

Prototipo de desfibrilador

Defibrillator prototype

COLCIENCIAS TIPO 1. ARTÍCULO ORIGINAL

RECIBIDO: FEBRERO 8, 2016; ACEPTADO: MARZO 10, 2016

Mery Luz Vizcaíno Valencia

Juan Manuel Serna Ramírez

Carlos Andrés Fory Aguirre

Hernando José Góngora Valencia
hjelectronico@hotmail.com

Juan Carlos Millán Estupiñán
jmillan@usc.edu.co

Mónica Cristina Luna
monicaluna01@usc.edu.co

Universidad Santiago de Cali, Colombia

Resumen

La desfibrilación es el tratamiento de elección en caso de fibrilación ventricular o taquicardia ventricular sin pulso y la cardioversión es el tratamiento de las taqui-arritmias con repercusión hemodinámica. Ambas consisten en un choque eléctrico de alto voltaje, que provoca la despolarización simultánea de todas las células miocárdicas, brusca en la desfibrilación o sincronizada en la cardioversión y permite, a partir de aquí, recuperar los latidos espontáneos y coordinados del corazón. El objetivo de este estudio es realizar un montaje de circuitos eléctricos de las fases de carga y descarga de un desfibrilador. El tipo de investigación es exploratorio, se realiza un equipo de manejo útil para la salud, con base en la literatura; se construye y se desarrolla un prototipo que se presenta su funcionamiento y elaboración. Este estudio produjo los resultados esperados del manejo del desfibrilador. El estudio logró la construcción y funcionamiento de un desfibrilador útil en los procesos de enseñanza en el cual se implementaron, tanto los planos, como el funcionamiento del equipo para uso institucional. El aparato eléctrico está diseñado para mandar pulsos de corriente directamente a una parte del cuerpo (tórax). En este trabajo se simula el proceso de carga y descarga y se genera con ello una señal de salida. La energía eléctrica descargada es provista por un capacitor que es cargado durante un periodo de tiempo a través de la corriente alterna.

Palabras Clave

Asistolia; desfibrilador; julios; RCP.

Abstract

The defibrillation is the treatment of choice in case of ventricular fibrillation or pulseless ventricular tachycardia and cardioversion, is the treatment of tachyarrhythmias with hemodynamic consequences. Both consist of a high-voltage electrical shock, which causes the simultaneous depolarization of all myocardic cells, sharp in defibrillation or synchronized in cardioversion and allows, from here, to regain spontaneous and coordinated heart beats. The purpose of this study is assembling the electric circuits, the loading and unloading stage of a defibrillator. This research was exploratory, equipment for health management is used, which is made based on the literature, a prototype is built and its operation is developed. This study produced some expected defibrillator management results. This study got the construction and operation of a useful defibrillator in the teaching process where it is possible to implement both plans as the operation of equipment for institutional use, this appliance is designed to send current pulses directly to a body (chest). Simulating in this work the process of loading and unloading and thereby generating an output signal. The discharged electric energy is provided by a capacitor which is charged during a time period through an alternating current.

Keywords

Asystole; defibrillator; joules; RCP.

I. INTRODUCCIÓN

La desfibrilación eléctrica no es más que la despolarización masiva del miocardio con el fin de producir, por un instante, un equilibrio eléctrico cardiaco que lleve al reinicio de un ciclo normal, como respuesta del automatismo (Mejía & Guarín, 2012).

Esta acción de controlar el ritmo contráctil es la entrega de corriente eléctrica al músculo del corazón, de forma directa o indirectamente a través de la pared del tórax para terminar con una Fibrilación Ventricular [FV] y Taquicardias Ventriculares sin pulso [TV]. Los desfibriladores son dispositivos médicos que aplican un choque eléctrico al corazón para establecer un ritmo cardiaco más normal. Sus sensores integrados analizan el ritmo cardiaco del paciente, determinan cuándo es necesaria la desfibrilación y administran la descarga al nivel de intensidad apropiado.

