de la pantalla de Presentación contará con la siguiente distribución de elementos figura 63 y tipos de formatos descritos en la tabla 13:

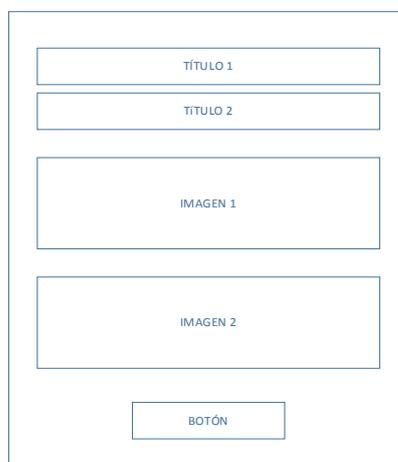


Figura 63. Distribución de elementos pantalla de presentación.

Título 1 y Título 2, se encontrarán dentro de un LAYOUT (elemento propio de App Inventor para distribuir los elementos), del tipo, disposición vertical y tamaño automático. Ver anexo 7 para el manual de usuario

La tabla 12 muestra la función que cumple cada elemento de interacción:

Tabla 12.
Función de los elementos, pantalla presentación.

Nombre	Función
Título 1	Es un texto que muestra la carátula de la aplicación.
Título 2	Es un texto que presenta la versión de la aplicación.
Imagen 1	Cuadro para insertar imagen del logo de la empresa.
Imagen 2	Cuadro para insertar imagen del logo de la universidad.
Botón	Botón que permite acceder a la pantalla de inicio

Imagen 1 e Imagen 2 se encontrarán en una disposición vertical, tamaño automático.

En la tabla 13 el cuadro denominado *tag* será el nombre asignado por el presente diseño, para identificar todos los elementos que participen en la programación de la aplicación.

Tabla 13.
Características elementos pantalla presentación.

Nombre	Tipo	Tamaño Alto/Ancho [pixel]	Tamaño de letra	Alineación	Texto	Tag
Título 1	Label	Automático	26	Centro	Medidor Desfibrilador	Ninguna
Título 2	Label	Automático	14	Centro	Samb. V1	Ninguna
Imagen 1	Imagen	100/300		Centro	Logo Espe	
Imagen 2	Imagen	150/150		Centro	Logo IX Biotron	
Botón	Button	Automático	18	Centro	INICIO	btn_iniciar

4.2.2. Pantalla de inicio

Para separar el botón 1 y botón 2 se introducirá un layout del tipo disposición horizontal, de tamaño, alto: 10 pixeles y ancho: fill parent. Se debe agregar otro arreglo horizontal para separar el botón 2 con la imagen, como se muestra en la figura 64.

El botón 3 y botón 4 se encontraran en un layout del tipo arreglo horizontal de tamaño automático y en el medio de estos un layout del tipo arreglo horizontal de

tamaño, ancho: fill parent y largo: fill parent. El color de las letras del botón 3 será rojo (RGB=200:0:0) y el botón 4 azul (RGB=1:0:200).

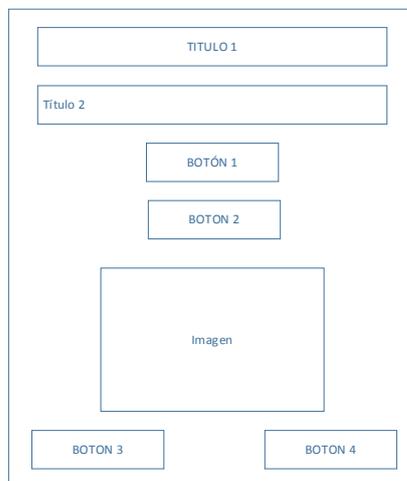


Figura 64. Distribución de elementos pantalla de inicio.

La función de cada elemento de interacción se muestra en la tabla 14:

Tabla 14.

Función de los elementos, pantalla de inicio.

Nombre	Función
Título 1	Es un texto que muestra el título del medidor desfibrilador.
Título 2	Es un texto que muestra el título “Elegir función”.
Botón 1	Botón que permite acceder a la pantalla de Medir Energía.
Botón 2	Botón que permite acceder a la pantalla de Tareas de Mantenimiento.
Botón 3	Botón que permite salir de la aplicación.
Botón 4	Botón que desplaza un pdf del manual de usuario de la aplicación.
Imagen	Cuadro de imagen que muestra el equipo original.

El formato que deberá cumplir cada elemento se muestra en la tabla 15.

Tabla 15.

Características de elementos, pantalla inicio.

Nombre	Tipo	Tamaño Alto/Ancho [píxel]	Tamaño de letra	Alineación	Texto	Tag
Título 1	Label	Automático	16	Centro	Medidor de Desfibrilador	Ninguna
Título 2	Label	Automático	14	Izquierda	Elija función	Ninguna
Botón 1	Button	Automático	14	Centro	Medir Energía	btn_medir
Botón 2	Button	Automático	14	Centro	Tareas de mantenimiento	btn_mantenimiento
Botón 3	Button	Automático	18	Izquierda	Salir	btn_salir
Botón 4	Button	Automático	18	Derecha	Ayuda	btn_ayuda
Imagen	Imagen	Fillparent/150				Imagen desfibrilador original

4.2.3. Pantalla de energía

La aplicación web APP Inventor, posee varias herramientas para personalizar los elementos de interacción. Uno de ellos es el poder manejar el tamaño (alto y ancho) de los objetos en tres diferentes formas:

- Automatic: palabra en ingles que permite manejar el ancho o largo de los objetos de manera automática, es decir que se ajusta a las características propias que lo conforme ya sea el tamaño de letra, el tamaño de una imagen, etc, que se encuentre en el objeto.
- Fill parent: esta opción ajusta el tamaño de los objetos ya sea en ancho o largo al espacio donde se encuentran.
- Pixel: se ingresa el tamaño en pixeles para definir el ancho y el largo.

Para definir el ancho y largo de un objeto se puede definir cualquiera de estas tres propiedades en cualquier orden.

App inventor posee elementos conocidos como layouts que sirven para posicionar cualquier otro objeto en el entorno de desarrollo. Existen tres layouts, arreglos verticales, arreglos horizontales y arreglos en forma de tabla. Para las siguientes plantillas de diseño se nombra el tipo de layout junto al tamaño escrito en paréntesis como el siguiente ejemplo (figura 60).

- Arreglo Horizontal(alto/ancho)
- Arreglo Vertical(alto/ancho)

En la tabla 16 se describirá la función que deberán cumplir los elementos que conformen la pantalla de energía.

Tabla 16.
Función de los elementos, pantalla de energía.

Nombre	Función
Título 1	Es un texto que muestra el título: Parámetros del desfibrilador
Título 2	Es un texto que muestra el título: Bluetooth
Título 3	Es un texto que muestra el título: Conectado/Desconectado
Título 4	Es un texto que muestra el título: _____
Título 5	Es un texto que muestra el título: Energía [J]:
Título 6	Es un texto que muestra el valor de la energía medido
Título 7	Es un texto que muestra el título: Tiempo [ms]
Título 8	Es un texto que muestra el valor del tiempo medido

CONTINÚA 

Título 9	Es un texto que muestra el título: Voltaje [V]
Título 10	Es un texto que muestra el valor del voltaje medido
Título 11	Es un texto que muestra el título: Corriente [A]
Título 12	Es un texto que muestra el valor de la corriente medida
Título 13	Es un texto que muestra todos los pasos a seguir al momento de iniciar la pantalla de energía
Título 14	Es un texto que muestra el título: Gráfica:
Botón 1	Conecta y desconecta el módulo bluetooth del dispositivo
Botón 2	Limpiar o encera los valores obtenidos
Botón 3	Realiza la gráfica de la forma de onda en el visor web
Botón 4	Regresa a la pantalla de inicio
Botón 5	Accede a la pantalla de tareas de mantenimiento
Visor Web	Visor donde se visualizan páginas web o archivos html

La figura 65 muestra la distribución de los elementos de interacción de la pantalla de energía.

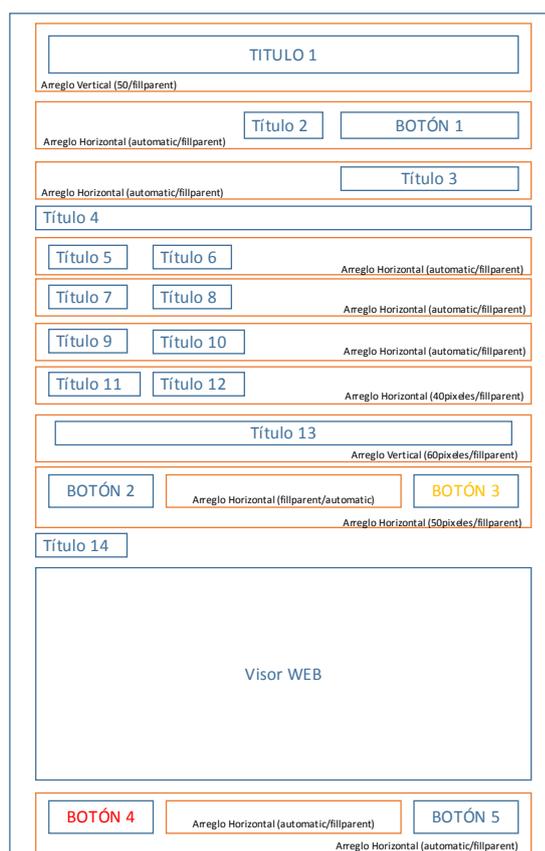


Figura 65. Distribución de elementos pantalla de energía.

Las características que deberán cumplir cada elemento se muestra en la tabla 17.

Tabla 17.
Características elementos visibles, pantalla Energía

Nombre	Tipo	Tamaño Alto/Ancho [pixel]	Tamaño de letra	Alineación	Texto	Tag
Título 1	Label	Automatic/ fillparent	18	Centro	Parámetros Desfibrilador	Ninguno
Título 2	Label	Automatic	14	Izquierda	Bluetooth	Ninguno
Título 3	Label	Automatic	14	Derecha	Conectado/ Desconectado	lbl_estado_bt
Título 4	Label	Automatic	14	Centro	_____	Ninguno
Título 5	Label	Automatic	14	Izquierda	Energía [J]:	Ninguno
Título 6	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_energia
Título 7	Label	Automatic	14	Izquierda	Tiempo [ms]	Ninguno
Título 8	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_tiempo
Título 9	Label	Automatic	14	Izquierda	Voltaje [V]	Ninguno
Título 10	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_voltje
Título 11	Label	Automatic	14	Izquierda	Corriente [A]	Ninguno
Título 12	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_corriente
Título 13	Label	Automatic/ fillparent	15	Centro	Mensajes	lbl_mensaje
Título 14	Label	Automatic	16	Izquierda	Gráfica	Ninguno
Botón 1	Button	Automatic	14	Derecha	Conectar/ Desconectar	btn_conect_bt
Botón 2	Button	Automatic	14	Izquierda	Limpiar	btn_limpiar
Botón 3	Button	Automatic	14	Derecha	Graficar	btn_graficar
Botón 4	Button	Automatic	14	Izquierda	Atrás	btn_atras
Botón 5	Button	Automatic	14	Derecha	Mantenimiento	btn_mantenimiento
Visor Web	Web Viewer	150/ fillparent	Ninguno	Ninguno	Ninguno	Ninguno

Los formatos de las letras que deberán cumplir cada elemento se muestra en la tabla 18.

Tabla 18.
Formatos de Fuente de elementos visibles, pantalla de Energía.

