

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
INGENIERÍA DE LA SALUD

Diseño de un desfibrilador externo semiautomático

Design of a semi-automatic external defibrillator

Realizado por:

Alejandro Sánchez Marín

Tutorizado por:

Antonio Jesús Bandera Rubio

Cotutorizado por:

Camilo Andrés Ruiz Beltrán

Departamento:

Dpto. de Tecnología Electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, JUNIO 2018

Fecha defensa:

El Secretario del Tribunal

Resumen

Uno de los mayores problemas con los que tiene que combatir la salud pública es la parada cardíaca. Por parada cardíaca se entiende el cese brusco, inesperado y potencialmente reversible, del latido cardíaco. Normalmente asociado a este suceso se produce una parada respiratoria. La combinación de ambos fenómenos se denomina parada cardiorespiratoria (PCR). Por cada minuto que una persona transcurre en PCR se reducen las posibilidades de supervivencia, y se incrementa el riesgo de invalidez permanente o muerte en caso de no ser correctamente atendido. El único tratamiento efectivo es la desfibrilación, que consiste en una descarga eléctrica repentina de alto voltaje al paciente a través del músculo cardíaco, para que las fibras puedan reprogramarse y comience, a contraerse de manera simultánea. El desfibrilador es un dispositivo electrónico capaz de provocar una desfibrilación. Cualquier persona en cualquier momento puede sufrir una PCR, por lo que es importante, y así se está potenciando, el disponer de un desfibrilador a tiempo. El problema radica en el elevado coste de estos dispositivos. Con esta premisa en mente, en este Trabajo Fin de Grado se pretende diseñar e implementar un desfibrilador semiautomático, de bajo coste, basado en el popular Arduino.

Palabras clave: Paraca Cardiorespiratoria, desfibrilación, onda, alto voltaje, Arduino.

Abstract

Cardiac arrest is one of the biggest problems that public health has to deal with. Cardiac arrest is understood as the abrupt, unexpected and potentially reversible cessation of the heartbeat. A respiratory arrest usually appears associated with this event. The combination of both problems is called cardiorespiratory arrest (CRP). For every minute a person spends in CRP, the chances of survival are reduced and the risk of permanent disability or death increases if it is not properly attended. The only effective treatment is defibrillation, which consists of a sudden high-voltage electrical discharge to the patient through the heart muscle, so that the fibers can be reprogrammed and begin to contract simultaneously. The defibrillator is an electronic device capable of causing defibrillation. Anyone at any time can suffer a PCR, that is why it is important to have a defibrillator at hand. The problem lies in the high cost of these devices. With this premise in mind, the goal of this End of Degree Project is to design and implement a semiautomatic defibrillator, based on the popular Arduino, which would allow to minimize the cost of these devices.

Keywords: Cardiopulmonary Resuscitation, defibrillation, wave, high voltage, Arduino

Índice general

1. Introducción	11
1.1. Introducción al trabajo	11
1.2. Motivación	13
1.3. Objetivos	15
1.4. Tecnología empleada	15
1.5. Estructura de la memoria	16
2. Fundamentos anatómicos y fisiológicos	19
2.1. Introducción al sistema cardiovascular	19
2.1.1. Estructura básica del corazón	19
2.1.2. Frecuencia cardíaca	21
2.2. Actividad eléctrica del corazón	21
2.2.1. Sistema de conducción intrínseco	22
2.2.2. Electrocardiografía	23
2.3. Conclusiones	24
3. Las arritmias	25
3.1. Introducción	25
3.2. Arritmias supraventriculares	26
3.2.1. Fibrilación auricular	26

3.2.2.	Aleteo auricular	28
3.3.	Arritmias ventriculares	28
3.3.1.	Taquicardia ventricular	28
3.3.2.	Fibrilación Ventricular	29
3.4.	Conclusiones	30
4.	Generalidades del desfibrilador	31
4.1.	Introducción	31
4.2.	Principio físico de la desfibrilación	32
4.2.1.	Energía suministrada	32
4.2.2.	Tamaño y posición de las palas o electrodos	32
4.3.	Tipos de onda	34
4.4.	Tipos de desfibriladores	36
4.4.1.	Desfibriladores externos manuales	37
4.4.2.	Desfibriladores externos automáticos	38
4.4.3.	Desfibriladores internos	40
4.5.	Conclusiones	40
5.	Metodología y fases del proyecto	41
5.1.	Introducción	41
5.2.	Modelo conceptual	41
5.3.	Metodología	43
5.4.	Fases del proyecto	44
5.5.	Redimensión del sistema	45
5.6.	Planificación	45
5.7.	Educción de los requisitos	47
5.8.	Conclusiones	48

6. Desarrollo del proyecto	49
6.1. Introducción	49
6.2. Módulo de suministro de potencia	50
6.3. Módulo de carga	52
6.4. Módulo digital	55
6.4.1. PWM	56
6.4.2. Interacción usuario-desfibrilador	58
6.5. Módulo de descarga	59
6.6. Módulo controlador de descarga	62
6.7. Implementación del desfibrilador completo	63
6.8. Desarrollo del software	65
6.9. Diseño e implementación de la placa de circuito impreso	66
7. Resultados	69
7.1. Validación final	77
8. Conclusiones y trabajo futuro	79
8.1. Líneas de trabajo futuro	79
Bibliografía	81
Referencias	81
A. Esquemático completo en Eeschema	85
B. Archivos asociados a la PCB	87
C. Diferentes resultados en función del tiempo	91
D. Código de Arduino	97

Capítulo 1

Introducción

1.1. Introducción al trabajo

La "muerte súbita" puede ser definida como una parada cardíaca que aparece de manera inesperada en una persona que, aparentemente, se encuentra en buen estado. Existe una definición más formal, que es la utilizada en los estudios médicos: «La muerte súbita es el fallecimiento que se produce en la primera hora desde el inicio de los síntomas o el fallecimiento inesperado de una persona aparentemente sana que se encontraba bien en las 24 horas previas» (Fernández, 2014). Existen muchas causas, pero su principal motivo es una arritmia cardíaca llamada **fibrilación ventricular**, que hace que el corazón pierda su capacidad de contraerse de forma organizada, por lo que deja de latir. La víctima pierde, en primer lugar el pulso, y en pocos segundos, pierde también el conocimiento y la capacidad de respirar. Este fenómeno recibe el nombre de parada cardiorrespiratoria. Si no recibe atención inmediata, la consecuencia es el fallecimiento al cabo de unos minutos. Es una patología extraordinariamente frecuente y que, muchas veces, infraestimamos.

En España se dan alrededor de 30.000 muertes súbitas al año y cerca de 20.000 intentos de reanimación. Las medidas de reanimación cardiopulmonar pueden conseguir que siga bombeándose sangre al cerebro, la arritmia desaparezca y el paciente se recupere. Si por

fortuna sucede esto, estaremos ante una ‘muerte súbita reanimada’.

La reanimación debe empezarse de forma precoz; Por cada minuto que pasa, las posibilidades de sobrevivir disminuyen un diez por ciento, por lo que al cabo de 10 minutos estas posibilidades son mínimas. Hay excepciones, como los casos que suceden en niños, los ahogamientos, o casos relacionados con temperaturas muy bajas en los que puede haber posibilidades de sobrevivir al cabo de más tiempo. Para mejorar el pronóstico y la atención a la parada cardíaca hay definidas una serie de actuaciones que son vitales y forman parte de lo que se llama ‘cadena de supervivencia’. Estas actuaciones son :

Reconocer la parada

El primer eslabón de la cadena es saber reconocer una parada cardíaca, detectar su importancia y saber que actuar rápidamente es esencial. Ante cualquier persona desplomada hay que comprobar si respira y responde a estímulos. Si no lo hace hay que avisar al teléfono de emergencias, el 112, aclarando que es una posible parada cardíaca e indicando la localización más exacta posible. Si se hace de forma correcta, el servicio de emergencias enviará a toda velocidad un equipo.

Iniciar el masaje cardiaco

Consiste en comprimir el esternón hacia abajo unos 4-5 cm, con una cadencia de cien veces por minuto, e intentar que las compresiones sean rítmicas, regulares y sin interrupciones. El masaje cardíaco se debe mantener hasta que la víctima recupera el conocimiento o hasta que llegue la asistencia médica. Es fundamental que el masaje lo inicie la primera persona que vea la parada cardíaca y se mantengan en el tiempo. Si esperamos a una ambulancia sin hacer nada, lo más probable es que la víctima fallezca.

Usar un desfibrilador

La desfibrilación consiste en administrar al corazón una descarga eléctrica controlada con un dispositivo que se conoce como desfibrilador. Básicamente, lo que hace este dispositivo es descargar la actividad eléctrica de todas las células del corazón a la vez y, al reiniciar ‘desde cero’ la actividad del corazón, éste recupera usualmente su ritmo habitual normal. Los desfibriladores llevan usándose en medicina desde 1947, inicialmente limitados a un uso estrictamente hospitalario. Hace una década comenzaron a desarrollarse equipos portátiles y autónomos, que nos han permitido acercar la desfibrilación a la población.