Hace unos veinte años se inició el empleo de desfibriladores portátiles. Hoy, gracias a los avances tecnológicos, los desfibriladores portátiles se han convertido en equipos livianos y de reducidas dimensiones; también se ha avanzado mucho en la calidad de su software.

La primera desfibrilación fue por medio de una intervención quirúrgica del corazón, la realizó Claude Beck en 1947, en 1950 se utilizó por primera vez para realizar la fibrilación auricular producida por choques de corriente alterna, para poder revertir un paro cardiorrespiratorio, este fundamento fue de todo vital para obtener como desarrollo que el corazón sea activado por impulsos eléctricos. (Dozo, 2002)

El choque de corriente continua sobre el corazón provoca la despolarización simultánea de todas las células miocárdicas que provocan una pausa para la repolarización; posteriormente, si ha tenido éxito, el corazón retoma el ritmo eléctrico normal, con la despolarización y contracción muscular, primero de las aurículas y posteriormente de los ventrículos.

El desarrollo de los desfibriladores se ha centrado en dos tipos, los desfibriladores internos y los desfibriladores externos. Los desfibriladores externos son los más utilizados en los servicios médicos de urgencia puesto que son de rápida aplicación y de alta eficiencia en casos de necesitarse de manera inmediata (Jara, s.f).

El desfibrilador tuvo su origen muchos años atrás, como un medio eficiente de tratar la fibrilación ventricular (FV) causante del paro cardíaco, lo que se conoce como muerte súbita. La fibrilación ventricular es la causa fundamental de la muerte súbita de muchas personas por paro cardiaco, si no se interviene a tiempo para detenerla. Un método efectivo para detener la fibrilación ventricular consiste en la aplicación de un estímulo eléctrico de determinada energía, de forma tal que la corriente eléctrica atraviese el corazón; éste responde en forma automática al impulso intrínseco del nodo sinusal, de la misma manera lo hace al estímulo eléctrico extrínseco. Si se aplica una cantidad de energía al pecho de una persona durante la fibrilación ventricular, la mayoría de las células ventriculares serán despolarizadas.

Mediante este proyecto a pequeña escala se intentó mostrar las principales características de un desfibrilador, tomando como función principal la carga y descarga de dicho aparato, el proyecto se ha realizado tomando como referencia los conocimientos adquiridos en los cursos de: Circuitos Eléctricos I, Fundamentos de Electrónica, Procesos Biológicos y Fisiología para Bioingeniería. Se implementó un esquema con pequeños capacitores y otros elementos de electrónica para generar una descarga pequeña en Joules. Logrando así la simulación del desfibrilador (Higgins et al., 2000; Senatore, 2004).

Este trabajo se centró principalmente en exponer y dar a entender la carga y descarga de un capacitor a una cierta tensión. La corriente eléctrica que emplean estos equipos (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 objetivo de este estudio es realizar un montaje de circuitos eléctricos, la fase de carga y descarga de un desfibrilador.

II. METODOLOGÍA

El funcionamiento básico del corazón puede ser comparado con el de una bomba, ya que este tiene la función vital de capturar y enviar la sangre, tanto a los órganos, como a las extremidades. Este órgano muscular está ubicado en la caja torácica y está dividido en dos bombas ubicadas sus lados derecho e izquierdo. La bomba izquierda es la encargada de suministrar sangre a los pulmones, mientras que la derecha lo hace al resto del

cuerpo. Estas bombas están compuestas básicamente por dos cavidades, las aurículas, ubicadas en la parte superior, y los ventrículos, en la parte inferior. Las aurículas se encargan de llenar, mediante una fuerza débil, los ventrículos y estos expulsan la sangre a través de todo el organismo.