Nombre	Fuente	Color Letra RGB	Color Fondo RGB	Tipo
Título 1	monospace/fontbold	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Título 2	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 3	monospace	210:00:00	Ninguno	Ninguno
Título 4	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 5	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 6	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 7	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 8	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno

CONTINÚA 

Título 9	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 10	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 11	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 12	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 13	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Título 14	monospace	254:199:00	Ninguno	Ninguno
Botón 1	monospace/fontbold	00:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 2	monospace/fontbold	00:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 3	monospace/fontbold	254:199:0	255:255:255	Rounded
Botón 4	monospace/fontbold	210:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 5	monospace/fontbold	00:00:210	255:255:255	Rounded
Visor Web	Ninguno	Ninguno	Ninguno	Ninguno

La pantalla de energía contará con elementos no visibles, mostrados en la tabla 19, para poder realizar las siguientes funciones:

Tabla 19.

Componentes no visibles, pantalla de energía.

Componente no visible	Función
BluetoothClient	Permite generar todos los eventos para conectar, desconectar, enviar y recibir información de otro dispositivo bluetooth
Clock1	Temporizador de 100ms para conmutar los datos enviados por la arduino nano
Clock2	Temporizador de 100ms para presentar mensajes de alertas
Clock3	Temporizador para recibir los valores para el eje y (voltaje) para obtener la gráfica
Clock4	Temporizador para recibir los valores para el eje y (tiempo) para obtener la gráfica
TinyDB	Base de Datos que almacena datos en tags asignados. Los datos que se guardaran serán correspondientes a los ejes x/y para realizar la gráfica
File	Componente para escribir, leer y almacenar datos en un archivo, para la implantación se guardara un archivo .html, donde se encontrara el archivo para obtener la gráfica

Los mensajes aparecerán de acuerdo al uso de la aplicación y se los diferencia por los siguientes colores:

- Los mensajes en color rojo indican advertencias graves y muestran que la medición no se puede realizar hasta que se ejecute la acción correcta.
- Los mensajes de color amarillo son precauciones que se dan al momento de realizar las mediciones.

- Los mensajes de color verde indican que se puede realizar la medición sin ningún inconveniente.

Los mensajes de advertencia, que deberán aparecer en la aplicación, en el título 13 se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 20.

Mensajes de advertencia, pantalla de energía.

Mensajes de advertencia	Función
Conecte Bluetooth	El mensaje aparece cuando no existe comunicación con el medidor.
Presione "Limpiar" para realizar nuevas mediciones	El mensaje aparece después de realizar una medición de energía
Realice Desfibrilación	El mensaje aparece cuando se limpia los parámetros del desfibrilador

4.2.4. Pantalla de mantenimiento

En la pantalla de mantenimiento se almacenarán los datos del equipo que se esté midiendo, por esta razón se tendrá dos layout principales, el primero para guardar la información y el segundo para mostrar la información indicadas en la figura 61 y 62. Cada uno será visible de acuerdo a la opción que el usuario seleccione.

La función de cada elemento, de la pantalla de de mantenimiento, para ingresar los datos, se muestra en la tabla 21.

Tabla 21.

Función de los elementos, pantalla de mantenimiento, ingresar información.

Nombre	Función
Título 1	Es un texto que muestra el título: Ingrese datos del equipo
Título 2	Es un texto que muestra el título: Código:
Título 3	Es un texto que muestra el número de código que se está ingresando
Título 4	Es un texto que muestra el título: Cliente:
Título 5	Es un texto que muestra el título: Ubicación:
Título 6	Es un texto que muestra el título: Fecha:
Título 7	Es un texto que muestra el título: Marca:
Título 8	Es un texto que muestra el título: Modelo:
Título 9	Es un texto que muestra el título: Serie:
Título 10	Es un texto que muestra el título: Energía [J]
Título 11	Es un texto que muestra el título: Seleccionar:
Título 12	Es un texto que muestra el título: 50
Título 13	Es un texto que muestra el título: 360
Título 14	Es un texto que muestra el título: Med 1

CONTINÚA 

Título 15	Es un texto que muestra el valor de la primera medición en 50 J
Título 16	Es un texto que muestra el valor de la primera medición en 360 J
Título 17	Es un texto que muestra el título: Med 2
Título 18	Es un texto que muestra el valor de la segunda medición en 50 J
Título 19	Es un texto que muestra el valor de la segunda medición en 360 J
Título 20	Es un texto que muestra el título: Med 3
Título 21	Es un texto que muestra el valor de la tercera medición en 50 J
Título 22	Es un texto que muestra el valor de la tercera medición en 360 J
Título 23	Es un texto que muestra el título: Prom
Título 24	Es un texto que muestra el valor promedio y si está bajo la norma en el valor de 50 J
Título 25	Es un texto que muestra el valor promedio y si está bajo la norma en el valor de 360 J
Título 26	Es un texto que muestra los pasos a seguir para realizar la tarea de mantenimiento y las respectivas alarmas
Texto 1	Cuadro de texto donde se ingresará el cliente
Texto 2	Cuadro de texto donde se ingresará la ubicación
Texto 3	Cuadro de texto donde se ingresará la fecha
Texto 4	Cuadro de texto donde se ingresará la marca
Texto 5	Cuadro de texto donde se ingresará el modelo
Texto 6	Cuadro de texto donde se ingresará la serie
Chekbox 1	Opción para elegir 50 J y comenzar con las mediciones
Chekbox 2	Opción para elegir 360 J y comenzar con las mediciones
Botón 1	Botón para realizar la conexión bluetooth con el dispositivo
Botón 2	Botón para pasar a las siguientes mediciones
Botón 3	Botón para guardar la información
Botón 4	Botón para mostrar la información
Botón 5	Botón para regresar a la pantalla de inicio

La figura 66 muestra el primer *layout* para poder ingresar la información en la aplicación.

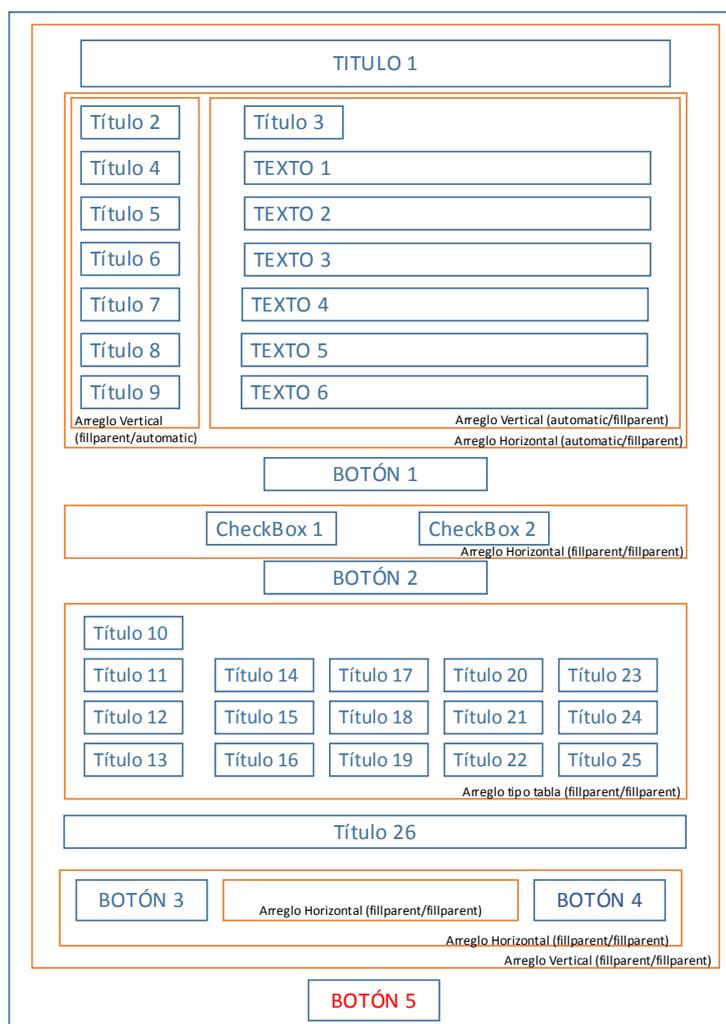


Figura 66. Distribución de elementos pantalla de Mantenimiento, para ingreso de información.

Las características que deberán cumplir cada elemento de la pantalla de mantenimiento para ingreso de información (figura 66) se muestran en la tabla 22.

Tabla 22.
Características elementos pantalla mantenimiento, para ingreso de información.

Nombre	Tipo	Tamaño Alto/Ancho [pixel]	Tamaño de letra	Alineación	Texto	Tag
Título 1	Label	Automatic	16	Centro	Ingreso datos del equipo	Ninguno
Título 2	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Código:	Ninguno
Título 3	Label	fillparent	14	Izquierda	1	lbl_codigo
Título 4	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Cliente:	Ninguno
Título 5	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Ubicación:	Ninguno
Título 6	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Fecha:	Ninguno
Título 7	Label	fillparent/	14	Izquierda	Marca:	Ninguno

		automatic				
Título 8	Label	fillparent/ automatic	14	Izquierda	Modelo:	Ninguno
Título 9	Label	fillparent/ automatic	14	Izquierda	Serie:	Ninguno
Título 10	Label	Automatic	14	Izquierda	Energía [J]	Ninguno
Título 11	Label	Automatic	14	Izquierda	Seleccionar:	Ninguno
Título 12	Label	Automatic	14	Izquierda	50	Ninguno
Título 13	Label	Automatic	14	Izquierda	360	Ninguno
Título 14	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 1	Ninguno
Título 15	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med1_50
Título 16	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med1_360
Título 17	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 2	Ninguno
Título 18	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med2_50
Título 19	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med2_360
Título 20	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 3	Ninguno
Título 21	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med3_50
Título 22	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_med3_360
Título 23	Label	Automatic	14	Izquierda	Prom	Ninguno
Título 24	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_prom_50
Título 25	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_prom_360
Título 26	Label	fillparent	14	Centro	Mensaje	lblmensaje
Texto 1	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_cliente
Texto 2	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_ubicacion
Texto 3	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_fecha
Texto 4	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_marca
Texto 5	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_modelo
Texto 6	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_serie
Chekbbox 1	Check Box	Automatic	14	Centro	50 [J]	cb_50
Chekbbox 2	Check Box	Automatic	14	Centro	360 [J]	cb_360
Botón 1	Button	fillparent/ automatic	14	Centro	Conectar Bluetooth	btn_conectar_bt
Botón 2	Button	fillparent/ automatic	14	Centro	Siguiente Medición	btn_siguiete_ med
Botón 3	Button	Automatic	14	Izquierda	Guardar	btn_guardar
Botón 4	Button	Automatic	14	Derecha	Mostrar Datos	btn_mostrar
Botón 5	Button	Automatic	14	Centro	INICIO	btn_inicio

Los formatos de las letras que deberán cumplir los elementos mostrados en la figura 66 se muestran en la tabla 23.

Tabla 23.

Formatos de fuente, pantalla de mantenimiento, para ingreso de información.

Nombre	Fuente	Color Letra RGB	Color Fondo RGB	Tipo
Título 1	monospace/fontbold	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Título 2	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 3	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 4	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 5	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 6	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 7	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 8	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 9	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 10	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 11	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 12	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 13	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 14	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 15	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 16	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 17	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 18	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 19	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 20	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 21	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 22	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 23	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 24	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 25	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 26	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 1	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 2	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 3	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 4	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 5	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 6	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Chekbox 1	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Chekbox 2	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Botón 1	monospace	255:255:255	255:00:00	Rounded
Botón 2	monospace	00:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 3	monospace	00:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 4	monospace	00:00:00	255:255:255	Rounded
Botón 5	monospace	255:00:00	255:255:255	Rounded

A continuación se presenta el layout para mostrar la información, figura 67.