Dejar que los profesionales sanitarios hagan su trabajo

Finalmente, el cuarto escalón hace referencia a las técnicas de reanimación avanzada que administra el personal sanitario. Son muy importantes, pero si no se ha mantenido al paciente con vida durante los minutos que puede tardar en llegar una ambulancia, en la mayoría de los casos serán inútiles (Fernández, 2014).

En España, entre 1.500 y 3.000 personas salvarían la vida cada año con una buena reanimación cardiopulmonar.

1.2. Motivación

En cualquier momento y en cualquier lugar puede producirse una parada cardiorespiratoria, por lo que disponer de un desfibrilador puede ser la diferencia entre la vida o la muerte de un paciente. El problema radica en el elevado coste que supone adquirir estos dispositivos para cualquier administración, sea tanto del ámbito público como privado. En la Tabla 1.1 se muestran los precios de la gama más popular de desfibriladores que se encuentran actualmente en el mercado.

Nombre del desfibrilador	Precio (€)	Ilustración
REANIBEX 300 Estandar	1974,72	
LIFE-POINT	1109,99	
ZOLL AED PLUS	1573,00	
DESA CU-SP2	2358,99	

Tabla 1.1: Precios de los desfibriladores semiautomáticos actuales.

Todos los datos anteriores, así como las imágenes, han sido obtenidos del portal *Quirumed*, sitio web referente a nivel nacional e internacional en la distribución y comercialización de material médico y productos para la salud y la belleza (Quirumed, s.f.).

Con esta premisa en mente, en este Trabajo Fin de Grado se pretende diseñar y montar un prototipo de desfibrilador semiautomático, que permita minimizar los costes de dichos dispositivos, sin perder funcionalidad.

1.3. Objetivos

Los objetivos planteados en este Trabajo de Fin de Grado (TFG) son:

- Explicar el funcionamiento del corazón, partiendo de los conocimientos más básicos, como es la circulación sanguínea, hasta los más complejos, como el ritmo cardíaco o el electrocardiograma.
- Exponer las principales enfermedades asociadas al ritmo cardíaco, así como su tratamiento más eficaz.
- Describir qué es y cómo actúan los desfibriladores, además se hará un recorrido por los tipos de onda y los tipos de desfibriladores que hay en el mercado actualmente.
- Desarrollar un prototipo de desfibrilador semiautomático compuesto por diferentes módulos electrónicos. Por cada uno de ellos se planteará un posible diagrama eléctrico (esquemático) que será implementado en protoboard para verificar su correcto funcionamiento.
- Programar el software necesario en Arduino para conseguir generar la correcta onda de desfibrilación. Para ello, el código se desarrollará en el entorno de desarrollo integrado (IDE) proporcionado por Arduino, el cual posee una gran comunidad de usuarios que pueden aportar soluciones y está caracterizado fundamentalmente por su versatilidad.
- Diseñar e implementar una placa de circuito impreso de los esquemáticos desarrollados en las fases previas, implementados para su verificación sobre la protoboard.

1.4. Tecnología empleada

La tecnología que ha sido utilizada en dicho proyecto se enumera a continuación. No se hace una descripción detallada de cada una de ellas, proporcionándose detalles al describir

el módulo en el que será utilizado:

- **Arduino.**
- **PWM.**
- **Lenguaje C++.**
- **Reguladores de voltaje.**
- **MOSFETs de potencia.**
- **Transformador.**
- **Optoacoplador.**
- **Kicad.**

1.5. Estructura de la memoria

Este TFG se estructura en diferentes capítulos, cada uno enfocado en presentar una serie de conceptos.

- **Capítulo 2. Fundamentos anatómicos y fisiológicos.** Se explica la teoría del funcionamiento del corazón, partiendo de los diferentes compartimentos que componen el miocardio, hasta una explicación fisiológica de como se forma un pulso cardíaco.
- **Capítulo 3. Las arritmias.** Se exponen las enfermedades más comunes y peligrosas relacionadas con la frecuencia cardíaca.
- **Capítulo 4. Generalidades del desfibrilador.** Se profundiza sobre qué es un desfibrilador, su principio de funcionamiento, los tipos de ondas más habituales y los tipos de desfibriladores que hay en el mercado.

- **Capítulo 5. Metodología y fases del proyecto.** Se explica cómo se va a desarrollar el proyecto, explicando el funcionamiento básico del sistema a diseñar, la metodología empleada, las fases, su planificación y los requisitos a cumplir.
- **Capítulo 6. Desarrollo del proyecto.** Se profundiza en cada una de las fases, añadiendo los resultados obtenidos y unas conclusiones finales.
- **Capítulo 7. Resultados.** Se presentan los resultados de las pruebas de verificación de requisitos y validación del prototipo.
- **Capítulo 8. Conclusiones y trabajo futuro.** Se exponen las conclusiones extraídas del desarrollo del presente trabajo y las líneas de trabajo futuro.
- Finalmente, el documento se cierra con las **referencias bibliográficas** que han guiado este trabajo y con los **archivos asociados** al diseño del circuito electrónico, el **software desarrollado**, y el **presupuesto final**.

Capítulo 2

Fundamentos anatómicos y fisiológicos

2.1. Introducción al sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular es una de las estructuras fisiológicas más importantes del cuerpo humano, compuesta por el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre. Las principales funciones de las que este sistema se encarga son el transporte de gases, el aporte de nutrientes y la eliminación de los productos de desecho (Mulrone y A.K., 2011).

2.1.1. Estructura básica del corazón

El corazón humano consta de cuatro cámaras: dos cámaras superiores llamadas **aurículas**, y dos inferiores, llamados **ventrículos**. Las aurículas superiores son principalmente cámaras receptoras. Como norma, no son importantes para el bombeo del corazón. Los ventrículos son las cámaras de descarga, o bombas reales del corazón. El séptum que divide el corazón longitudinalmente se denomina **séptum interventricular** o **séptum interauricular**, en función de las cámaras que separe (Tortora y Derrickson, 2011).

Válvulas cardíacas

El corazón dispone de cuatro válvulas, que permiten que la sangre fluya en una sola dirección a través de las cámaras cardíacas; de las aurículas a los ventrículos y de los ventrículos hacia las grandes arterias que salen de ellos. Las **válvulas auriculoventriculares (AV)** están ubicadas entre la cámara auricular y ventricular de cada lado. Estas válvulas evitan que la sangre retorne a las aurículas cuando los ventrículos se contraen. La válvula AV izquierda, debido a que posee dos valvas o colgajos, se conoce como **válvula bicúspide** o **mitral**, mientras que la válvula AV derecha recibe el nombre de **válvula tricúspide** por poseer tres valvas. Ambas válvulas están ancladas a los músculos papilares gracias a las **cuerdas tendinosas**. El segundo conjunto de válvulas, las **válvulas semilunares (SL)**, se encuentran localizadas en las bases de las dos grandes arterias que salen de las cámaras ventriculares. Evitan que la sangre arterial vuelva a entrar en los ventrículos, cuando éstos se relajen. Por lo tanto se conoce como **válvula aórtica** a la que separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta, mientras que la **válvula pulmonar** distingue el ventrículo derecho de la arteria pulmonar. Ambas están formadas por tres valvas (Marieb, 2008). Todas estas estructuras pueden visualizarse en la Figura 2.1.

Flujo sanguíneo

Para lograr el flujo de la sangre por todo el organismo, en el corazón ocurren una serie de contracciones producto de impulsos eléctricos transmitidos por el sistema nervioso. Estas contracciones son:

- La **sístole auricular**: las aurículas se contraen y proyectan la sangre hacia los ventrículos.
- La **sístole ventricular**: los ventrículos se contraen expulsando la sangre hacia el aparato circulatorio.

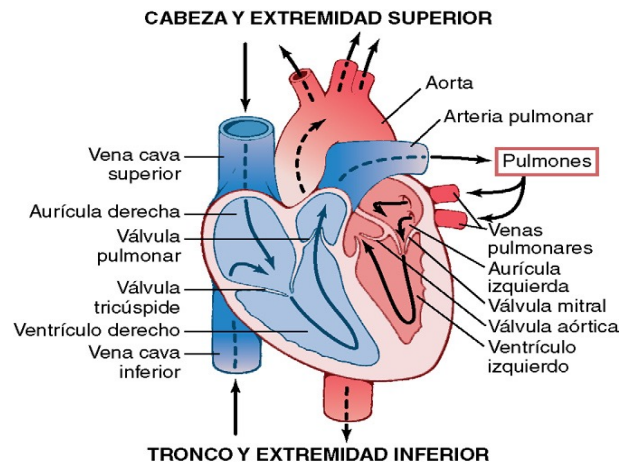


Figura 2.1: Esquema general de la circulación sanguínea a través del corazón (Hall y Guyton, 2011).

- La **diástole**: es la relajación de todas las partes del corazón para permitir la llegada de nueva sangre.

Todo este proceso se conoce como **latido** del corazón.