El corazón está compuesto por tres tipos de músculo: el auricular, el ventricular y las fibras musculares estimuladoras y conductoras especializadas. Estos músculos están compuestos por células miocárdicas, las cuales, al recibir algún tipo de excitación, son capaces de transportar el potencial de acción a lo largo de todo el corazón. La composición celular del corazón permite que las aurículas se contraigan primero y que lo hagan luego los ventrículos; de esta forma se realiza un trabajo más efectivo para el bombeo de sangre (López, 2013).

Los tejidos especializados para la estimulación y la conducción del potencial eléctrico a través del corazón se encuentran en el nodo sinusal, el cual se encarga de controlar las contracciones cardíacas y genera los impulsos rítmicos normales. De esta forma, el nodo sinusal desencadena el latido cardíaco y regula la frecuencia de contracción, por esta razón es llamado marca pasos. Las vías internodales al interior del corazón se encargan de llevar el impulso nervioso desde el nodo sinusal hasta el nodo aurículo-ventricular; este impulso, proveniente de las aurículas, llega hacia los ventrículos. Las fibras de Purkinje, ubicadas al interior de las paredes ventriculares del corazón, se encargan de llevar este impulso a todas las partes del ventrículo, todo esto para mantener coordinada la contracción muscular (López, 2013).

El voltaje del potencial de acción generado por las bombas de sodio-potación ubicadas en las aurículas y los ventrículos va desde los -55 a 66mV en las primeras y desde los -85 a -90mV en los segundos.

El latido del corazón está compuesto por dos momentos, el de la contracción, conocida como sístole, y el de relajación, llamado diástole. Los tiempos considerados como normales de cada latido de corazón son de 0.85 segundos, lo que da un total de 70 latidos por minuto. Primero aparece la sístole auricular, con una duración de 0.15 segundos; le sigue la sístole ventricular con una duración aproximada de 0.35 segundos; y finaliza con la diástole, que es la relajación, y dura 0.40 segundos.

No en todas las afecciones cardíacas es conveniente el uso del desfibrilador, ya que puede ocurrir el caso en

que no sea eficiente para el tratamiento de estas o simplemente acarrear riesgos innecesarios para el paciente. El uso del desfibrilador es recomendable para los casos de taquicardia ventricular o de fibrilación ventricular (Ruza, 2003).

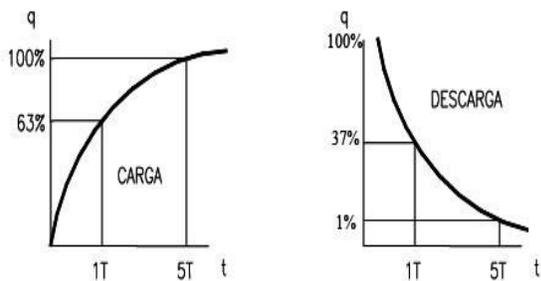
La taquicardia ventricular consiste en la aceleración de los latidos del corazón, la cual inicia en sus secciones inferiores. Esta aceleración errática del corazón provoca que el tránsito de la sangre oxigenada llegue a los órganos vitales (como el cerebro) y al resto del organismo, si no es tratada oportunamente, puede causar desde desmayos en el paciente, incluso hasta su muerte (Ruza, 2003; Casado & Serrano, 2006; Manrique, 2004).

En condiciones normales el impulso nervioso proveniente de la aurícula llega al ventrículo y este, luego de la contracción, queda estático y listo para la siguiente contracción, lo que es fundamental para el funcionamiento de bomba del corazón, ya que los momentos de actividad e inactividad muscular generan el latido y el impulso de la sangre a través del cuerpo. La fibrilación ventricular se genera cuando este impulso auricular no se detiene luego de la contracción del ventrículo, impidiendo que este se relaje por completo, dificultando así las contracciones rítmicas del corazón. Este impulso nervioso viaja por todo el corazón, lo que genera la imposibilidad de contraerse o relajarse al resto de músculos cardíacos, e impide el bombeo afectivo de sangre hacia el cerebro y los demás órganos. Si esta afección no es tratada de forma correcta, en un tiempo promedio de diez minutos, causa la muerte de la persona (Ruza, 2003; Casado & Serrano, 2006; Manrique, 2004).