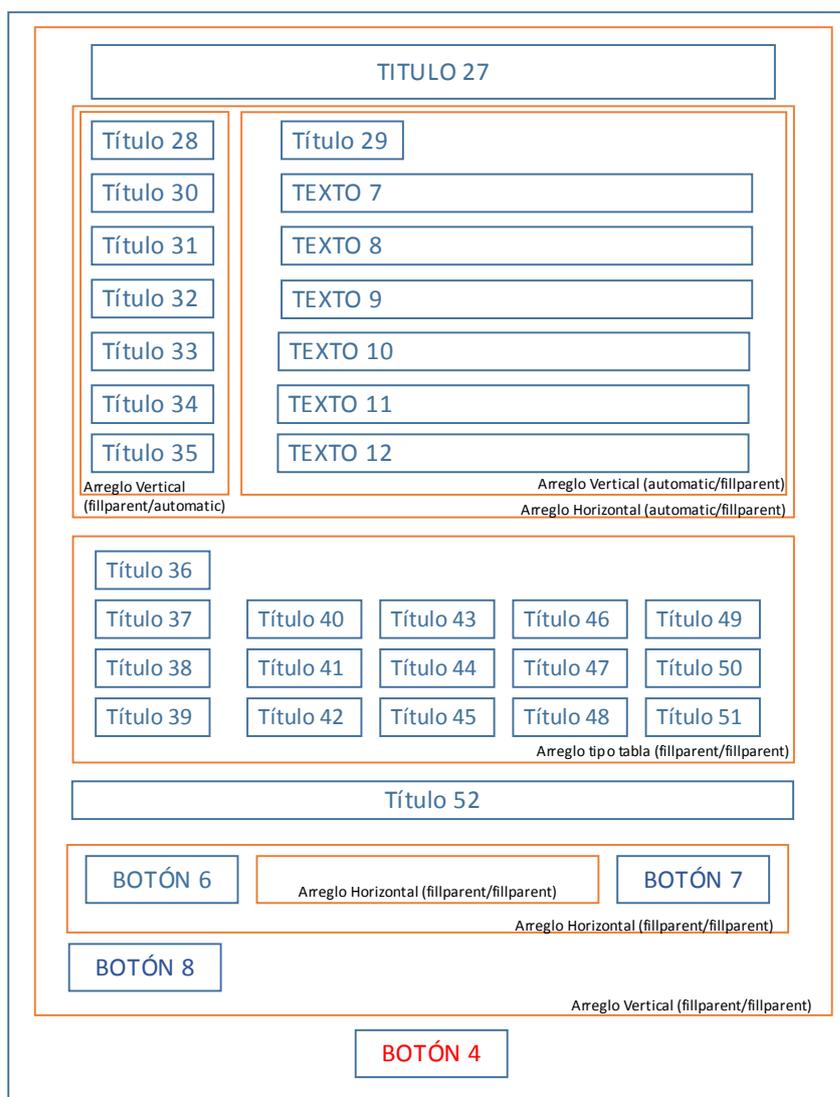


Figura 67. Distribución de elementos pantalla de Mantenimiento, para mostrar la información al usuario.

La tabla 24 muestra la función que debe cumplir cada elemento de interacción del layout para mostrar información.

Tabla 24.

Función de los elementos, pantalla tareas de mantenimiento, mostrar información.

Nombre	Función
Título 27	Es un texto que muestra el título: Mostrar datos
Título 28	Es un texto que muestra el título: Código:
Título 29	Es un texto que muestra el número de código que almaceno la información
Título 30	Es un texto que muestra el título: Cliente:
Título 31	Es un texto que muestra el título: Ubicación:
Título 32	Es un texto que muestra el título: Fecha:
Título 33	Es un texto que muestra el título: Marca:

CONTINÚA →

Título 34	Es un texto que muestra el título: Modelo:
Título 35	Es un texto que muestra el título: Serie:
Título 36	Es un texto que muestra el título: Energía [J]
Título 37	Es un texto que muestra el título: Seleccionar:
Título 38	Es un texto que muestra el título: 50
Título 39	Es un texto que muestra el título: 360
Título 40	Es un texto que muestra el título: Med 1
Título 41	Es un texto que muestra el valor de la primera medición en 50 J almacenado
Título 42	Es un texto que muestra el valor de la primera medición en 360 J almacenado
Título 43	Es un texto que muestra el título: Med 2
Título 44	Es un texto que muestra el valor de la segunda medición en 50 J almacenado
Título 45	Es un texto que muestra el valor de la segunda medición en 360 J almacenado
Título 46	Es un texto que muestra el título: Med 3
Título 47	Es un texto que muestra el valor de la tercera medición en 50 J almacenado
Título 48	Es un texto que muestra el valor de la tercera medición en 360 J almacenado
Título 49	Es un texto que muestra el título: Prom
Título 50	Es un texto que muestra el valor promedio y si está bajo la norma en el valor de 50 J almacenado
Título 51	Es un texto que muestra el valor promedio y si está bajo la norma en el valor de 360 J almacenado
Título 52	Es un texto que muestra los pasos a seguir para realizar la tarea de mantenimiento y las respectivas alarmas
Texto 7	Cuadro de texto donde se mostrará el cliente
Texto 8	Cuadro de texto donde se mostrará la ubicación
Texto 9	Cuadro de texto donde se mostrará la fecha
Texto 10	Cuadro de texto donde se mostrará la marca
Texto 11	Cuadro de texto donde se mostrará el modelo
Texto 12	Cuadro de texto donde se mostrará la serie
Botón 6	Botón que permite ir atrás para buscar un código y su información
Botón 7	Botón que permite ir adelante para buscar un código y su información
Botón 8	Botón para regresar al layout de almacenamiento

Las características que deberán cumplir cada elemento se muestra en la tabla 25.

Tabla 25.
Características elementos pantalla mantenimiento, para mostrar la información.

Nombre	Tipo	Tamaño Alto/Ancho [pixel]	Tamaño de letra	Alineación	Texto	Tag
Título 27	Label	Automatic	14	Centro	Mostrando Datos:	Ninguno
Título 28	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Código	Ninguno
Título 29	Label	fillparent	14	Izquierda	1	lbl_ver_codigo
Título 30	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Cliente:	Ninguno
Título 31	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Ubicación:	Ninguno
Título 32	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Fecha:	Ninguno
Título 33	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Marca:	Ninguno
Título 34	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Modelo:	Ninguno
Título 35	Label	fillparent/automatic	14	Izquierda	Serie:	Ninguno
Título 36	Label	Automatic	14	Izquierda	Energía [J]	Ninguno
Título 37	Label	Automatic	14	Izquierda	Seleccionar :	Ninguno
Título 38	Label	Automatic	14	Izquierda	50	Ninguno
Título 39	Label	Automatic	14	Izquierda	360	Ninguno
Título 40	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 1	Ninguno
Título 41	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med1_50
Título 42	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med1_360
Título 43	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 2	Ninguno
Título 44	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med2_50
Título 45	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med2_360
Título 46	Label	Automatic	14	Izquierda	Med 3	Ninguno
Título 47	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med3_50
Título 48	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostrar_med3_360
Título 49	Label	Automatic	14	Izquierda	Prom	Ninguno
Título 50	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostra_prom_50
Título 51	Label	Automatic	14	Izquierda	0	lbl_mostra_prom_360
Título 52	Label	fillparent	14	Centro	Mensaje	lbl_ver_mensaje
Texto 7	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_cliente
Texto 8	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_ubicacion
Texto 9	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_fecha
Texto 10	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_marca
Texto 11	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_modelo
Texto 12	TextBox	fillparent	14	Izquierda		txt_mostrar_serie
Botón 6	Button	fillparent/automatic	14	Izquierda	Anterior	
Botón 7	Button	fillparent/automatic	14	Derecha	Siguiente	btn_siguiente

CONTINÚA 

Botón 8	Button	Automatic	14	Izquierda	Atrás	btn_atras
----------------	--------	-----------	----	-----------	-------	-----------

Los formatos de las letras que deberán cumplir cada elemento se muestra en la tabla 26.

Tabla 26.

Formatos de fuente, pantalla de mantenimiento, para mostrar la información.

Nombre	Fuente	Color Letra RGB	Color Fondo RGB	Tipo
Título 27	monospace/fontbold	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Título 28	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 29	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 30	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 31	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 32	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 33	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 34	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 35	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 36	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 37	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 38	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 39	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 40	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 41	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 42	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 43	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 44	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 45	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 46	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 47	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 48	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 49	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 50	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 51	monospace	255:255:255	Ninguno	Ninguno
Título 52	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 7	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 8	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 9	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 10	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 11	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Texto 12	monospace	00:00:00	255:255:255	Ninguno
Botón 6	monospace	255:255:255	255:00:00	Rounded
Botón 7	monospace	00:00:00	255:255:255	Rounded

CONTINÚA 

Botón 8	monospace	00:00:00	255:255:255	Rounded
----------------	-----------	----------	-------------	---------

La pantalla de mantenimiento contará con elementos no visibles y cumplirán con las funciones mostradas en la tabla 27.

Tabla 27.
Elementos no visibles pantalla de mantenimiento.

Componente no visible	Función
BluetoothClient	Permite generar todos los eventos para conectar, desconectar, enviar y recibir información de otro dispositivo bluetooth
Clock1	Temporizador de 100ms para conmutar los datos enviados por la Arduino Nano
TinyDB	Base de Datos que almacena datos en tags asignados. Los datos que se guardaran serán correspondientes a los valores ingresados de cliente, fecha, marca, modelo, serie, y las respectivas mediciones.

Los mensajes aparecerán de acuerdo al uso de la aplicación y se los diferencia por los siguientes colores:

- Los mensajes en color rojo indican advertencias graves y muestran que la medición no se puede realizar hasta que se ejecute la acción correcta.
- Los mensajes de color amarillo son precauciones que se dan al momento de realizar las mediciones.
- Los mensajes de color verde indican que se puede realizar la medición sin ningún inconveniente.

Los mensajes de advertencia, que deberán aparecer en la aplicación, en el título 26 se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 28.
Mensajes de advertencias, pantalla de mantenimiento

Mensajes de advertencia	Función
Datos almacenados con el código: 1	El mensaje indica el código con el que se almacena la información
No existen datos que mostrar	El mensaje indica que no hay datos guardados
Seleccione solo una opción de energía	El mensaje indicará que se han seleccionado los dos check box de la aplicación

CONTINÚA 

Elija 50 [J] o 350 [J] para realizar las mediciones	El mensaje indicará que después de hacer las tres mediciones respectivas se debe seleccionar el check box que no se selecciona antes
Realice medición en 50 J, numero 1	Indicará que se debe realizar la medición 1 en 50 J
Realice medición en 50 J, numero 2	Indicará que se debe realizar la medición 2 en 50 J
Realice medición en 50 J, numero 3	Indicará que se debe realizar la medición 2 en 50 J
Seleccione 350 J, presione Siguiente Medición	Después de realizar la medición en 50, indicará que se debe seleccionar la opción de 350
Seleccione 50 J, presione Siguiente Medición	Después de realizar la medición en 350, indicará que se debe seleccionar la opción de 50
Realice medición en 350 J, numero 1	Indicará que se debe realizar la medición 1 en 350 J
Realice medición en 350 J, numero 2	Indicará que se debe realizar la medición 2 en 350 J
Realice medición en 350 J, numero 3	Indicará que se debe realizar la medición 2 en 350 J
Promedio calculado puede guardar los datos	Mostrará que los datos se han guardado correctamente

4.3. Diagramas de flujo para la programación en el dispositivo Android

En las tablas 13, 15, 17, 22, 25 mostradas en los temas anteriores, se define el TAG NAME de los diferentes elementos de interacción que se utilizarán para programar el software de la aplicación. Los siguientes diagramas de flujo se explicarán de acuerdo a las pantallas y tag names que se definieron en las tablas descritas anteriormente.

4.3.1. Pantalla de presentación

La pantalla de presentación contará con un botón para acceder a la pantalla de inicio, al momento de iniciar la aplicación se cambiará el color de fondo de la pantalla, mostrado en la figura 68.

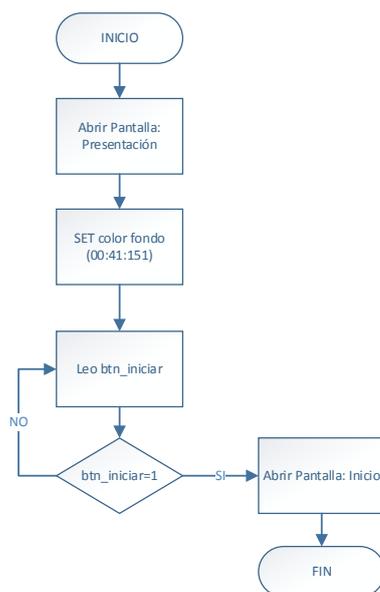


Figura 68. Diagrama de flujo pantalla de presentación.