2.1.2. Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca es la cantidad de latidos por unidad de tiempo y se expresa según la ecuación 2.1. Normalmente la unidad usada es **latidos por minuto**.

$$f = \frac{\text{pulsaciones}}{t} \quad (2.1)$$

2.2. Actividad eléctrica del corazón

En este apartado y el siguiente se va a explicar como se produce el latido fisiológicamente. El corazón está dotado de un sistema especial para **generar** impulsos eléctricos¹ responsables de la contracción del músculo cardíaco, y para **conducir** estos estímulos

¹Los impulsos eléctricos también son conocidos como potenciales de acción.

rápidamente por todo el corazón. Por lo tanto, las células musculares cardíacas se pueden diferenciar en dos tipos según su especialización:

- Células contráctiles, que constituyen el 99 % de las células musculares cardíacas, y que hacen el trabajo mecánico de contraerse para bombear sangre. Estas células no inician los potenciales de acción.
- Células autorríticas, que no se contraen, sino que están especializadas en iniciar y conducir los potenciales de acción responsables de la contracción de las células contráctiles.

Este sistema se conoce como **sistema de conducción intrínseco**. Sin embargo, este sistema puede lesionarse en las cardiopatías. La consecuencia es, con frecuencia, una alteración del ritmo cardíaco o una secuencia anormal de contracción de las cavidades cardíacas. En ocasiones puede producir una alteración grave de la eficacia de la función de bomba del corazón, llegando hasta el grado de producir la muerte (Hall y Guyton, 2011).

2.2.1. Sistema de conducción intrínseco

Como se ha mencionado anteriormente el sistema de conducción intrínseco permite la contracción muscular de las fibras cardíacas² a partir de un impulso nervioso generado por el propio corazón. Los componentes más importantes de este sistema son:

- Una pequeña región de tejido con forma de media luna denominado **nodo Sinoauricular (SA)**, ubicado en la aurícula derecha.
- El **nodo Auriculoventricular (AV)** en la unión de las aurículas y los ventrículos.
- El **fascículo Auriculoventricular (fascículo AV)** o **haz de His** y las ramas de los fascículos derecho e izquierdo ubicadas en el séptum interventricular.

²El concepto de fibra solo se aplica a las células que pertenecen al tejido muscular.

- Las **fibras de Purkinje**, que se propagan en el músculo de las paredes ventriculares.

El nodo SA es una diminuta masa celular con un trabajo descomunal. Puesto que cuenta con el mayor índice de despolarización de todo el sistema, empieza cada latido cardíaco y establece el ritmo de todo el corazón. En consecuencia, el nodo SA a menudo se denomina marcapasos. Desde el nodo SA, los impulsos se propagan a través de las aurículas hasta el nodo AV y, a continuación, se contraen las aurículas. En el nodo AV, el impulso se retrasa brevemente para darle tiempo a las aurículas a que terminen la contracción. Después, pasa rápidamente a través del fascículo AV, las ramas del fascículo y las fibras de Purkinje, lo que provoca una contracción de los ventrículos que empieza en el ápice cardíaco y se desplaza hacia las aurículas. Esta contracción expulsa la sangre con eficacia por la parte superior en las grandes arterias que salen del corazón (Hall y Guyton, 2011).

2.2.2. Electrocardiografía

A medida que los impulsos nerviosos se propagan a través del corazón, generan corrientes eléctricas que pueden ser detectadas desde la superficie corporal. Un **electrocardiograma (ECG o EKG)** es un registro que recoge las señales eléctricas. El ECG es una representación de los impulsos nerviosos producidos por todas las fibras musculares cardíacas durante cada latido. El instrumento utilizado para grabar estos cambios es el electrocardiograma (Tortora y Derrickson, 2011). Un ECG normal consta de:

- Una **onda P**, causada por la despolarización auricular.
- Un **complejo QRS**, que representa la despolarización ventricular.
- Una **onda T**, que representa la repolarización ventricular.

En el ECG normal, cada onda P provoca la aparición de un complejo QRS y una onda T. (Mulroney y A.K., 2011)

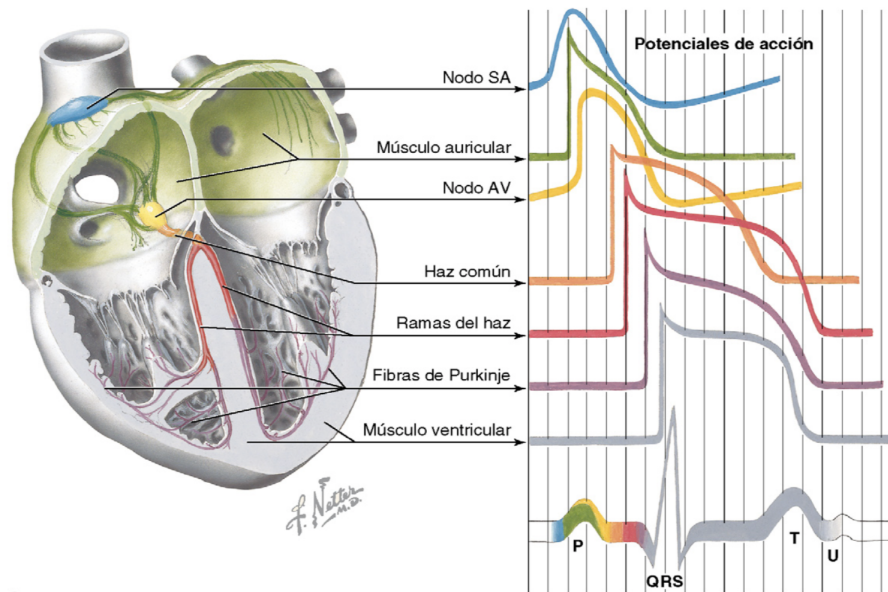


Figura 2.2: Potenciales de acción asociados a la despolarización de cada zona del corazón, generando la onda ECG (Mulrone y A.K., 2011).

2.3. Conclusiones

En este capítulo se ha desarrollado brevemente la teoría para entender el funcionamiento del corazón, avanzando de lo más general, como son las partes del corazón, a lo más específico, que es entender cómo se forma el pulso cardíaco.

Capítulo 3

Las arritmias

3.1. Introducción

Cuando la frecuencia cardíaca o el ritmo de los latidos del corazón, no es el correcto, se dice que se padece una **arritmia**. Durante una arritmia el corazón puede latir demasiado rápido, demasiado despacio o de manera irregular. La bradicardia se refiere a una frecuencia cardíaca en reposo por debajo de 60 latidos por minuto (lpm. Figura 3.1), y la taquicardia es una frecuencia cardíaca en reposo mayor de 100 lpm. Figura 3.2). (Mulrone y A.K., 2011).



Figura 3.1: Braquicardia (Mateo, s.f.).



Figura 3.2: Taquicardia(Mateo, s.f.).

La mayoría de las arritmias son inofensivas, pero algunas pueden ser graves e incluso poner en peligro la vida. Durante una arritmia es posible que el corazón no pueda bombear suficiente sangre al resto del cuerpo. La falta de circulación de la sangre puede causar daños en el cerebro, el corazón y otros órganos. Los dos tipos de arritmia más peligrosos son las arritmias supraventriculares y las arritmias ventriculares.

3.2. Arritmias supraventriculares

Las arritmias supraventriculares son taquicardias que comienzan en las aurículas o en el nódulo auriculoventricular. Entre las arritmias supraventriculares destacan la fibrilación auricular y el aleteo auricular.

3.2.1. Fibrilación auricular

La fibrilación auricular es el tipo más frecuente de arritmia grave. Es una contracción muy rápida e irregular de las aurículas. En la fibrilación auricular, el impulso eléctrico del corazón no comienza en el nódulo sinoauricular, sino en otra parte de la aurícula o en las venas pulmonares cercanas. Por tanto, los impulsos no se desplazan como lo harían normalmente. Pueden diseminarse por las aurículas de manera rápida y desorganizada, lo que hace que las paredes de las aurículas vibren (es decir, fibrilen) muy rápido en vez de latir normalmente. Como resultado, las aurículas no pueden bombear sangre a

los ventrículos de la manera adecuada. Hay que añadir que algunos de estos impulsos eléctricos anormales pueden pasar a los ventrículos, haciéndolos latir demasiado rápido y con un ritmo irregular, como muestra a modo de ejemplo la Figura 3.3.

Por lo general, la fibrilación auricular no pone en peligro la vida, pero puede ser peligrosa si hace que los ventrículos latan demasiado rápido. Hay dos complicaciones graves de la fibrilación auricular: los accidentes cerebrovasculares y la insuficiencia cardíaca.

- En la fibrilación auricular la sangre se puede acumular en las aurículas y pueden formarse coágulos. Si un coágulo se desprende y llega al cerebro, puede causar un accidente cerebrovascular (que también se conoce como derrame o ataque cerebral).
- La insuficiencia cardíaca se produce si el corazón no puede bombear suficiente sangre para atender las necesidades del cuerpo. La fibrilación auricular puede causar insuficiencia cardíaca porque los ventrículos laten demasiado rápido y no pueden llenarse completamente de sangre. Esto produce que no se pueda bombear suficiente sangre a los pulmones y al resto del cuerpo.

Es importante notar que, en muchos casos, la fibrilación auricular y otras arritmias supraventriculares pueden ocurrir sin razón evidente.