El desfibrilador está diseñado para suministrar grandes cantidades de corriente eléctrica continua en un breve periodo de tiempo, con el fin de controlar diferentes tipos de arritmias cardíacas, entre ellas la taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular. Su funcionamiento básico es aplicar una gran cantidad de corriente eléctrica al corazón, despolarizando de esta manera las células ventriculares, deteniendo la arritmia, permitiendo que el nodo sinusal retome el control de los impulsos nerviosos del corazón, restableciendo el ritmo cardíaco natural y evitando así la muerte del paciente. Se dice que por cada minuto que pasa, contado a partir del inicio de alguna de estas afecciones, hasta el momento de la desfibrilación, se reduce en un 10% la probabilidad de sobrevivencia del paciente (Phillips, Zideman, García-Castrillo, Shwarz-Schwierin, 2001; Samson, Berg, & Bingham (2003).

El desfibrilador consiste en: un regulador de energía que permite al operador o al equipo seleccionar qué tanta energía será suministrada (100J, 200J, 300J, 400J, 500J o 600J); un transformador de corriente de alterna o AC a corriente directa o DC o unas baterías que se encargan de cargar los capacitores, los cuales tienen un tiempo de carga de pocos segundos y una descarga de menos de 20ms (ver Figura 1) (además de alarmas que indican si el capacitor se encuentra totalmente cargado); una llave que inicia la carga de estos; unos cables que se ubican en el tórax del paciente y permiten monitorear y reflejar el ECG del paciente en un monitor, utilizado para conocer si es pertinente la desfibrilación o identificar si es un caso en el que es necesaria la desfibrilación, y permitir suministrar, de manera automática, la descarga en el caso de los desfibriladores automáticos; un par de electrodos; y un sistema que permite cerrar el circuito e iniciar la descarga (Beinart, 2014).

Figura 1. Carga y descarga de un capacitor



Existen dos tipos de desfibriladores: implantables y externos (Dozo, 2002).

Los desfibriladores implantables son dispositivos que se implantan quirúrgicamente, bajo la piel, en la parte superior del pecho, a pacientes muy propensos a presentar algún tipo de afección cardiaca; este tipo de desfibriladores tienen un par de derivaciones que se ubican en el corazón y son capaces de monitorear el ritmo cardiaco, identificar en qué momento se presenta una fibrilación auricular u otro tipo de arritmia, y realizar la descarga.

Este tipo de desfibrilador usa la desfibrilación interna, la cual consiste en la aplicación de una descarga directa al corazón de alrededor de 50J para evitar posibles daños al tejido cardiaco. Este es el tipo de desfibrilación usada comúnmente en las cirugías a corazón abierto.

Los desfibriladores externos, por su parte, realizan la desfibrilación desde el exterior de la caja torácica, mediante dos electrodos que van ubicados en lugares específicos del

tórax, para que sea más efectiva la transmisión de energía desde estos hasta el corazón (la colocación recomendada es anterior, ápex externo). El electrodo anterior debe ser colocado a la derecha de la porción superior del esternón, debajo de la clavícula, y el electrodo de la punta a la izquierda de la línea del pezón, con el centro de la paleta en la línea axilar media (ver Figura 2). Existen diversos tipos de electrodos, de diferente tamaño dependiendo de a quién se le realizará la desfibrilación (para adultos o pediátrico) o manuales (con el uso de un gel especial que facilita la conducción eléctrica entre el electrodo y el tórax) y autoadhesivos.

La descarga realizada por estos desfibriladores debe durar menos de 20ms y puede suministrar una energía que va desde los 100J hasta los 600J. La activación de la descarga de los desfibriladores con electrodos manuales se realiza mediante la presión de dos accionadores que cierran el circuito y causan la descarga; en el momento anterior de la activación de la descarga el operador de este equipo, por su seguridad, debe verificar que él –u otra persona– no este contacto con el paciente o con los electrodos, ya que de ser así puede poner en riesgo su vida –o la de otra persona–.