4.3.2. Pantalla inicio

En la pantalla de mantenimiento de inicio se tendrá solo botones de interacción cada uno cumple una función diferente como se mostró en los apartados anteriores. La figura 69 muestra cómo actúa cada botón en la aplicación.

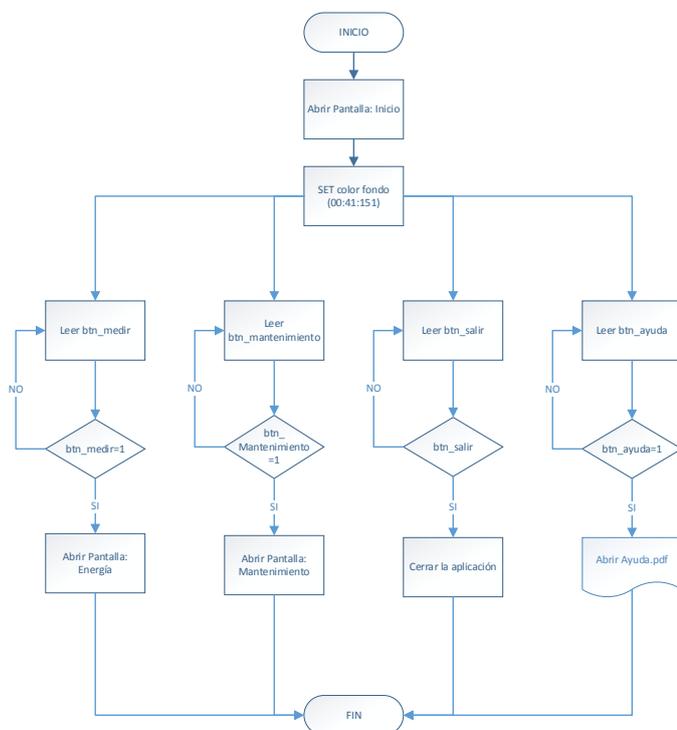


Figura 69. Diagrama de flujo pantalla de Inicio.

4.3.3. Pantalla energía

La figura 70 muestra la acción que debe cumplir los botones ATRÁS y MANTENIMIENTO. También se especifica el tipo de color de fondo que debe tener la pantalla de energía

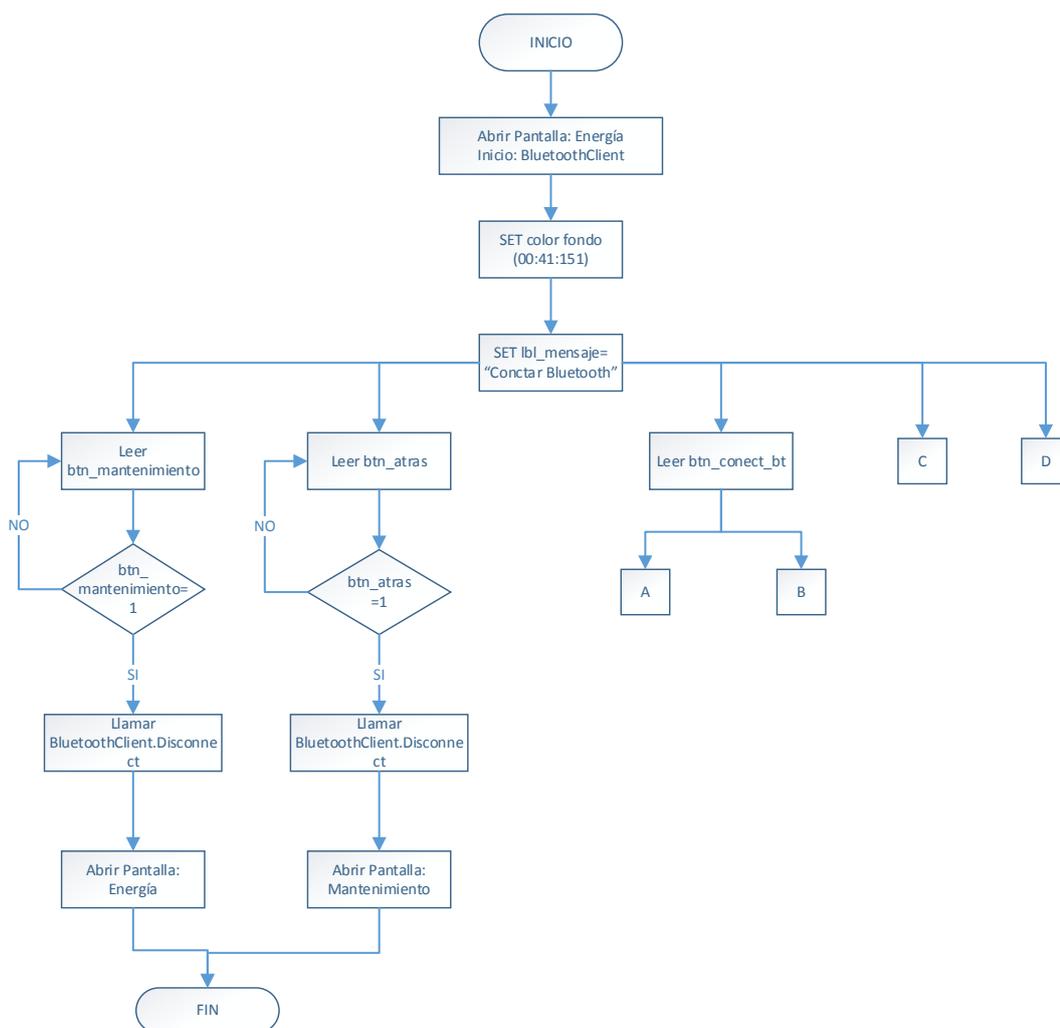


Figura 70. Diagrama de flujo, pantalla Energía, a.

La figura 71 muestra los pasos, que se utilizarán en la programación para realizar la comunicación del dispositivo Android con el módulo bluetooth. La referencia `btn_conect_bt=1` muestra que el botón se ha presionado una solo vez.

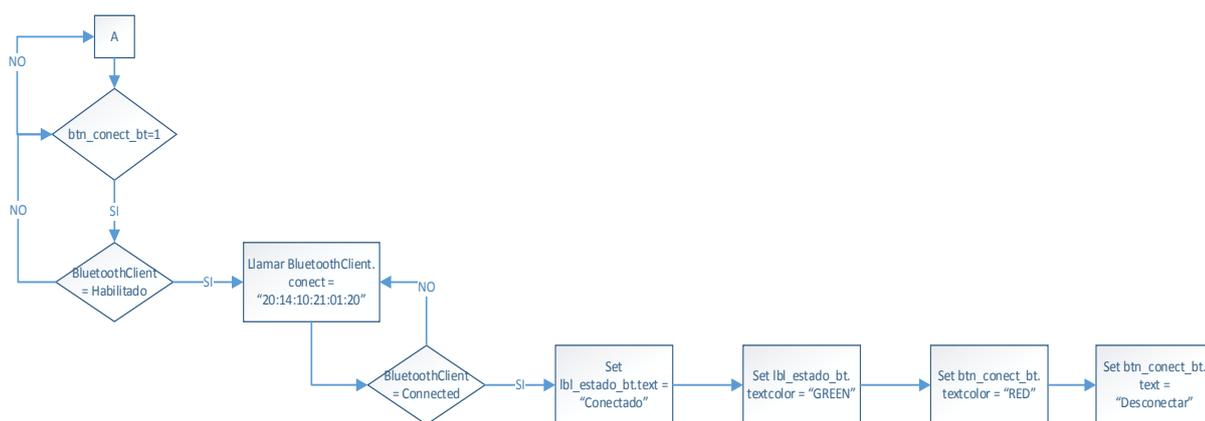


Figura 71. Diagrama de Flujo, pantalla Energía, b.

La figura 72 muestra el procedimiento que se realiza para desconectar el módulo bluetooth, la referencia btn_conect_bt=2 indica que el botón se mantiene presionado constantemente.

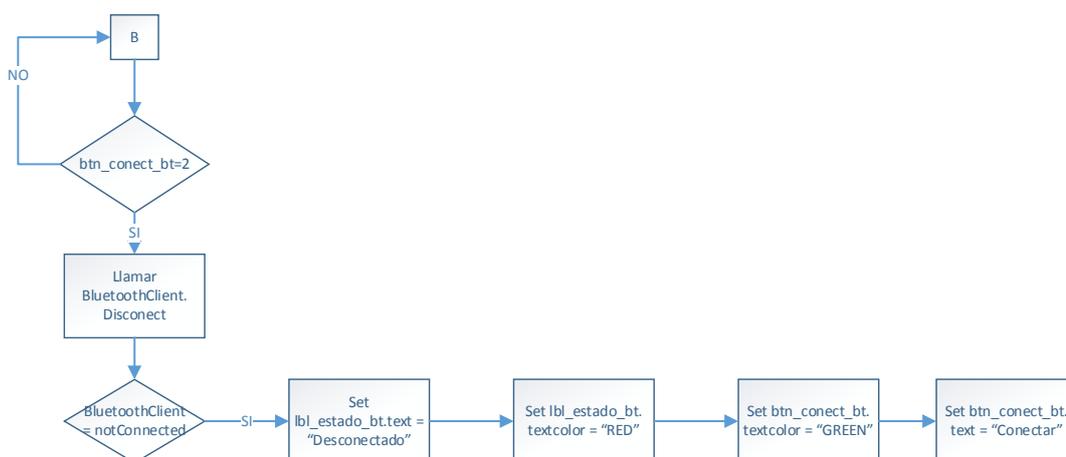


Figura 72. Diagrama de Flujo, pantalla Energía, c.

La figura 73 muestra como enviar y recibir datos del microcontrolador. Los datos se transmiten cada 100 milisegundos.