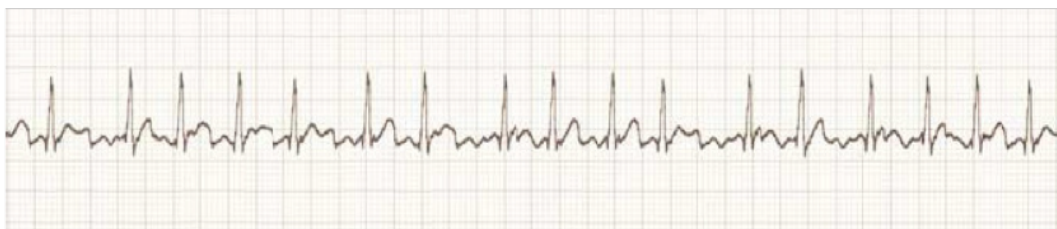


Figura 3.3: Fibrilación auricular (Mateo, s.f.).

3.2.2. Aleteo auricular

El aleteo auricular se parece a la fibrilación auricular. Sin embargo, los impulsos eléctricos se diseminan por las aurículas a un ritmo rápido y uniforme, en vez de hacerlo a un ritmo irregular, como se muestra en la Figura 3.4. El aleteo auricular es mucho menos frecuente que la fibrilación auricular, pero tiene síntomas y complicaciones similares.

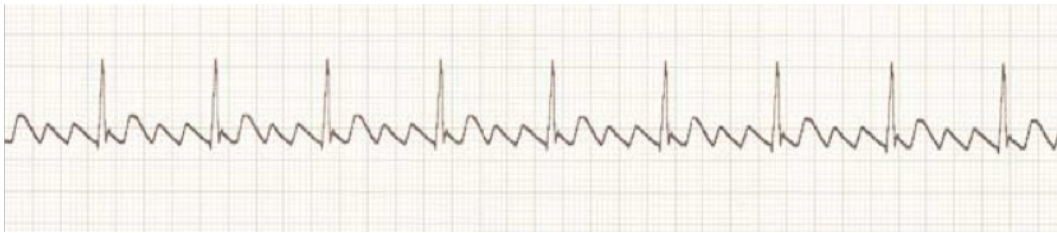


Figura 3.4: Aleteo auricular (Mateo, s.f.).

3.3. Arritmias ventriculares

Estas arritmias comienzan en los ventrículos, que son las cavidades inferiores del corazón. Pueden ser muy peligrosas, y por lo general, **requieren atención médica inmediata**. Las arritmias ventriculares comprenden la taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular. Las enfermedades coronarias, el ataque cardíaco, o el debilitamiento del músculo cardíaco son los principales problemas que pueden causar arritmias ventriculares.

3.3.1. Taquicardia ventricular

La taquicardia ventricular es un latido rápido y uniforme de los ventrículos (la Figura 3.5) que puede durar unos pocos segundos. Unos cuantos latidos de taquicardia ventricular normalmente no causan problemas. Sin embargo, los episodios que duran más de unos segundos pueden ser peligrosos. La taquicardia ventricular puede transformarse en otras arritmias más graves, como la fibrilación ventricular.



Figura 3.5: Taquicardia ventricular (Mateo, s.f.).

3.3.2. Fibrilación Ventricular

La fibrilación ventricular se presenta si unos impulsos eléctricos desorganizados hacen que los ventrículos vibren en vez de bombear sangre normalmente (la Figura 3.6). Si los ventrículos no bombean sangre al cuerpo, en pocos minutos la persona puede tener un **paro cardíaco** y morir. (NHBLI, s.f.).

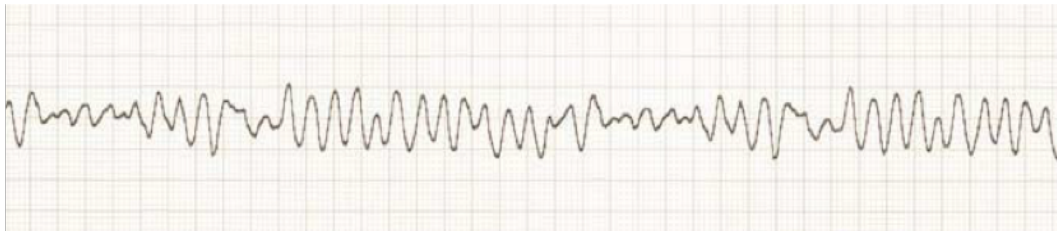


Figura 3.6: Fibrilación ventricular (Mateo, s.f.).

Normalmente asociado a este suceso se produce una parada respiratoria, debido a que, al dejar de latir el corazón, automáticamente cesan todas las actividades fisiológicas, incluyendo los pulmones. La combinación de ambos fenómenos se denomina **parada cardiorrespiratoria (PCR)**.

Por cada minuto que una persona transcurre en PCR se reducen las posibilidades de supervivencia y se incrementa el riesgo de invalidez permanente o muerte en caso de no ser correctamente atendido. Por lo tanto, para prevenir la muerte es necesario tratar de

inmediato al paciente con una descarga eléctrica al corazón, que detenga la actividad de éste para que, al retornar su funcionamiento, confiar en que lo haga de forma normal.

3.4. Conclusiones

En este capítulo se ha hecho una revisión de los tipos de arritmias más peligrosas, destacando la **fibrilación ventricular** como la **más peligrosa**, ya que si no se actúa con rapidez puede incapacitar a una persona de por vida o incluso matarla.

Capítulo 4

Generalidades del desfibrilador

4.1. Introducción

En este capítulo se explicará el principio de funcionamiento de los desfibriladores, el tipo de onda y los tipos de desfibriladores que hay en el mercado. Un **desfibrilador** es un dispositivo que administra, de manera programada y controlada, una **descarga o choque eléctrico** a un paciente, con el fin de volver a un ritmo cardíaco normal una arritmia cardíaca. Si este choque eléctrico es aplicado con el fin de sacar a un paciente de un cuadro de fibrilación ventricular, se le denomina **desfibrilación**, y si se emplea para el tratamiento de alguna otra arritmia, como la fibrilación auricular, aleteo auricular o la taquicardia ventricular, se le llama entonces **cardioversión**. En la Figura 4.1 se observa claramente el principio de funcionamiento de un desfibrilador.

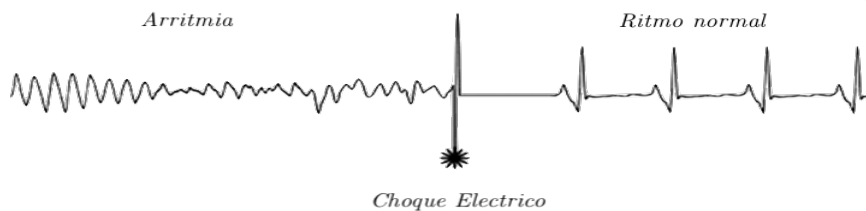


Figura 4.1: Efecto de la desfibrilación sobre el ritmo cardíaco. Fuente propia

4.2. Principio físico de la desfibrilación

La descarga repentina que el corazón recibe se trata básicamente de una corriente de electrones, que se mide en amperios. Si esta corriente se aplica con un potencial eléctrico determinado, medido en voltios, y en un periodo de tiempo determinado, en segundos, se obtiene una energía determinada, en julios. La despolarización del corazón solo se producirá cuando pase por él la suficiente corriente de electrones, que dependerá tanto de la mencionada energía del choque, como de la impedancia o resistencia transtóraca en el caso de que se usen palas colocadas en el pecho, tal como se observa en la Figura 4.2. La resistencia transtóraca, que se define como la resistencia que presenta el tórax al paso de corriente eléctrica por él, presenta un valor promedio es de 50 ohmios.

La impedancia transtóraca es una variable que puede afectar el resultado final del procedimiento, y se encuentra determinada por varios factores entre los que destacan: la energía suministrada, el tamaño de palas y su posición.

4.2.1. Energía suministrada

En la mayoría de los casos, el nivel de energía recomendada para cardiovertir una arritmia para el primer intento es de 100 Joules, con incrementos graduales de energía para las descargas subsecuentes, si llegasen a ser necesarias. Sin embargo existen ciertas arritmias en el que dicho nivel varía. Por ejemplo, en el caso del aleteo auricular se recomienda que el choque inicial sea de 50 Joules. Para la taquicardia ventricular y la fibrilación ventricular se requiere de unos niveles de 200 Joules. Superar los 360 J es perjudicial para el corazón.

4.2.2. Tamaño y posición de las palas o electrodos

Mientras más grande sean las palas, menos resistencia ofrecerán al paso de la corriente. Sin embargo, un tamaño excesivo puede causar problemas para su adecuado y total

contacto con la pared torácica, como por abrir la posibilidad de que existan de diferentes vías de paso de corriente que no pasen por el corazón, con consecuencias catastróficas para el organismo.