Existen también Desfibriladores Externos Automáticos [DEA], que se encargan de analizar las señales eléctricas recibidas por los electrodos, identificar si corresponden a una fibrilación ventricular, y desfibrilar, si es el caso.

Figura 2. Ubicación de los electrodos en el tórax



Existen además desfibrilaciones monofásicas y bifásicas. En las monofásicas el flujo de corriente va en una sola dirección, desde una paleta hacia la otra, mientras que la desfibrilación bifásica tiene dos direcciones, inicialmente va desde una paleta hacia la otra, luego esta corriente revierte su camino y vuelve hacia la inicial.

El objetivo principal del desfibrilador es enviar una gran cantidad de corriente eléctrica a través del corazón, en pequeños lapsos de tiempo. Esta corriente, que atraviesa la caja torácica en la descarga del desfibrilador, se ve descrita por la energía aplicada y por la impedancia torácica; esta impedancia o resistencia al paso de la corriente depende de muchos factores: el tamaño del tórax, la distancia entre electrodos y el contacto entre la piel y el electrodo, por esta razón, en el uso de estos equipos, se recomienda el utilizar algún gel que facilite la conducción.

Aunque el equipo indica la cantidad de energía que es liberada en una descarga, lo que produce la desfibrilación es la corriente eléctrica que pasa por el corazón. La relación existente entre el voltaje, la energía, la corriente y la impedancia, se ve reflejada en las Ecuaciones 1 a 4:

La ecuación 1 señala que el poder está definido como el potencial por la corriente eléctrica, es decir que a mayor potencial o corriente, aumentará el poder.

$$\text{Poder (Watts)} = \text{potencial (volts)} \times \text{corriente(amperios)} \quad (1)$$

La ecuación 2 muestra que la energía depende del poder y de la duración, es decir que para suministrar una cantidad mayor de energía es posible suministrar un poder mayor, con una duración más baja, y así prevenir posibles efectos adversos sobre los tejidos del paciente (como la quemadura de estos) o contradictorios a los esperados.

$$\text{Energía (joules)} = \text{poder (Watts)} \times \text{duración(segundos)} \quad (2)$$

Al remplazar 1 en 2, se obtiene la Ecuación 3, la cual muestra con mayor claridad como la energía que se suministra al paciente depende de la potencia, la corriente y la duración. Como ya se aclaró: la corriente es lo que desfibrila, la duración debe ser corta y la energía lo suficientemente grande como para permitirle a la corriente llegar hasta el corazón.

$$\text{Energía (joules)} = \text{potencial (volts)} \times \text{corriente(amperios)} \times \text{duración(segs)} \quad (3)$$

Finalmente en la Ecuación 4 se define la relación entre la corriente y la impedancia: a mayor impedancia menor corriente, por lo que es necesario que se aplique mayor potencia, lo que se deriva a una mayor energía por aplicar.

$$\text{Corriente (amperios)} = \frac{\text{Potencia (Volts)}}{\text{Impedancia (Ohms)}} \quad (4)$$

Esto es muy útil a la hora de calcular qué tanta energía se debe aplicar por descarga, ya que depende del paciente a quien se le va a realizar este proceso y de sus características fisiológicas y externas, pues diferentes factores pueden variar la impedancia. Aunque la impedancia del tórax es teóricamente menor a la de las extremidades, se deben considerar factores como la humedad, la rigidez de la piel y la temperatura.

La impedancia total del cuerpo en la exposición a una corriente eléctrica se define como la suma de tres impedancias en serie: impedancia de la piel en la zona de entrada; impedancia interna del cuerpo; e impedancia de la piel en la zona de salida. Teóricamente la impedancia torácica en el adulto está entre 15Ω y los 150Ω , con un promedio de 70Ω a 80Ω .