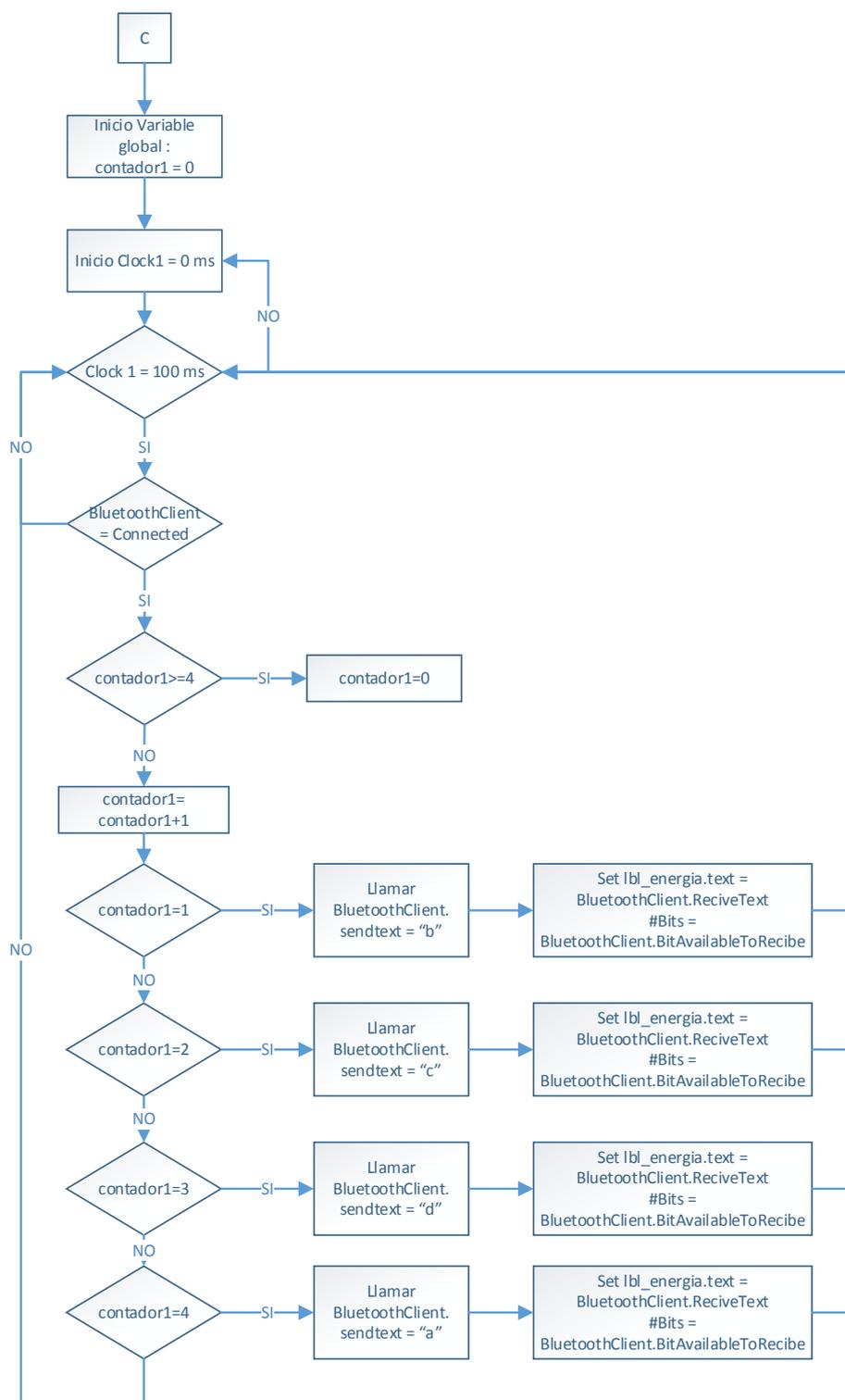


Figura 73. Diagrama de flujo, pantalla Energía, d.

La figura 74 muestra las acciones que se deberán realizar cuando se presiona el botón limpiar en la aplicación

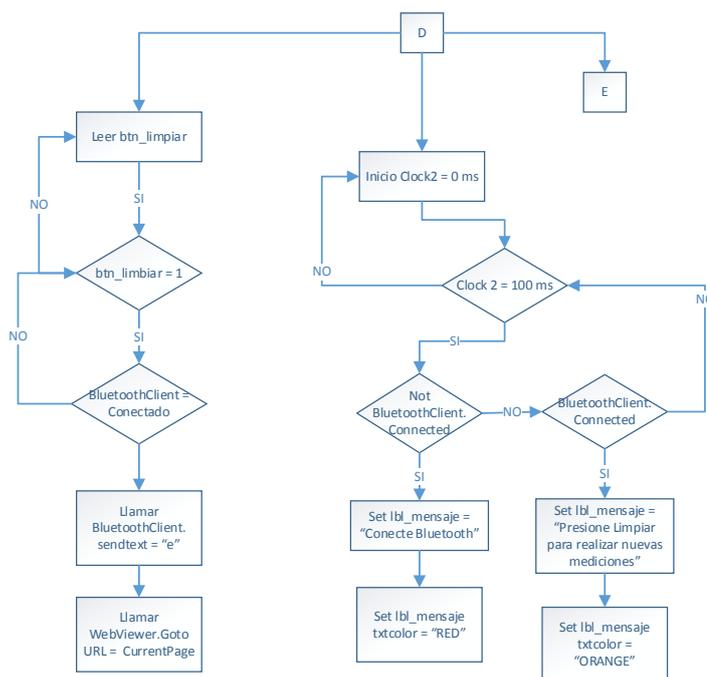


Figura 74. Diagrama de flujo, pantalla de Energía, e.

La figura 75 muestra los pasos a seguir para obtener la gráfica que genera el desfibrilador, en el proceso se recibirá los valores de voltaje cada 100 milisegundos. La aplicación tardará en graficar 2 segundos aproximadamente, ya que se recibirán 20 datos en total ya que la arduino nano lee los valores analógicos a una frecuencia de 10 kHz.

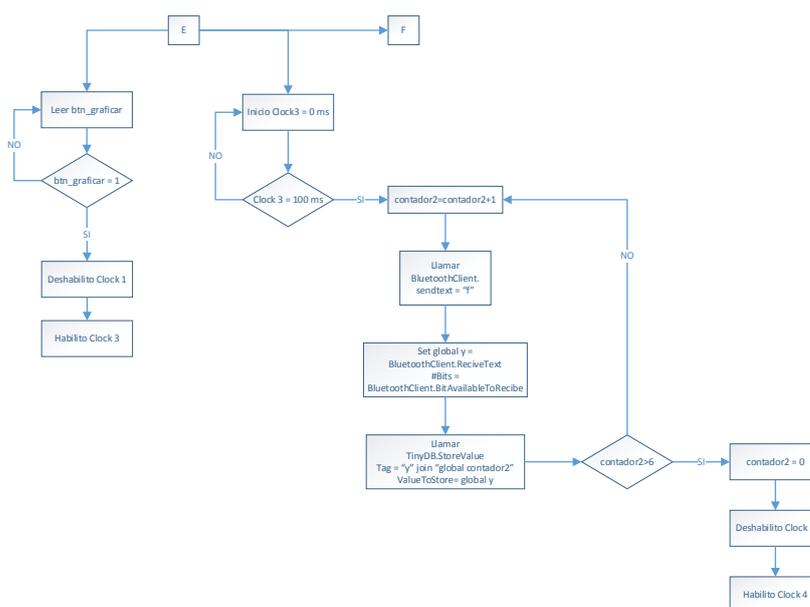


Figura 75. Diagrama de flujo para obtener la gráfica, pantalla de Energía, f.

La figura 76 continua con el proceso de graficar, como se puede observar es fundamental a la declaración de temporizadores para recibir los valores de voltaje y tiempo. En esta parte se obtendrán los valores correspondientes al tiempo.

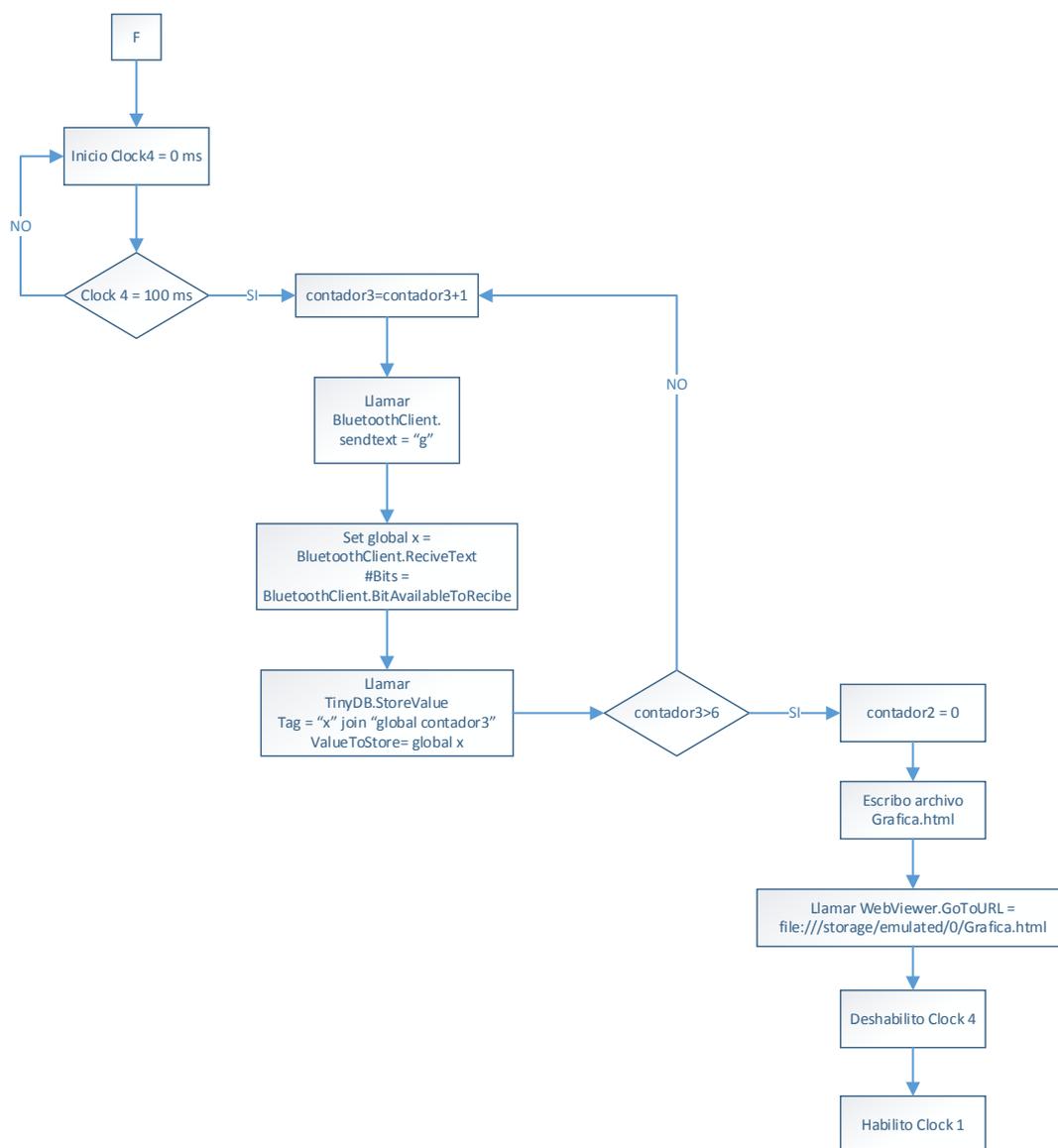


Figura 76. Diagrama de flujo para obtener la gráfica, pantalla de Energía, g.

4.3.4. Pantalla mantenimiento

Debido a que se va almacenar la información de 15 elementos, se explicará solo con un valor de información el diagrama de flujo de almacenamiento. Para esto se utilizará el elemento no visible de App Inventor denominado TinyDB, que permite

almacenar la información de un TextBox, variable o label, mediante la asignación de un Tag o nombre. Esta información se grava en la memoria del dispositivo Android donde se instala la aplicación. El diagrama de flujo de la pantalla de mantenimiento se muestra en la figura 77.

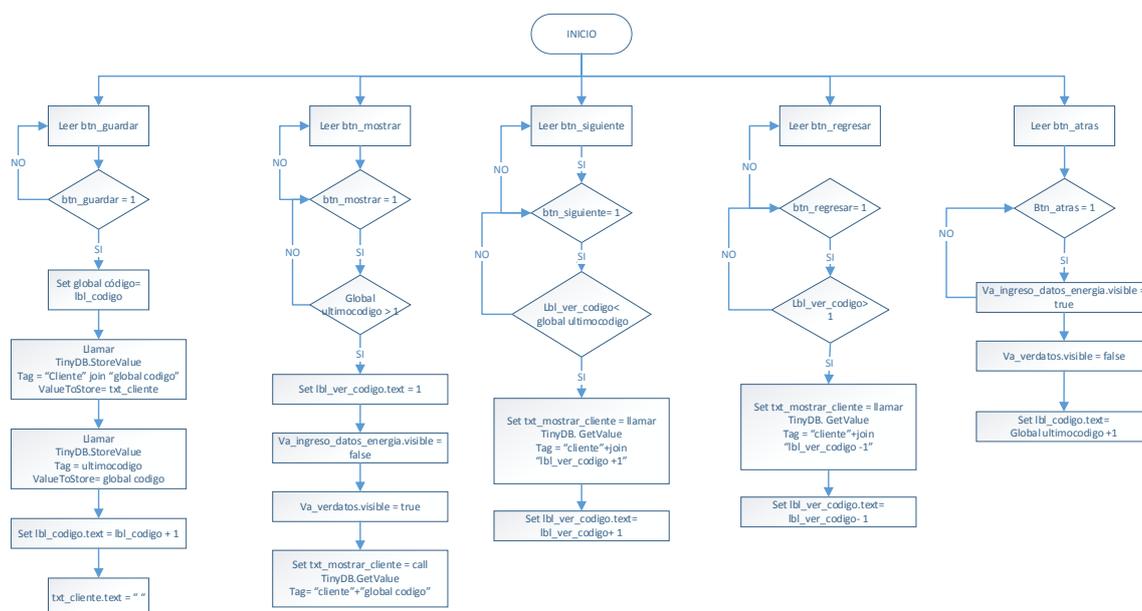


Figura 77. Diagrama de flujo, para almacenar la información.