Para adultos el tamaño ideal es de un rango entre 8,5 a 12 cm de diámetro. Para niños se podría predecir que, al presentar menos torax, necesitan palas más pequeñas, pero estudios recientes han demostrado mejores resultados con palas del mismo tamaño para adultos en niños mayores de un año y con peso mayor a 10 Kg. (Orozco y Cardona, 2008)

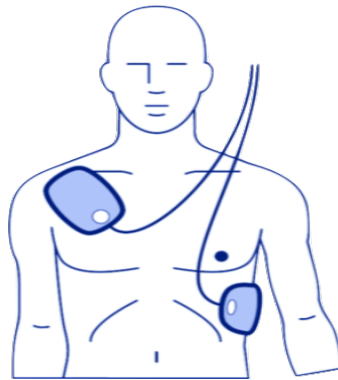


Figura 4.2: Colocación de las palas. Elaboración propia

La posición de las palas debe optimizar el paso de la corriente eléctrica a través del corazón. La posición más recomendable de las palas es la llamada **anterior-ápex**. Una de las palas, llamada **pala estenal**, se coloca en la parte alta del hemitórax derecho, cubriendo la mitad derecha del manubrio del esternón y la porción vecina de la región infraclavicular derecha. La otra pala, llamada **pala del ápex**, se aplica a la izquierda del pezón izquierdo y con el centro de la pala en la línea axial media. (Orozco y Cardona, 2008)

4.3. Tipos de onda

Desde los años sesenta hasta la actualidad se ha empleado predominantemente la forma de **onda monofásica**. Dentro de este grupo predominan dos tipos básicos de formas de onda, la **monofásica amortiguada sinusoidal**, Figura 4.3, en el que el flujo de corriente vuelve a cero gradualmente, y la **monofásica truncada exponencial**, Figura 4.4, que es cortada electrónicamente antes de que el flujo de corriente alcance el cero.

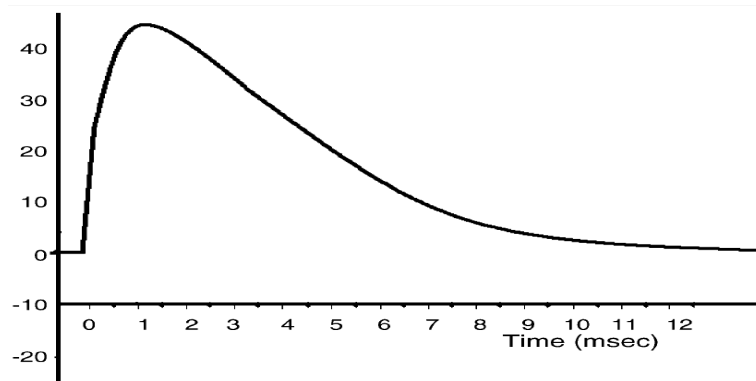


Figura 4.3: Típica onda monofásica amortiguada sinusoidal (Carranza, 2013).

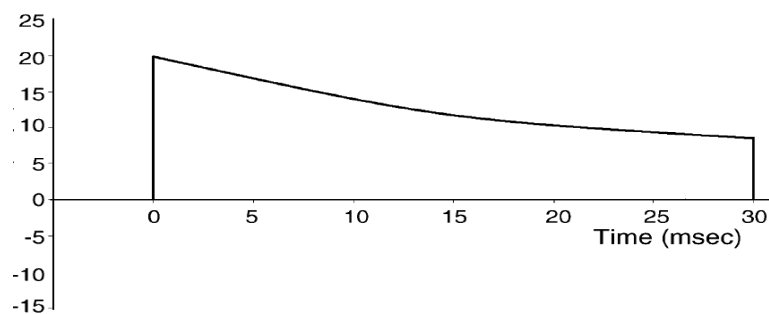


Figura 4.4: Típica onda monofásica exponencial truncada (Carranza, 2013).

Sin embargo, las formas de onda bifásica tienden a imponerse en los últimos diez años, siendo la más usada la **exponencial bifásica truncada**, Figura 4.5.

Se trata del primer tipo de forma de onda bifásica que empezó a usarse aunque, actualmente, sigue siendo la más difundida. Su amplia difusión tiene que ver con su eficacia y sencillez, aunque los pacientes lo paguen recibiendo una **mayor dosis de energía** en sus cuerpos, con todas las consecuencias posteriores. La mayoría de los equipos en el mercado que usan esta forma de onda tienen una energía máxima de 360 Joule.

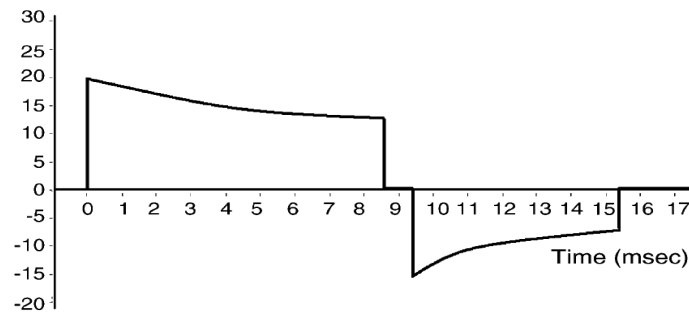


Figura 4.5: Típica onda bifásica exponencial truncada (Carranza, 2013).

Para minimizar la dispersión de corrientes pico y media en pacientes con diferentes impedancias, el fabricante Zoll justifica la creación de su **onda bifásica rectilinea**, Figura 4.6, explicando que tiene el mismo nivel de eficacia que la anterior para menor energía según evidencia clínica aportada por el fabricante (ZOLL, s.f.). Básicamente, limita la corriente de la primera fase a una ventana de valor máximo y mínimo y propone una duración fija para ambas fases. La energía máxima de estos equipos es de 200J.

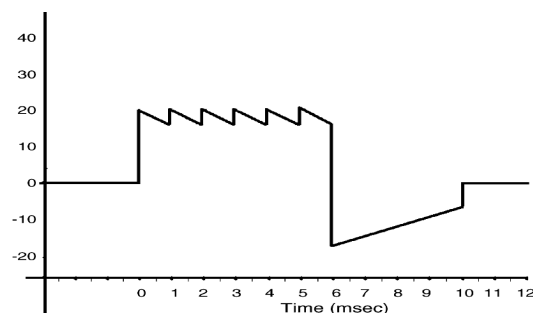


Figura 4.6: Típica onda bifásica rectilinea desarrollada por el fabricante Zoll (Carranza, 2013).

Tomando las recomendaciones del ERC 2005, el fabricante Primedic establece una forma de **onda de corrientes** y duraciones constantes para ambas fases. Se observa un ejemplo de ella en la Figura 4.7. La energía máxima es también de 360J. (Carranza, 2013)

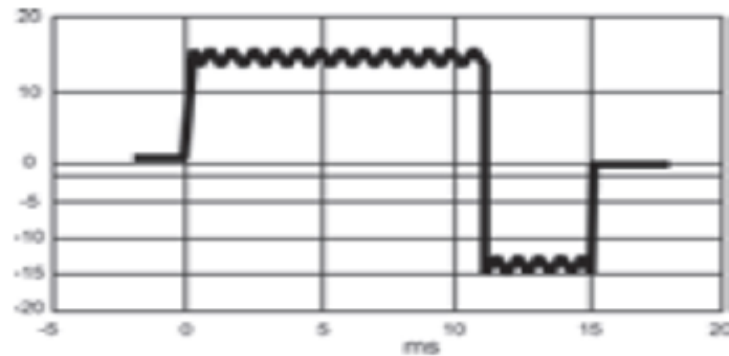


Figura 4.7: Típica onda de corriente bifásica desarrollada por el fabricante Primedic (Carranza, 2013).

Puede concluirse, de lo expuesto hasta aquí, que cada fabricante provee una forma de onda distinta, lo que normalmente no quiere decir que unas sean mejores que otras simplemente son diferentes. Analizando la definición de desfibrilación previamente expuesta, el tipo de onda que más concuerda con dicha definición es la onda **monofásica exponencial truncada**, ya que consiste en una descarga durante un periodo corto de tiempo. A diferencia de la exponencial bifásica truncada, los pacientes reciben **mucho menos dosis de energía**.

4.4. Tipos de desfibriladores

En función de cómo se suministre la descarga eléctrica al corazón existen diferentes tipos de desfibriladores:

- **Externos:** La descarga se realiza sobre la superficie del paciente.

- **Manuales**(DEM): a través de palas en el pecho del paciente.
 - **Automáticos** (DEA): mediante electrodos colocados en el torso del paciente. No requieren acción del usuario.
 - **Semiautomáticos** (DESA): mediante electrodos colocados en el torso del paciente. Requieren acción del usuario.
- **Internos** (DAI): los electrodos pueden ser colocados directamente sobre el corazón.

4.4.1. Desfibriladores externos manuales

Este tipo de equipos dan salida a la descarga eléctrica mediante un cable que termina en unas palas que se aplican directamente al tórax del paciente, Muchos de estos modelos cuentan, de manera integrada a su estructura, con un monitor ECG que se conecta al paciente, permitiendo la monitorización continua en pantalla. Dado lo anterior, muchos médicos prefieren llamar a estas máquinas como monitor-desfibrilador. Ahí que destacar que estos equipos requieren que sean manejados por personal cualificado, por ejemplo, el personal sanitario. En la Figura 4.8 se observa un desfibrilador con las características previamente mencionadas.



Figura 4.8: Desfibrilador manual Heartstart con monitoreo ECG de la casa Philips (Supply, s.f.)

4.4.2. Desfibriladores externos automáticos

En estos últimos años, se han diseñado modelos avanzados de desfibriladores, llamados desfibriladores externos automáticos (DEA), los cuales se distinguen de los manuales convencionales en:

- Emplean siempre electrodos de descarga que son autoadheribles a la piel del tórax del paciente, permitiendo la desfibrilación o cardioversión sin necesidad de que el operador del equipo toque físicamente al paciente.
- Un microprocesador interno que analiza el ritmo cardíaco del paciente y avisa al operador de que existe presencia de alguna arritmia.