III. PLANOS Y FUNCIONAMIENTO

Para el propósito de este proyecto se llevó a cabo un análisis detallado del funcionamiento del desfibrilador, identificando las partes esenciales que participan en él para llevar a cabo su tarea fundamental, la descarga de energía.

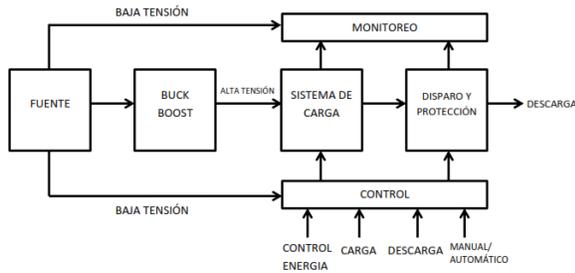
Se analizó cada una de las funciones realizadas por este equipo y se identificó qué papel cumplían para lograr el objetivo principal. Luego de ser identificadas estas partes básicas y de analizar su funcionamiento, se estudió qué tipo de componentes eran necesarios y fundamentales para lograr una emulación, a pequeña escala, del funcionamiento básico del desfibrilador. Estos componentes –y su montaje en los circuitos eléctricos– fueron identificados, gracias a sus características, como que cumplían con las tareas encontradas en el desfibrilador (se usó, entre otros: resistencias; capacitores esenciales para lograr el objetivo; diodos; transistores BJT, tanto NPN, como PNP; y amplificadores operacionales).

Se identificaron seis partes importantes para el funcionamiento básico del desfibrilador y se descartaron algunas otras que no eran consecuentes con el fin de este proyecto. Para dar una idea global de la simulación realizada se presentó el diagrama de bloques que presenta la Figura 3, donde se especifica cada parte simulada.

Inicialmente se tiene una parte esencial en el funcionamiento del desfibrilador, la fuente, que es la encargada de suministrar energía al resto de partes del circuito. Esta fuente tiene un suministro de corriente y la transporta a cada una de las partes, esencialmente para el

monitoreo, el control y el sistema encargado de la carga y descarga del equipo.

Figura 3. Diagrama de bloques del desfibrilador simulado



Esta fuente le suministra energía a un convertidor *Buck Boost*, el cual se encarga de transformar el voltaje proveniente de ésta, en un voltaje aún mayor, todo esto para surtir de una alta tensión al Sistema de Carga, el mismo que, como su nombre lo indica, es el encargado de cargar los condensadores para que cuando estos lleguen a su punto máximo de carga en cuestión de pocos segundos, dé aviso mediante el sistema de monitoreo, y el operador pueda descargarlo o el sistema pueda descargarse automáticamente, mediante el Sistema de Disparo y Protección. Este sistema se encarga de cerrar el circuito y permite que la energía almacenada por los condensadores se libere y genere una descarga eléctrica en un muy corto periodo de tiempo, similar a la de un desfibrilador, todo esto bajo la protección propia que brinda el circuito, ya que éste se encarga de controlar qué tanta energía será liberada e impedir que el emulador libere más de la que se le ha indicado, lo que pondría en riesgo a quien lo opera o al propio circuito, ya que podría generar fallas en el resto de componentes, tal como si de un desfibrilador se tratase.

Estas partes de los sistemas de carga y de disparo y protección están reguladas gracias a un sistema de control alimentado por la fuente; este control es operado directamente por el usuario, quien fija los parámetros de cuánta energía será almacenada en el sistema de carga y cuanta será descargada; el circuito funcionará, de manera automática o manual para la descarga, un accionador que permita que los condensadores inicien su carga y otro que le indique a estos que descarguen toda su carga.