4.4. Obtención de la gráfica de la energía

Para realizar la gráfica de la energía se utilizará una aplicación diferente a App Inventor, conocida como Google Developers.

Google Developers, posee las herramientas de Google charts, archivos con programación en html, que son de gran alcance, fácil de usar, y gratis. Posee una gran galería de gráficos interactivos y herramientas de datos.

El Chart que se utilizará para esta aplicación será del tipo Curving The Line, aquí nos presentará la programación lista solo para ingresar los puntos que se desean graficar.

En la siguiente figura se presentara un ejemplo de la gráfica de la energía del desfibrilador:

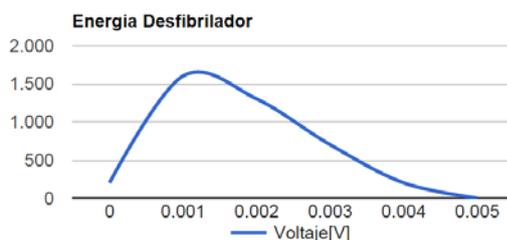


Figura 78. Gráfica obtenida con la aplicación de Google Chart.

La programación para obtener esta forma de onda será la siguiente, se encierra en un cuadro las líneas de código que se pueden modificar para obtener la gráfica. Ver anexo 10.

```

<html>
<head>
<script type="text/javascript"
src="https://www.google.com/jsapi?autoload={
'modules':[{
'name':'visualization',
'version':'1',
'packages':['corechart']
}]
}"></script>
<script type="text/javascript">
google.setOnLoadCallback(drawChart);
function drawChart() {
var data = google.visualization.arrayToDataTable([
[Tiempo[s], 'Voltaje[V]',
[0, 200],
[0.001, 1600],
[0.002, 1300],
[0.003, 700],
[0.004, 200],
[0.005, 0],
]);
var options = {
title: 'Energía Desfibrilador',
curveType: 'function',
legend: { position: 'bottom' }
};
var chart = new google.visualization.LineChart(document.getElementById('curve_chart'));
chart.draw(data, options);
}
</script>
</head>
<body>
<div id="curve_chart" style="width: 350px; height: 140px"></div>
</body>
</html>

```

Valor numéricos para graficar en los ejes x/y.

Título de la gráfica

Tamaño en pixeles de gráfica

CAPÍTULO 5

IMPLEMENTACIÓN

5.1. Resultados de la implementación

El equipo se implementó en la estructura del equipo original, el medidor de energía de desfibriladores de marca: “R.H.dempsey mfg, modelo: 429”, debido a que cumple con los diferentes estándares para su utilización. En el anexo 8 se muestra la implementación

A continuación en la figura 79 se muestra el resultado final de la implementación:



Figura 79. Implementación del medidor desfibrilador.

La figura 80 muestra el resultado final del desarrollo de la pantalla de inicio.



Figura 80. Pantalla de Presentación.

En la pantalla de Inicio, figura 81, se observa los dos botones para acceder a los diferentes modos de funcionamiento que son: Medir Energía y Tareas de Mantenimiento.



Figura 81. Pantalla de Inicio.

La pantalla de energía cuenta con la visualización de todos los parámetros para analizar la energía que se genera al momento de producir la desfibrilación (figura 82).



Figura 82. Pantalla de Energía.

En la pantalla de mantenimiento, mostrado en la figura 83, se ingresan todos los datos que identifican al desfibrilador que se esté haciendo el mantenimiento, después se inicia la tarea de mantenimiento eligiendo dos valores de energía: 50 y 350 Joules,

luego se procede a realizar 3 mediciones y el dispositivo indica si están bajo los estándares de funcionamiento.

Mantenimiento

Ingresar datos del equipo:

Código: 1

Cliente:

Ubicación:

Fecha:

Marca:

Modelo:

Serie:

Conectar Bluetooth

50[J] 350[J]

Siguiete Medición

Energía [J]

Seleccionar:	Med1:	Med2:	Med3:	Prom:
50	0	0	0	0
350	0	0	0	0

Conecte Bluetooth

Guardar Mostrar Datos

Inicio

Figura 83. Pantalla de Mantenimiento para almacenar información.

La figura 84 muestra la presentación de la información guardada después de realizar la tarea de mantenimiento.

Mantenimiento

Mostrando Datos:

Código: 1

Cliente: IESS

Ubicación: Guaranda

Fecha: 07/09/2015

Marca: n-5

Modelo: 1234

Serie: 0000

Energía[J]:

Seleccionar:	Med1:	Med2:	Med3:	Prom:
50	0	0	0	0
350	0	0	0	0

Anterior Siguiete

Atrás

Inicio

Figura 84. Pantalla de mantenimiento para visualizar la información almacenada.

5.2. Medición de energía.

5.2.1. Medición de la energía mediante el osciloscopio

La medición de la energía mediante un osciloscopio, se la realiza determinando del voltaje máximo, el voltaje mínimo y el tiempo de duración de la señal, que genera el osciloscopio como en la figura 85, y se calcula mediante la ecuación 21.

Las pruebas se hicieron con el osciloscopio, modelo: TDS1002, el informe de calibración se encuentra en el anexo 2.

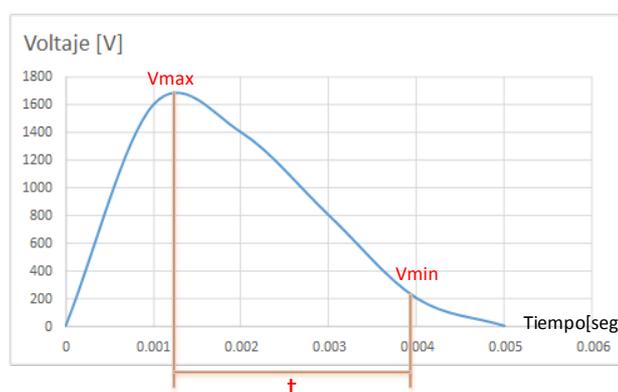


Figura 85. Grafica Voltaje vs tiempo, para el cálculo de la energía.

$$E = \frac{(V_{max} - V_{min})^2}{R_{torax}} t \quad \text{Ecuación 21.}$$

Donde:

$$V_{max} = \text{Voltaje Pico [V]}$$

$$V_{min} = \text{Voltaje minimo} = 15\%V_{max} [V]$$

$$R_{torax} = 50 [\Omega]$$

$$t = \text{duración de la señal [seg]}$$

La tabla 29 muestra los diferentes parámetros que se obtuvieron para realizar el cálculo de la energía.

Tabla 29.
Valores de energías tomados con el osciloscopio.

N.	V Max [V]	V min [V]	Factor de Mult.	R Torax	V Max Real [V]	V Min Real [V]	Pot. [W]	T [seg]	Energía Calculada [J]	Energía Selecc. [J]
1	1.18	0.177	1000	50	1180	177	20120.18	0.0025	50.30	50
2	1.64	0.246	1000	50	1640	246	38864.72	0.0025	97.16	100
3	2	0.3	1000	50	2000	300	57800	0.0025	144.5	150
4	2.08	0.104	1000	50	2080	104	78091.52	0.0025	195.2	200
5	2.8	0.42	1000	50	2800	420	113288	0.0025	283.2	300
6	3.12	0.468	1000	50	3120	468	140662.08	0.0025	351.65	350

Según la norma especificada por el instituto ECRI muestra que el error de medición de la energía para valores mayores a 50 [J] equivale a $\pm 15\%$ de la energía seleccionada. Y para valores menores a los 50 [J] el error es ± 4 [J] como muestra la tabla 30, para los valores más comunes de desfibrilación.

Tabla 30.
Rangos permitidos para medir la energía.

Energía [J]	Error + [J]	Error - [J]
50	46	54
100	115	85
150	172.5	127.5
200	230	170
300	345	255
350	402.5	297.5

5.2.2. Gráficas de energía obtenidas por el osciloscopio

- Energía de 100 [J], figura 86:

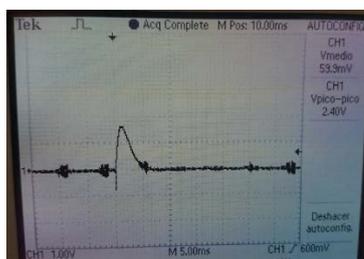


Figura 86. Forma de onda senoidal, 100[J]

- Energía 150 [J], figura 87:

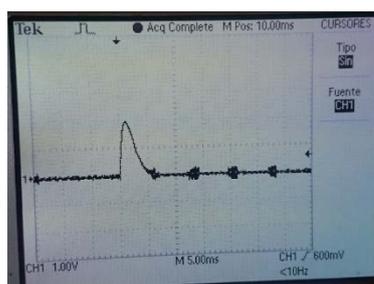


Figura 87. Forma de onda senoidal, 150 [J].

- Energía 360 [J], figura 88:

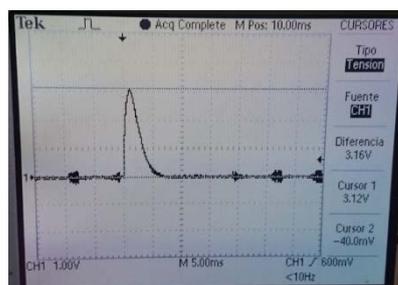


Figura 88. Forma de onda senoidal, 350 [J]

5.3. Resultados

5.3.1. Pruebas de medición de parámetros de desfibrilación.

En el anexo 1 muestra el certificado de verificación del desfibrilador PHYSIO-CONTROL, realizado por la empresa EMCO Cia. Ltda. Y el anexo 4 muestra las mediciones realizadas por el dispositivo implementado.

En la tabla 31 se determinó los valores de energía del equipo PHYSIO – CONTROL, verificador con el analizador de desfibrilador NETECH, equipo certificado y con el equipo implementado en este estudio.

Se determinó el error absoluto (error abs), error relativo (error rela) y el promedio de 3 mediciones con diferentes valores de energía seleccionado.

Equipo: Datos del desfibrilador:

- Marca: PHYSIO-CONTROL
- Modelo: LIFEPAK 8
- Serie: 00005246

Patrón: Datos del Analizador de desfibrilador certificado

- Marca: NETECH
- Modelo: 2200
- Número Cert. Cal: S280214

Tabla 31.

Verificación del medidor de energía implementado, con el medidor de energía certificado.