Desfibriladores externos automáticos

Los **automáticos**, propiamente dichos, los cuales, según el modelo, permiten:

- Detectar la presencia de alguna arritmia y proceder automáticamente, sin intervención del operador.
- Cargar el nivel de energía requerido.
- Proceder a aplicar la desfibrilación automáticamente al paciente.

Uno de los DEA más habituales son los desfibriladores de la compañía PowerHeart. La Figura 4.9 muestra uno de ellos.



Figura 4.9: Desfibrilador externo automático AED G3 PRO con monitorización del ECG, de la compañía PowerHeart (Expo, s.f.-a).

Desfibriladores externos semiautomáticos

Los **desfibriladores externos semiautomáticos** (DESA) requieren una mayor participación del operador, el cual debe oprimir un botón para que el instrumento pueda descargar el choque eléctrico sobre el paciente. Versiones más actuales permiten, al igual que los automáticos, detectar la presencia de arritmias malignas e informar al operador para que éste proceda a presionar el botón, desencadenando todo el proceso. La Figura 4.10 muestra un DESA muy común.



Figura 4.10: Modelo externo semiautomático AED-3100 de la empresa Cardiolife (Expo, s.f.-b).

4.4.3. Desfibriladores internos

Estos desfibriladores funcionan de la misma manera que los automáticos, pero tienen la particularidad de que se implantan sobre el propio corazón, de manera semejante a un marcapasos, en pacientes con historial de arritmias malignas. Se programan para aplicar la cardioversión y/o desfibrilación según se requiera, con choques eléctricos que se aplican directamente sobre la superficie del miocardio. Un claro ejemplo de estos desfibriladores se muestra en la Figura 7.2 (Orozco y Cardona, 2008).



Figura 4.11: Modelo interno de la firma Medtronic (Orozco y Cardona, 2008).

En mi opinión, creo que el mejor tipo de desfibriladores son los externos semiautomáticos, ya que considero que los automáticos no permiten apenas interacción, cosa que los semiautomáticos sí permiten, al dejar en manos del profesional la opresión de un botón para desfibrilar.

4.5. Conclusiones

Como conclusión del capítulo hay que entender un desfibrilador como un dispositivo capaz de **generar una determinada onda**, estando diseñado, para **aplicar dicha onda en una zona específica** del cuerpo humano.

Capítulo 5

Metodología y fases del proyecto

5.1. Introducción

Este capítulo sirve como guía de todo el proceso de diseño de un sistema de desfibrilación. Una vez analizado qué hará el desfibrilador y cómo lo hará, se plasmarán las características específicas de nuestra propuesta en una relación de requisitos. Una vez educidos los requisitos, se comentará como se va a desarrollar el proyecto, resumiendo brevemente las diferentes fases del mismo.

Además es necesario planificar el tiempo que se va a dedicar a cada actividad, permitiendo una mejor coordinación de todas ellas, y priorizando aquellas actividades que sean más importantes, pues será también importante terminar el proceso de diseño y desarrollo en un plazo preestablecido.

5.2. Modelo conceptual

Para explicar el modelo conceptual del sistema, se ha utilizado el esquema de caja negra en la que se aclaran las entradas y salidas sin tener en cuenta el funcionamiento interno del sistema.

El modelo de caja negra se aplica a proyectos que se fundamentan en uno o varios conceptos que el sistema debe cumplir.

La Figura 5.1, muestra la caja negra del desfibrilador, que consta de tres entradas:

- Una para el **voltaje**, proveniente de una batería o generador.
- Una segunda para el **control de ese voltaje**.
- Una tercera para el **control del tiempo de descarga** con una forma de onda concreta, que será la salida del sistema.

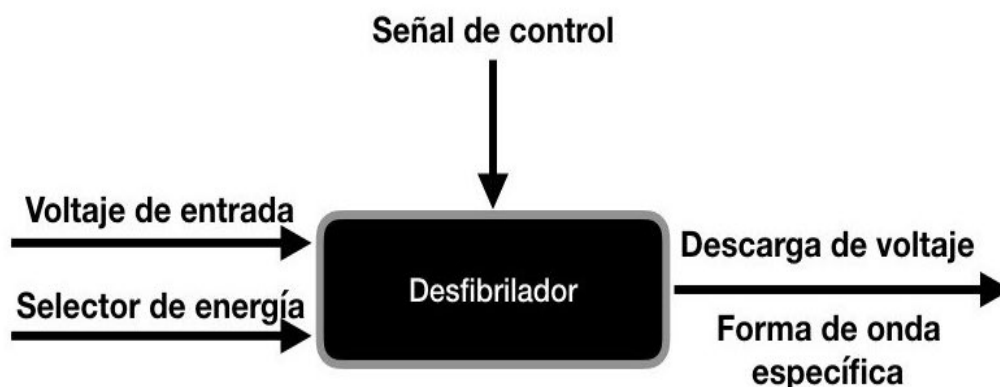


Figura 5.1: Caja negra del desfibrilador. Elaboración propia, diseñado con la aplicación Keynote de Apple.

El bloque desfibrilador constará de varios módulos: uno que adecuará el voltaje recibido, llamado **módulo de suministro de voltaje**, cuya salida alimentará al **módulo de carga** del sistema, controlado siempre por el **módulo digital**. Después existe un **módulo de descarga** de voltaje sobre el paciente. El tiempo de descarga será controlado por el **módulo controlador de descarga**, tal como se ve en la Figura 5.2

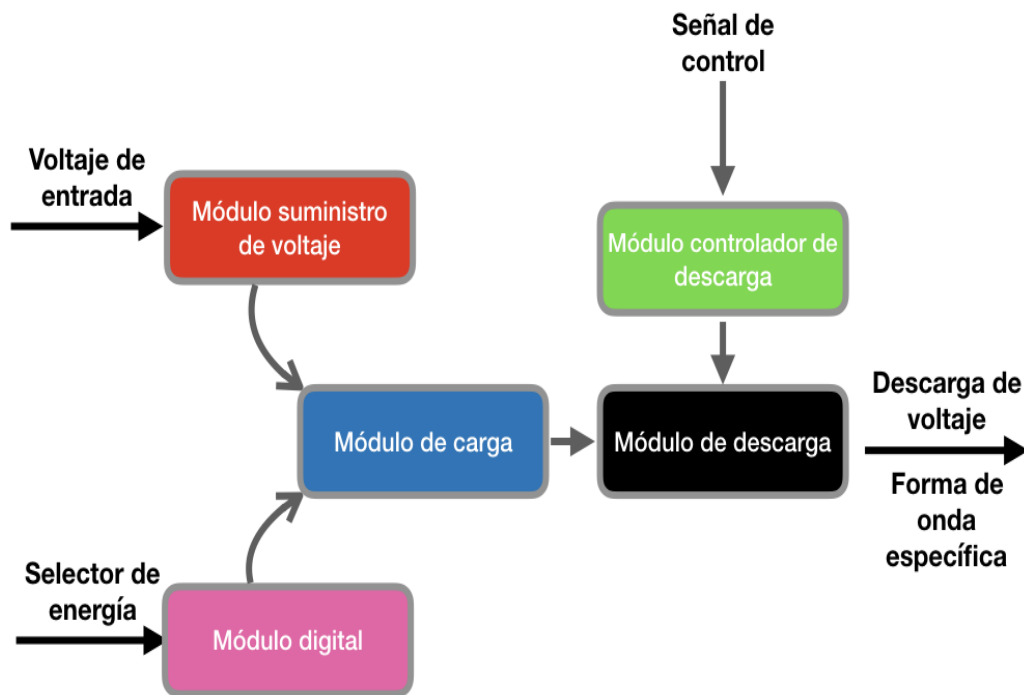


Figura 5.2: Interior de la caja negra del desfibrilador. Elaboración propia.

5.3. Metodología

La metodología a seguir durante todo el proyecto será la basada en la combinación de una metodología más tradicional con una metodología ágil, que se trata de un tipo particular de metodología iterativa. Esta última consiste en dividir todo el proceso de desarrollo en iteraciones o fases de trabajo, en las que se diseñará y desarrollarán una serie de objetivos en concreto, en las que pueden variar tanto los requisitos como las soluciones con el transcurso del tiempo. El resultado de cada iteración, es un fragmento del proyecto, al que se someterá a una serie de pruebas para comprobar su funcionamiento, tal y como se muestra en la Figura 5.3. Una vez verificados, se irán combinando con el resultado del resto de iteraciones para ir completando todo el proyecto de manera incremental.



Figura 5.3: Filosofía de la metodología ágil (J., s.f.).

5.4. Fases del proyecto

Dichas iteraciones llevan asociadas una serie de actividades que consumen tanto tiempo como recursos. Por lo tanto, para lograr completar todos los requisitos propuestos, todas las actividades deben de estar coordinadas entre sí, ya que algunas actividades no podrán comenzar si no se han terminado otras previamente, mientras que otras pueden realizarse simultáneamente. La mejor opción será dividir el proyecto en diferentes fases que agrupen actividades que estén vinculadas entre sí. Las principales fases del proyecto son:

1. **Fase de diseño de módulos:** esta fase consistirá en fragmentar el proyecto en diferentes módulos, de forma que cada uno cumpla una serie de requisitos. Los diferentes módulos serán:
 - Módulo de suministro de voltaje.
 - Módulo de carga.
 - Módulo digital.
 - Módulo de descarga.
 - Módulo controlador de descarga.