Finalmente, tiene un sistema de monitoreo alimentado por la fuente, que le permite al operador monitorear en tiempo real el estado de carga de los capacitores y evaluar si es posible realizar la descarga o si aún el sistema esta descargado. Este sistema refleja el nivel de carga gracias a diodos LED, que mediante una escala previamente

ajustada, muestra de forma visual el nivel de carga en el que se encuentran los condensadores. Este sistema es muy útil para el emulador ya que, al igual que en el desfibrilador, el usuario o el mismo equipo deberá tener conocimiento del estado de carga del dispositivo y de esta manera suministrar la descarga apropiada en el momento justo, evitando así que se libere energía sin que esta tenga algún efecto en el paciente.

Todas estas partes en conjunto emulan el funcionamiento básico del desfibrilador (ver Figura 4), permiten ajustar la cantidad de energía requerida, indicarle al sistema que inicie la carga, cargar los condensadores hasta el nivel de energía indicado, monitorear en tiempo real el nivel de carga de estos (ver Figura 5), ajustar la forma de activación de la descarga (automática o manual), y finalmente realizar la descarga rápida de los condensadores.

Figura 4. Montaje del dispositivo

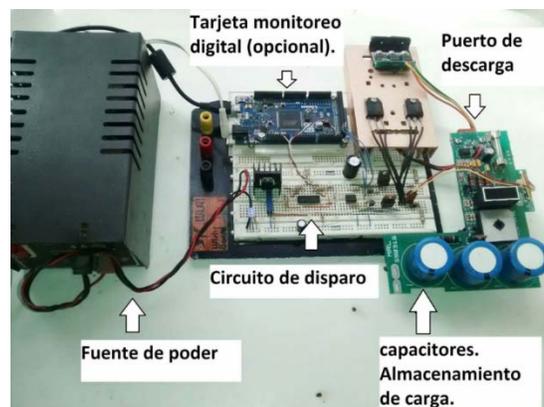


Figura 5. Resultados del monitoreo



Gracias a las características propias de los componentes electrónicos se logró calcular un rango de valores de energía que el aparato podía descargar, que fuese seguro para su uso meramente educativo y expositivo. La

Ecuación 5 representa la energía descargada por este proyecto (Deakin & Nolan, 2005):

$$\text{Energía (Joules)} = \text{Capacitancia total (Faradios)} \times \text{Voltaje}^2 \text{ (voltios)} \quad (5)$$

En esta ecuación se puede ver reflejado que la energía liberada por estos circuitos depende de la capacitancia total (es decir de la suma de la capacidad de cada uno de los condensadores usados), por el cuadrado del voltaje.

Teniendo como un valor aproximado para la constante de la capacitancia unos 30.000 μ F y una fuente de voltaje variable, se calculó la descarga mínima permitida por el capacitor hasta una descarga de alrededor 60J de energía, este valor tomado en cuenta por seguridad a la hora de las demostraciones. Finalmente, los datos obtenidos se depositaron en la Tabla 1, en la cual se refleja la relación entre voltaje y energía, con una capacitancia constante.

Tabla 1. Relación energía-voltaje

Energía (julios)	Voltaje (voltios)
10	18,00
20	25,81
30	31,62
40	36,51
50	40,82
60	44,70

IV. CONCLUSIÓN

El proyecto logró su propósito de simular y analizar el desfibrilador, una herramienta de mucha importancia, muy utilizada en medicina, diseñado para mandar pulsos de corriente directamente a una parte del cuerpo (tórax). Los desfibriladores tienen tres modos de operación: desfibrilación externa, interna y cardioversión sincronizada.

En este proyecto se simuló exitosamente el proceso de carga y descarga, y se generó con ello una señal de salida. La energía eléctrica descargada fue provista por un capacitor que se carga durante un periodo de tiempo a través de la corriente alterna.

V. REFERENCIAS

- Beinart, S. (2014, octubre 7). *Synchronized electrical cardioversion* [blog MedSpace]. Recuperado de: <http://emedicine.medscape.com/article/1834044-overview>
- Casado, J. & Serrano, A. (2006). *Urgencias y tratamiento del niño grave*. Madrid, España: Ergon.