#	Energía Selecc. Equipo [J]	Energía Medida Patrón [J]	Energía Medida Disp. [J]	Error Abs. Patrón [J]	Error Rela. Patrón [%]	Error Abs. Disp. [J]	Error Rela. Disp. [%]
1	10	10.31	9.9				
2	10	10.38	12.93				
3	10	10.38	9.37				
Promedio:		10.36	10.73	0.36	3.60	0.73	7.33
4	20	20.59	19.02				
5	20	20.38	24.06				
6	20	20.32	18.88				
Promedio:		20.43	20.65	0.43	2.15	0.65	3.27
7	30	31.07	28.56				
8	30	31.1	28.82				
9	30	30.41	31.00				
Promedio		30.86	29.46	0.86	2.87	0.54	1.80
10	50	51.33	49.70				
11	50	50.03	49.17				
12	50	51.77	49.25				
Promedio:		51.04	49.37	1.04	2.08	0.63	1.25
13	100	102	96.47				
14	100	102	99.76				
15	100	99	100.97				
Promedio:		101	99.07	1.00	1.00	0.93	0.93
16	150	155	152.80				
17	150	156	153.67				
18	150	154	152.98				
Promedio:		155	153.15	5.00	3.33	3.15	2.10
19	200	205	204.62				
20	200	206	205.64				
21	200	206	205.62				
Promedio:		206	205.29	5.67	3.00	5.29	2.65
22	300	307	309.51				
23	300	313	309.25				
24	300	312	317.83				

CONTINÚA 

Promedio:	311	312.20	10.67	3.67	12.20	4.07
25	360	372	357.10			
26	360	371	371.83			
27	360	362	371.62			
Promedio:	368	366.85	8.33	2.22	6.85	1.90
Promedio						
Error:			3.70	2.65	3.44	2.81

Los datos determinados de voltaje son los siguientes, tabla 32:

Tabla 32.

Verificación de medición de voltaje.

#	Energía Seleccionada [J]	Voltaje Patrón Medido [V]	Voltaje Dispositivo Medido [V]	Error Absoluto [V]	Error Relativo [%]
1	10	563	640		
2	10	566	1236		
3	10	566	547		
Promedio:		565	807.67	242.67	42.95
4	20	799	777		
5	20	799	1480		
6	20	796	777		
Promedio:		798	1011.33	213.33	26.73
7	30	981	938		
8	30	979	943		
9	30	977	943		
Promedio:		979	941.33	37.67	3.85
10	50	1263	1231		
11	50	1264	1231		
12	50	1264	1231		
Promedio:		1263.66	1231.00	32.67	2.59
13	100	1782	1710		
14	100	1780	1749		
15	100	1782	1754		
Promedio:		1781.33	1737.67	43.67	2.45
16	150	2191	2150		
17	150	2192	2150		
18	150	2190	2155		
Promedio:		2191	2151.67	39.33	1.80
19	200	2524	2492		
20	200	2527	2482		
21	200	2523	2492		
Promedio:		2524.66	2488.67	36.00	1.43

CONTINÚA 

22	300	3076	3049		
23	300	3101	3049		
24	300	3092	3064		
Promedio:		3089.66	3054.00	35.67	1.15
25	360	3385	3279		
26	360	3879	3343		
27	360	3388	3338		
Promedio:		3550.66	3320.00	230.67	6.50
Promedio Error				101.30	9.94

Los datos determinados de corriente son los siguientes, tabla 33:

Tabla 33.

Verificación de medición de corriente.

#	Energía Seleccionada [J]	Corriente Patrón Medido [A]	Corriente Dispositivo Medido [A]	Error Absoluto [A]	Error Relativo [%]
1	10.00	11.00	12.80		
2	10.00	11.00	24.72		
3	10.00	11.00	10.94		
Promedio:		11.00	16.15	5.15	46.85
4	20.00	15.00	15.54		
5	20.00	15.00	19.06		
6	20.00	15.00	15.54		
Promedio:		15.00	16.71	1.71	11.42
7	30.00	19.00	18.76		
8	30.00	19.00	18.86		
9	30.00	19.00	18.86		
Promedio:		19.00	18.83	0.17	0.91
10	50.00	25.00	24.62		
11	50.00	25.00	24.62		
12	50.00	25.00	24.62		
Promedio:		25.00	24.62	0.38	1.52
13	100.00	35.00	34.24		
14	100.00	35.00	34.98		
15	100.00	35.00	35.08		
Promedio:		35.00	34.77	0.23	0.67
16	150.00	43.00	43.00		
17	150.00	43.00	43.00		
18	150.00	43.00	43.10		
Promedio:		43.00	43.03	0.03	0.08
19	200.00	50.00	49.84		

CONTINÚA 

20	200.00	50.00	49.64		
21	200.00	50.00	49.84		
Promedio:		50.00	49.77	0.23	0.45
22	300.00	61.00	60.98		
23	300.00	62.00	60.98		
24	300.00	61.00	61.98		
Promedio:		61.33	61.31	0.02	0.03
25	360.00	67.00	65.58		
26	360.00	67.00	66.86		
27	360.00	67.00	66.76		
Promedio:		67.00	66.40	0.60	0.90
Promedio				0.95	6.98
Error:					

En el anexo 9 se muestra las pantallas de medición de energía.

5.3.2. Pruebas de funcionamiento de batería

Las pruebas de batería se verificaron con un multímetro digital calibrado, el anexo 3 muestra el certificado de calibración del mismo.

Las pruebas del tiempo de duración de la batería se las realizaron durante 4 horas, verificando 4 equipos por hora. La tabla 34 muestra el voltaje medido cada 10 minutos.

Tabla 34.
Voltaje de descarga de batería.

Tiempo [min]	Voltaje Batería [V]
10	12.50
20	12.44
30	12.38
40	12.32
50	12.26
60	12.21
70	12.15
80	12.09
90	12.03
100	11.97
110	11.91
120	11.85
130	11.79
140	11.74

CONTINÚA →

150	11.68
160	11.62
170	11.56
180	11.50
190	11.44
200	11.38
210	11.32

La figura 89 muestra la tendencia de descarga del voltaje de la batería, mientras el equipo está en funcionamiento. Se utilizó un carga de 15 [Ω] de 10 [W] para verificar el comportamiento de la batería. La corriente total del circuito fue medida con un multímetro verificado, y fue igual a 0.8 [A].

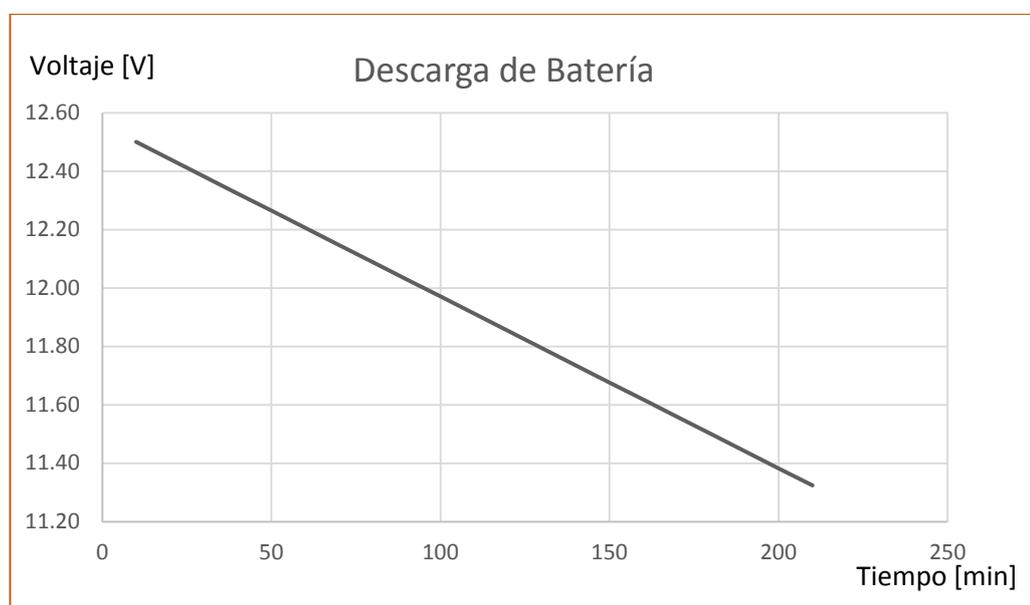


Figura 89. Voltaje Vs Tiempo de la batería.

Una vez descargada la batería, se procedió a realizar el proceso contrario para medir el tiempo que se demora en cargar. Cada minuto se midió el voltaje dando como resultado una hora aproximadamente, el tiempo de carga de la batería.

5.3.3. Pruebas de distancia entre el medidor y el dispositivo Android.

Las pruebas de distancia se realizaron con línea de vista entre el dispositivo implementado y el dispositivo Android (figura 90).

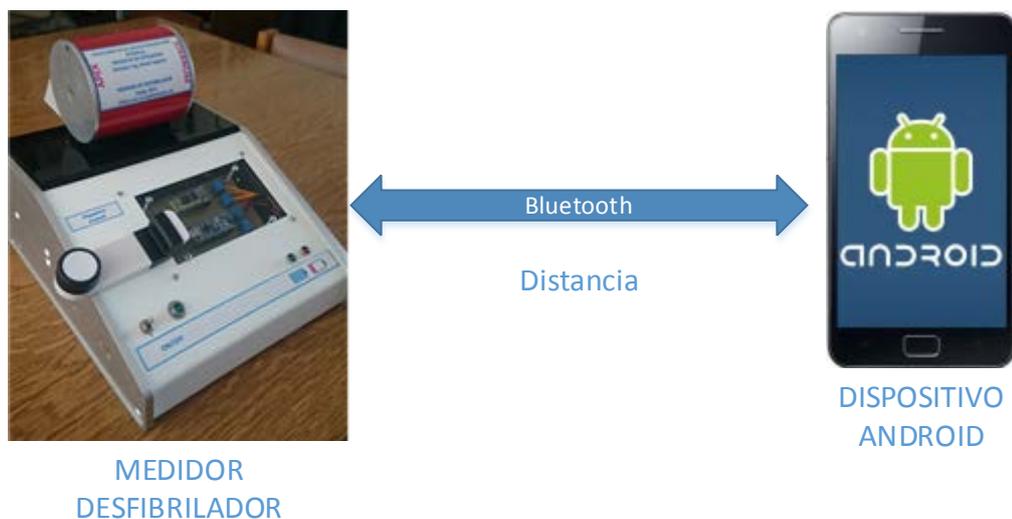


Figura 90. Esquema de comunicación.

Los resultados de pruebas de distancia se muestran en la tabla 35.

Tabla 35.

Pruebas de distancia.

Distancia [m]	Funcionamiento
1	Estable
2	Estable
3	Estable
4	Estable
5	Estable
6	No Estable
7	No Estable
8	No Estable
9	No Estable
10	No Estable

5.3.4. Pruebas de almacenamiento de información.

La aplicación almacena su información en la memoria interna del dispositivo Android, lo hace mediante la asignación de un tag name, tabla 34. La aplicación guarda 15 tag names (tabla 36) por equipo verificado.

Para la pruebas se almacenaron 100 equipos, esto equivale a 1500 tag names almacenados en memoria. Si este el número de almacenamiento máximo, en la tabla 36 se muestra los datos que se podrán almacenar en el dispositivo Android.

Tabla 36.
Tags almacenados.

#	Información Almacenada
1	Código
2	Cliente
3	Ubicación
4	Fecha
5	Marca
6	Modelo
7	Serie
8	Med1_50
9	Med2_50
10	Med3_50
11	Med1_350
12	Med2_350
13	Med3_350
14	Prom_50
15	Prom_350

5.5. Análisis de resultados

5.5.1. Características técnicas del medidor desfibrilador

Según la tabla 31, se calcula el promedio total de error absoluto y relativo para determinar la exactitud del equipo, mostrado en la tabla 37.

Tabla 37.
Error absoluto y relativo de la medición.

	Error Absoluto Patrón [J]	Error Relativo Patrón [%]	Error Absoluto Dispositivo[J]	Error Relativo Dispositivo[%]
Error Promedio	3.71	2.66	3.44	2.81

Los valores de energía de lectura serán de 10-400 [J] \pm 2.81 %.