2. **Fase de diseño y programación del software:** en esta fase se pretende programar el microcontrolador asociado al módulo digital.
3. **Fase de testeo en protoboard:** esta fase se realizará de manera simultanea con la anterior, permitiendo comprobar el correcto funcionamiento de los diferentes módulos. En esta fase se hará una integración total de los módulos para verificar el funcionamiento completo del desfibrilador.
4. **Fase de diseño y montaje de la placa de circuito impreso (PCB):** una vez verificado que todos los módulos funcionan, se procederá al diseño de una placa de circuito impreso, y al montaje sobre ella de todo el prototipo.

5.5. Redimensión del sistema

Los desfibriladores, para conseguir reanimar un corazón, deben de suministrar gran cantidad de energía al paciente. En el laboratorio, no es posible llegar a dichos niveles de energía, ya que sería peligroso para el personal y sería inapropiado para los dispositivos electrónicos de medida de los que disponen allí. Por tanto se ha marcado un límite en dicho proyecto que resulte seguro para todos, estableciéndose un máximo de **80V** que ninguna parte del sistema debe superar. Aún así, los circuitos que se plantearán son perfectamente válidos para una correcta desfibrilación, ya que únicamente habría que cambiar los componentes por otros que suministren más potencia para llegar a escalas mayores de energía.

5.6. Planificación

Existen diferentes técnicas para llevar a cabo una correcta planificación del proyecto, entre ellas, destaca el **diagrama de Gantt**, que se trata de un gráfico en donde el eje de coordenadas u horizontal corresponde al tiempo y el eje de ordenadas o vertical recoge

las diferentes actividades del proyecto, que se representan por barras horizontales, cuya longitud es proporcional a su duración.

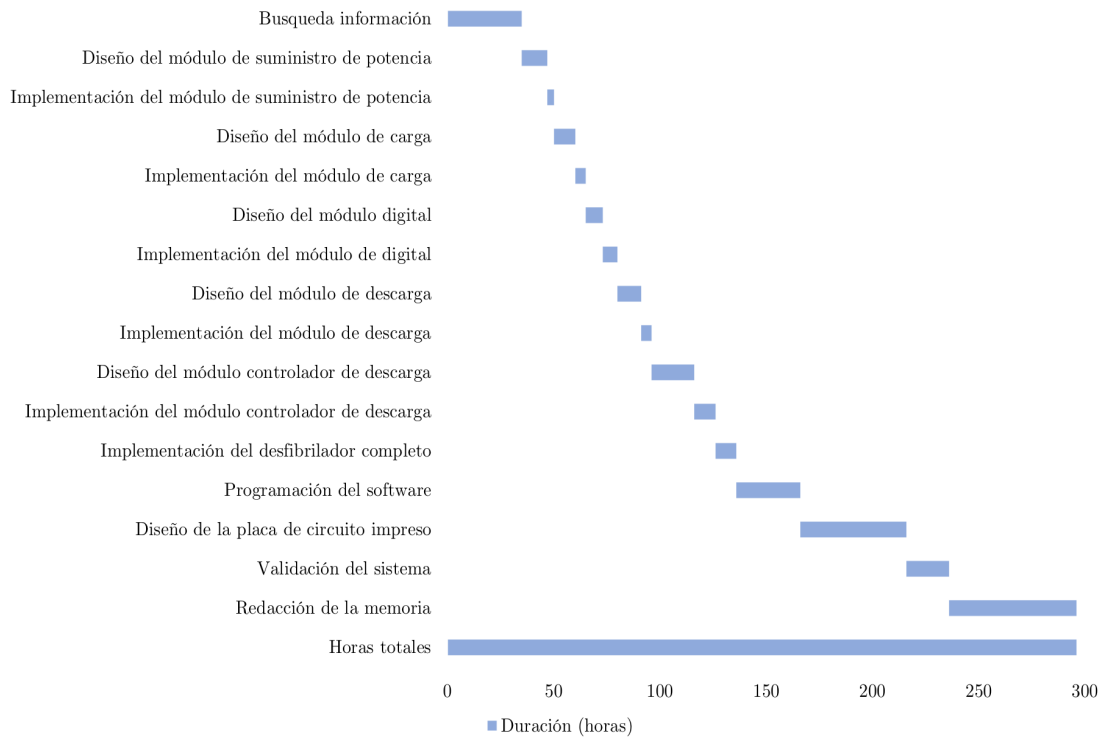


Figura 5.4: Diagrama de Gantt. Elaboración propia.

El diagrama de Gantt que se ha seguido en el presente proyecto se muestra en la Figura 5.4, diseñado con el programa Excel de la empresa Microsoft Office. En él se aprecia que, en primer lugar, se desarrollarán los cinco módulos, los cuales se irán montando en protoboard y comprobando que funcionan correctamente. Una vez desarrollados y verificados individualmente, se han implementado todos en una única protoboard, continuando con la programación software, que confirmará que todos los módulos se enlazan correctamente y permitirá que el sistema proporcione ya una salida adecuada (aunque redimensionada). A continuación, se ha desarrollado la placa de circuito impreso, sobre la que se monta todo el circuito electrónico. Una vez validado el sistema, se procederá a evaluar las conclusiones

y redactar la memoria.

5.7. Educción de los requisitos

Antes de embarcarse en cualquier proyecto, es necesario hacer una correcta educación de requisitos, que consiste en identificar los requisitos que debe satisfacer el diseño del dispositivo. La clasificación de requisitos más usada es la división entre requisitos funcionales y requisitos no funcionales. De forma resumida, los requisitos funcionales expresan cuáles son las tareas que el sistema tiene que llevar a cabo, y los requisitos no funcionales describen cuáles son las restricciones con las que deben llevarse a cabo dichas funciones.

Requisitos funcionales

- El sistema debe ser capaz de regular el voltaje de entrada.
- El sistema debe ser capaz de aumentar el voltaje.
- El sistema debe ser capaz de almacenar la energía necesaria.
- El sistema tiene que ser capaz de descargar la energía sobre el paciente.

Requisitos no funcionales

- El sistema debe ser seguro.
- El sistema debe ser compacto.
- El sistema debe de poder redimensionarse.
- Los componentes usados en el sistema deben ser reutilizables.
- Los módulos que estén en contacto con el paciente deben estar aislados del resto de módulos.

- El sistema debe usar la plataforma de desarrollo de Arduino.
- El código implementado no debe ser superior a 100 líneas.

En ocasiones, la forma de redactar los requisitos no funcionales hace que aparezcan dudas sobre cómo podrán ser verificados. En nuestro caso, el sistema deberá cumplir criterios básicos de seguridad, separando la etapa de potencia de la de control. Con esto se verificará el primer requisito no funcional, pero también el quinto, pues el módulo que toca al paciente, el de potencia, quedará aislado del resto. En ocasiones, entre el módulo de paciente y el de potencia se encuentra un segundo aislamiento. Pero es un opción que no se implementará. El sistema será implementado por completo en una única placa, por lo que será compacto. Para evitar comprar componentes para cada uno de los prototipos evaluados, se usará tecnología THT, que se puede desmontar de la protoboard y soldar en la placa. Esto además es necesario para muchos de los elementos en la propuesta, pues al manejar potencias considerables, esta es la única opción disponible en el mercado. Finalmente, se usará el Arduino y el código será fácilmente cuantificable en longitud. La premisa de un código de poca longitud permite, especialmente en Arduino que no maneja interrupciones, cierto control en tiempo de todo el procesamiento.

5.8. Conclusiones

Tener claro que hay que hacer y como hay que hacerlo es fundamental para que un proyecto salga adelante, además, es necesario hacer una lista correcta de requisitos a cumplir, que no sea ni muy escueta ni muy ambiciosa. El diseño y su evaluación deberán ahora cumplir estos requisitos, radicando en ello el éxito en la consecución de este proyecto.

Capítulo 6

Desarrollo del proyecto

6.1. Introducción

En el presente capítulo se va a explicar en detalle cada uno de los módulos que componen el sistema, continuando con la implementación total del circuito, la programación software del Arduino y el proceso de creación de la PCB. En cada uno de los módulos se hará una breve explicación de la tecnología empleada para ello, así como una ligera aclaración del porqué de la elección de una serie de componentes menos habituales en los circuitos tradicionales. Hay que destacar que los componentes que se han elegido pertenecen a la denominada **tecnología de agujeros pasantes (THT)**, permitiendo, como se mencionaba en el Apartado 5.7, que dichos componentes puedan ser pinchados sobre protoboard y reutilizados posteriormente en la placa de circuito impreso. Esto ha venido motivado por que, muchos de ellos, solo se suministran en esta tecnología (por ejemplo, condensadores de valor elevado o transistores de potencia), pero también ha permitido un ahorro en el costo de los materiales, ya que solo serán necesarios comprarlos una vez.