- Deakin, C. D. & Nolan, J. P. (2005). European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 3. Electrical therapies: Automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion and pacing. *Resuscitation*, 67(1), S25-37.
- Dozo, C. (2002). Desfibrilador. En D. Corsiglia y J. Ruiz (Eds.), *Reanimación cardiopulmonar y cerebral* [4ª ed.]. Buenos Aires, Argentina: Fundación UDEC.
- Higgins, L., Herre, M., Epstein, E., Greer, S., Friedman, L., Gleva, L., & Nova, C. (2000). A comparison of biphasic and monophasic shocks for external defibrillation. *Prehospital Emergency Care*, 4(4), 305-313.
- Jara, (s.f). *Electromedicina - Desfibrilador*. Recuperado de: <http://es.slideshare.net/misho001/desfibrilador-electromedicina>
- López, J. (2013). *Manual de cuidados intensivos pediátricos*. Barcelona, España: Publimed.
- Manrique, I. (2004). *Manual de reanimación cardiopulmonar pediátrica avanzada*. Madrid, España: Ergon.
- Mejía, A. M. & Guarín, A. M. (2012). Diseño y desarrollo de un prototipo de un desfibrilador automático externo (DAE) orientado a desfibrilación de acceso público en el contexto colombiano. En: *Serie Cuadernos de Investigación. Documento 60 - 032008. Artículos de los proyectos de grado realizados por los estudiantes de ingeniería de diseño de producto que se graduaron desde el 2005-2 hasta el 2007-1* (pp. 36-40). Medellín, Colombia: EAFIT.
- Phillips B, Zideman D, Garcia-Castrillo L, Felix M, Shwarz-Schwierin V. (2001). European Resuscitation Council Guidelines 2000 for Advanced Paediatric Life Support. A statement from Paediatric Life Support Working Group and approved by the Executive Committee of the European Resuscitation Council. *Resuscitation*, 48(3), 231-234.
- Ruza, F. (2003). *Tratado de cuidados intensivos pediátricos* [3a ed.]. Madrid, España: Norma-Capitel.
- Samson, R., Berg, R., & Bingham, R. (2003). Use of automated external defibrillators for children: an update". An advisor statement from the Paediatric Advance Life Support Task Force; International Liaison Committee on Resuscitation. *Resuscitation*, 57(3) 237-243.
- Senatore, P. (2004). Mecanismos de control y adaptación para marcapasos y corazones artificiales. *Memorias del XIII Seminario de Ingeniería Biomédica*. Montevideo, Uruguay: Universidad de la República. Disponible en: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Senatore.pdf>

CURRÍCULOS

- Mery Luz Vizcaino Valencia*. Estudiante del Programa de Bioingeniería, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali.
- Juan Manuel Serna Ramirez*. Estudiante del Programa de Bioingeniería, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali.

Carlos Andrés Fory Aguirre. Estudiante del Programa de Bioingeniería, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali

Hernando José Góngora Valencia. Ingeniero Electrónico y Especialista en Electromedicina y Gestión Hospitalaria de la Universidad Autónoma de Occidente; Magister en Educación Superior de la Universidad Santiago de Cali; y Doctor en Aplicaciones Telemáticas al servicio de la Medicina, de Atlantic International University.

Juan Carlos Millán Estupiñán. Licenciado en Biología y Química; Especialista en Docencia para la Educación Superior; Magister en Epidemiología; y Magister en Educación Ambiental. Docente de tiempo completo de la Facultad de Salud de la Universidad Santiago de Cali.

Mónica Cristina Luna. Terapeuta Respiratoria de la Universidad Manuela Beltrán; Especialista en Terapia Respiratoria Pediátrica de la Fundación Universitaria del Área Andina; Especialista en Gerencia de la Salud Ocupacional de la Universidad Santiago de Cali; y Magister en Epidemiología de la Universidad del Valle. Docente de tiempo completo de la Facultad de Salud de la Universidad Santiago de Cali.