- Rango: 10 - 400 Joules
- Exactitud: \pm 3.44 [joules]
 \pm 2.81 %

Formas de onda, que puede medir el equipo:

- Senoidal monofásica
- Senoidal amortiguada
- Exponencial
- Exponencial truncada

Según la tabla 27 los valores de lectura de voltaje serán:

- Voltaje mínimo: 500 [V]
- Voltaje máximo: 4000 [V]

Según la tabla 28 los valores de lectura de corriente serán:

- Corriente mínima: 10 [A]
- Corriente máxima: 70 [A]

Características de funcionamiento:

- Tiempo de duración de Batería: 3 horas
- Distancia máxima: 5 metros
- Capacidad de almacenamiento: 100 desfibriladores
- Voltaje de funcionamiento: 110 Vac

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- Se logró implementar un dispositivo para medir la energía de desfibriladores con un error igual a $\pm 2.81\%$ del valor de la energía seleccionada. Demostrando que el equipo opera correctamente bajo el rango estandarizado que es $\pm 15\%$.
- El medidor de desfibrilador no será comercializado y tampoco se utilizará para realizar reportes de verificación de calibración con fines lucrativos, debido a que el equipo necesita estar certificado y calibrado.
- En las pruebas realizadas, se observó que las señales de radiofrecuencia emitidas por el módulo bluetooth no afectan con la medición de los parámetros del desfibrilador.
- Se estudió las características técnicas y funcionales de los desfibriladores y en especial de sus medidores, para conocer como trabaja su sistema electrónico, y de esta manera poder mejorar dicho sistema, aplicando nuevos avances tecnológicos, como es la comunicación inalámbrica mediante módulo bluetooth. También se aprendió la importancia que tienen estos equipos en la medicina.
- Se consiguió medir la duración de la señal que generan los desfibriladores mediante un osciloscopio, este valor es aproximadamente 4 milisegundos, y nos ayudó a seleccionar la tarjeta electrónica Arduino Nano para realizar la adquisición de la señal ya que su canal analógico realiza la lectura de señales a una velocidad igual a 100 microsegundos.
- Se logró graficar la forma de onda que generan los desfibriladores en el dispositivo Android, los equipos actuales necesitan de una salida a osciloscopio o conectar a un computador para poder visualizar la forma de onda.

6.2. Recomendaciones

- Promover la investigación referente a temas de instrumentación biomédica con los estudiantes de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control, debido a que se puede aplicar todos los conocimientos adquiridos durante la carrera para desarrollar equipos que permitan realizar la verificación de equipos utilizados en medicina.
- Realizar estudios que ayuden a desarrollar la adquisición de la señal que generan los desfibriladores y de esta manera poder establecer el tiempo de muestreo que se necesite para obtener dicha señal.
- Establecer empresas o instituciones, en el país, que certifiquen y calibren equipos electrónicos de medida utilizados en medicina.
- Se recomienda a la empresa IX Biotron continuar con los diferentes procesos de certificación del equipo implementado, para que opere bajo estándares de funcionamiento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABC:, D. (s.f.). *Definición ABC*. Obtenido de <http://www.definicionabc.com/tecnologia/mantenimiento-preventivo.php#ixzz3Z0XyR9mb>
- Achleitner, U., Amann, A., Stoffaneller, M., & Baubin, M. (1999). *Waveforms of external defibrillators: analysis and energy*.
- Aguero , M. E., Bruni, R., & Vanella , O. (s.f.). *Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales*. Obtenido de Universidad Nacional de Córdoba: <http://www.efn.uncor.edu/etc/liade/informacion/see.pdf>
- Alaris. (2014). Obtenido de http://www.alarismedica.com/patrones_calibracion.html
- Arámburu, C. (09 de 04 de 2014). *Sapiens Edicus* . Obtenido de Las 5 arritmias que debes saber identificar en el ECG.: <http://sapiensmedicus.org/blog/2014/04/09/las-5-arritmias-que-debes-saber-identificar-en-el-ecg/>
- Arduino. (2015). Obtenido de <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNano30Schematic.pdf>
- Arjona Muñoz, E., Burgos Mora, J., & Dávila Berrocal , A. R. (2012). *Enfermería en Cardiología*. Obtenido de http://www.enfermeriaencardiologia.com/publicaciones/manuales/electro/electro_14.pdf
- Artificial Organs and Stimulators*. (2012). Obtenido de <http://130.237.83.53/medicaldevices/album/Ch%2010%20Artificial%20organs%20and%20stimulators/slides/F%2010-14%20Block%20diagram%20of%20defibrillator.html>
- Avendaño, G. (2010). *DISEÑO Y CONSTRUCCION DE INSTRUMENTOS DE ANALISIS Y EVALUACION DE EQUIPOS MEDICOS DE USO CRITICO*. Obtenido de Bioingeniería: <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/Trabypres/P04TCCh01.pdf>
- Bioingeniería, M. (2012). *QA-40M*. Obtenido de <https://sites.google.com/site/metrologiabiogenieria/home/videos/analizador-de-desfibriladores>
- Cuidándote.net. (06 de Febrero de 2013). *Cuidándote* . Obtenido de <http://www.cuidandote.net/2013/02/desfibriladores/>
- Datasheet, H.-O. (s.f.). Obtenido de http://www.tec.reutlingen-university.de/uploads/media/DatenblattHC-05_BT-Modul.pdf

- De los Nietos , M. (2007). *NOCIONES BÁSICAS DE ANATOMÍA, FISILOGIA Y PATOLOGIA CARDIACA, BRADIARRITMIAS Y TAQUIARRITMIAS*. Obtenido de <http://www.enfermeriaencardiologia.com/revista/4001.pdf>
- Desfibrillator/Monitor, G. d. (Septiembre de 2000). *Franks Hospital Workshop*. Obtenido de http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/defibrillators/user_manuals/Philips%20Agilent%20Heartstream%20XL%20Defibrillator%20-%20User%20manual.pdf
- Dr. Higgins Guerra, L. F. (2012). *Anestesiología Mexicana en Internet*. Obtenido de <http://www.anestesia.com.mx/disritm.html#22>
- DRE. (2013). *DRE Equipos Médicos*. Obtenido de http://www.dremed.com/catalog/product_info.php/products_id/90/language/es
- DRE, M. I. (2015). *DRE*. Obtenido de http://www.dremed.com/catalog/product_info.php/cPath/57_126/products_id/92/language/es
- E&M-Electromedicina. (2013). *E&M-Electromedicina* . Obtenido de http://www.eym-electromedicina.com.ar/producto_c12b_e.php
- ECRI Institute. (2013). *ECRI Institute*. Obtenido de <https://www.ecri.org/ES/Pages/default.aspx>
- Electromedik. (2014). *Electromedik*. Obtenido de Bioseguridad: <http://www.electromedik.com/bioseguridad.htm>
- Fasquelle, G., Salinas, O., Fonseca, R., Martinez Cruz, R., & Chinchilla, J. (2000). *Desfibrilación Cardíaca*. Obtenido de <http://www.bvs.hn/RMH/pdf/1997/pdf/Vol65-2-1997-5.pdf>
- FlukeBiomedical. (2014). *QED 6 Defibrillator Analyzer*. Obtenido de <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/defibrillator-analyzers/qed-6-defibrillator-analyzer.htm?pid=56637>
- Flukebiomedical. (2015). *Impulse 6000D Defibrillator Analyser*. Obtenido de <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/defibrillator-analyzers/Impulse-6000D-defibrillator-tester-analyzer.htm?PID=78382>
- flukebiomedical. (s.f.). *Ansur QED 6 plug-in license* . Obtenido de www.flukebiomedical.com/Biomedical/usen/accessories/Software/Ansur-QED-6-Plug-In-license.htm?PID=55712
- House, T. I. (2015). *The Inventor's House*. Obtenido de <http://blog.theinventorhouse.org/programando-el-bluetooth-hc-06-y-hc-05/>
- IEC. (s.f.). *Commision, International Electrotechnical*. Obtenido de http://www.iec.ch/about/brochures/pdf/about_iec/welcome_to_the_iec-s.pdf
- IL300, D. (s.f.). Obtenido de <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/vishay/83622.pdf>

- Instramed. (s.f.). *Instramed*. Obtenido de <http://www.instramed.com.br/eng/cardiomax.htm>
- Integrated. (1999). *Calibration procedure for desfibrillator energy tester neurodyne-dempsey model 429*. Obtenido de <http://electroniccalibrators.tpub.com/TB-9-6515-200-35/>
- ITACA. (s.f.). *Investigación translacional de arritmias cardiacas secundarias a canolopatias* . Obtenido de <http://www.itaca.edu.es/potencial-accion-cardiaco.htm>
- MedicalExpo*. (2013). Obtenido de <http://www.medicalexpo.es/prod/nihon-kohden-europe/product-69520-440896.html>
- MedlinePlus. (2006). Obtenido de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007200.htm>
- MedlinePlus. (s.f.). *Cardioversión*. Obtenido de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007110.htm>
- MedlinePlus. (s.f.). *Taquicardia Ventricular*. Obtenido de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000187.htm>
- MY EKG. (s.f.). *La web del electrocardiograma* . Obtenido de <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- Navarro, J. R., & Eslava, J. H. (2002). *Desfibrilación* .
- NICEN, O. (2001). *Facultad de Ingeniería INICEN-OLAVARRIA*. Obtenido de Equipamento de areas críticas: <http://www.fio.unicen.edu.ar/usuario/pescobar/E6-0/Archivos/2.%20Desfibrilacion.pdf>
- Orozco Murillo, W., & Cardona Montoya, E. (2013). *Cartilla técnica del desfibrilador*. Obtenido de https://books.google.com.ec/books?id=IRkYKLDjWAcC&pg=PA33&dq=tipos+de+de+sifibrilador&hl=es&sa=X&ei=nCJAVbzyClbgsAS24oGQBg&redir_esc=y#v=onepage&q=tipos%20de%20desfibrilador&f=false
- Paulogorrón, C., & Pérez, C. (1994). *Cálculo Matemático con DERIVE para PC*. RA-MA 1er Edición.
- Romano Fariña, L., & A. Longo, D. (s.f.). *ECG NORMAL*. Obtenido de Departamento de Docencia e Investigación de Enfermería de Swiss Medical : http://www.sanatoriodelosarcos.com.ar/pdf/urgencias_emergentologia/ECG%20%20NORMAL.pdf
- Solsona, J. G. (2013). *Desfibrilador externo automatizado DEA. Protocolos*. Obtenido de <http://www.mailxmail.com/curso-desfibrilador-externo-automatizado-protocolos/tipos-ondas-monofasica-bifasica>
- TexasHeartInstitute. (Diciembre de 2014). *Anatomía del corazón* . Obtenido de Centro de información cardiovascular : El aparato cardiovascular

- TexasHeartInstitute. (Diciembre de 2014). *El aparato cardiovascular*. Obtenido de Centro de Información Cardiovascular:
http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anat1_sp.cfm
- TexasHeartInstitute. (Diciembre de 2014). *El latido cardiaco*. Obtenido de Centro de información cardiovascular:
http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/systole_sp.cfm
- TexasHeartInstitute. (Diciembre de 2014). *El sistema de Conducción* . Obtenido de Centro de información cardiovascular:
http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/cond_sp.cfm
- TexasHeartInstitute. (Diciembre de 2014). *Valvulas Cardiacas*. Obtenido de Centro de información cardiovascular:
http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/valve_sp.cfm
- Ulrich , A., Anton, A., Martin , S., & Michael , B. (1999). *Waveforms of external defibrillators: analysis and energy contribution*.
- UniversidadNacionalDeColombia. (s.f.). *Ciclo cardiaco* . Obtenido de
http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovasc/8_7.html
- UniversidadNacionalDeColombia. (s.f.). *Fisiología Cardiacas*. Obtenido de
http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovasc/8_4.html
- UniversidadNacionaldeColombia. (s.f.). *Potencial de acción cardiaco*. Obtenido de
http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovasc/8_5.html
- Varios Autores. (s.f.). *Arritmias Capito IX*. Obtenido de
http://www.colelectrofisiologia.com/Portals/0/libros/ARRITMIAS_LIBRO_SCC.pdf
- Wikipedia. (28 de Julio de 2015). *Electrocardiograma*. Obtenido de
<https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- wikipedia. (s.f.). *Ion*. Obtenido de <http://es.wikipedia.org/wiki/Ion>
- Winkipeia. (2014). *IEC60601*. Obtenido de http://en.wikipedia.org/wiki/IEC_60601

ANEXOS