6.2. Módulo de suministro de potencia

El objetivo de este módulo es la adecuación del voltaje de entrada del circuito con el objetivo de obtener un voltaje constante que alimente el resto del mismo. Para ello se usará un **regulador de voltaje** (Iftekharyl Ferdous, Mohammad Faisal, y Mahbud, 2016).

En la Tabla 6.1 se observa una comparativa entre algunos de los reguladores más usados para controlar voltaje.

Modelo	Polaridad	Corriente de salida en exceso (A)	Voltaje de entrada máximo (V)	Voltaje de salida (V)	Precio (€)
LM337T	Negativa	1.5	-40	[-1.2;-37]	0,63
L200CV	Positiva	2	36	[2.85; 36]	3
LM317AT	Positiva	1.5	40	[1.2;37]	1.3
LM723H	Positiva	150m	40	[2;37]	9,64
LM338T	Positiva	5	40	[1.2;32]	1,72

Tabla 6.1: Reguladores de voltaje más comunes

Se ha elegido el regulador **LM317AT** debido a que, dentro de la rama de polaridad positiva, es el que posee un coste menor. Además es el regulador que posee el mayor rango de voltaje de salida. El voltaje de entrada será proporcionado por un **generador** de alimentación de **12V**, aunque podría alimentarse con una batería del mismo voltaje, y la función del regulador será ajustar dicho voltaje para obtener **9V** a la salida de dicho circuito.

Consultando el datasheet de dicho elemento, concretamente la sección de aplicaciones típicas, se muestra un circuito que permite regular el voltaje de salida tan solo **modificando la resistencia R2** (Intruments, s.f.).

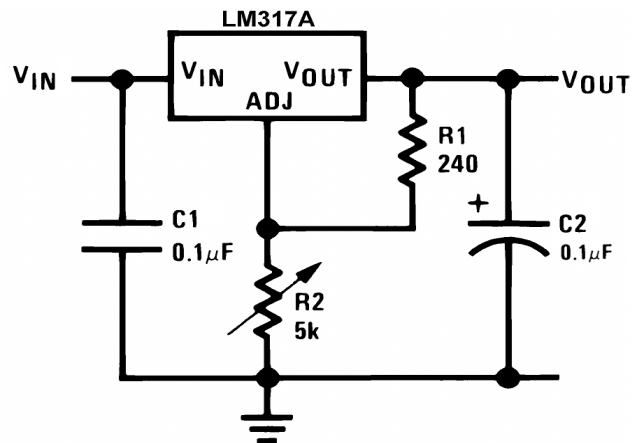


Figura 6.1: Típica aplicación del regulador LM317AT (Instruments, s.f.).

La ecuación 6.1 es la que regula el voltaje de salida de dicho regulador. Para obtener el valor de R_2 , se aplica la ecuación 6.2, en donde tan solo se ha despejado y sustituido los datos que se han obtenido de la Figura 6.1.

$$V_{out} = 1,25 * \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \quad (6.1)$$

$$R_2 = \frac{R_1}{\frac{V_{out}}{1,25} - 1} = \frac{240}{\frac{9}{1,25} - 1} \simeq 1400\Omega \quad (6.2)$$

Adicionalmente se ha añadido un condensador de $1000\mu\text{F}$ para eliminar posible ruido proveniente de la alimentación, en este caso de la batería, y un led para indicar si el circuito recibe o no alimentación. El esquemático final se ha representado directamente en el programa de libre acceso **Kicad** que se usará posteriormente para realizar PCB. Este programa que posee una herramienta llamada **Eeschema**, que se trata de un editor de esquemáticos, tal como se representa en la Figura 6.2.

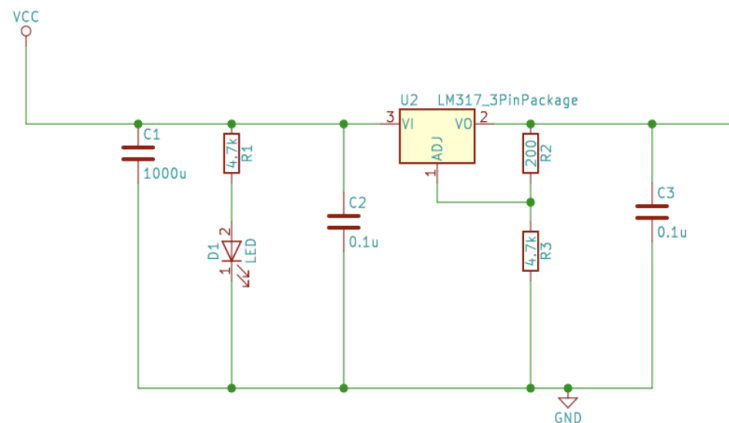


Figura 6.2: Módulo de suministro de potencia en Eeschema. Elaboración propia

6.3. Módulo de carga

Este módulo es uno de los más importantes del sistema, ya que va a permitir controlar la cantidad de voltaje que recibe el módulo de descarga. Está compuesto de un **transformador**, que recibe el voltaje continuo del regulador anterior, y un **MOSFET de potencia**.

Se denomina transformador a una máquina eléctrica que permite aumentar o disminuir la tensión en un circuito eléctrico de corriente alterna, manteniendo constante la frecuencia. La potencia que ingresa al equipo no varía en el caso de un transformador ideal. Su funcionamiento se basa en el fenómeno de la inducción electromagnética y están constituidos, en su forma más simple, por dos bobinas devanadas sobre un núcleo cerrado de hierro dulce o hierro silicio. Las bobinas o devanados se denominan primarios y secundarios según correspondan a la entrada o salida del sistema respectivamente. (Turmero, s.f.). Los transformadores permiten aislar eléctricamente el circuito conectado al bobinado primario del circuito conectado al bobinado secundario.

Los MOSFETs pertenecen a la familia de los transistores MOS y están compuestos por tres terminales de salida: Drenador, Puerta y Surtidor (D,G,S). Presentan tres tipos de regiones: región ohmica o lineal, región de saturación y región de corte. Para este caso, es interesante la región de corte y la de saturación, comportandose como un interruptor. Cuando se encuentra en la zona de corte, se comporta como un interruptor abierto, y cuando se encuentra en la zona de saturación, como un interruptor cerrado. Dentro de la familia MOS se distinguen dos grupos en función de sus polaridades:

- Canal P: Para activar este grupo de MOSFETs es necesario que la tensión de la puerta sea negativa con respecto a la tierra del circuito.
- Canal N: En este caso es necesario un voltaje positivo en el terminal de la puerta para su activación. Son los más populares y usados.

Una vez que se ha explicado el funcionamiento de dichos elementos, se expone en la Tabla 6.2 una breve comparativa entre los diferentes modelos de transformadores.

Modelo	Voltaje Primario(V)	Voltaje Secundario(V)	Precio (€)
LP-230-25	115/230	230/115	9,54
LP-88-65	115/230	88/44	9,54
LP-20-300	20/10	88/44	9,35
LP-120-50	115/230	120/60	9,54

Tabla 6.2: Listado con los tranformadores THT más utilizados

Para el transformador se ha elegido el modelo **LP-230-25**, debido a su disponibilidad. Se ha calculado de manera teórica y práctica el factor de transformación, ya que dicha información no aparece en el datasheet del componente, obteniendo como resultado un factor de **1/7,5**. En el caso de los MOSFETs, el proceso de selección se resume en la Tabla 6.3

Modelo	Polaridad	Vds (V)	Vgs (V)	Rds (Ω)	Precio (€)
IRF150	Canal N	100	20	36m	1,25
IRF540	Canal N	100	2	77m	1,36
IRF530	Canal N	100	20	110m	0,845
IRF630	Canal N	200	2	400m	0,85
IRF830	Canal N	500	2	1,5	1

Tabla 6.3: Listado con los MOSFETs más usados

En este caso se ha elegido el **IRF150** para este módulo. Sin embargo, en la Tabla 6.3 se ha marcado también el IRF530 pues se usará para un módulo posterior (control de descarga). Ambos presentan características muy similares y han sido trabajados en la asignatura de Electrónica en la carrera, por lo que ya se está familiarizado con ellos. El problema que presenta el IRF150 es que está siendo retirado del mercado, por lo que encontrar uno es bastante difícil.

Para explicar el funcionamiento del MOSFET hay que adelantarse un poco al siguiente módulo, el digital, que irá de la mano de éste. A través del microcontrolador de Arduino, se va a generar una onda cuadrada que permite abrir y cerrar el MOSFET, cuando se encuentra abierto, al transformador no recibe voltaje del módulo de suministro de potencia, pero cuando está cerrado, si le llegan los 9V producidos en el módulo anterior. En resumen, el transformador percibe un pulso cuadrado de 9V de amplitud, que se van generando a medida que el MOSFET se abre o cierra.

Hay que añadir una resistencia pequeña delante del MOSFET, que sirve de protección. El transformador amplifica dicho pulso con la ganancia anteriormente mencionada, obteniéndose los valores de la ecuación 6.3. Hay que aclarar que una de las dos salidas del transformador, V_{+desf} , se comportará como la alimentación del siguiente módulo y la otra, V_{-desf} será el nodo de referencia.

$$V_{+desf} = 9 * 7,5 = 67,5V \quad (6.3)$$

El circuito correspondiente a este módulo se muestra en la Figura 6.3.

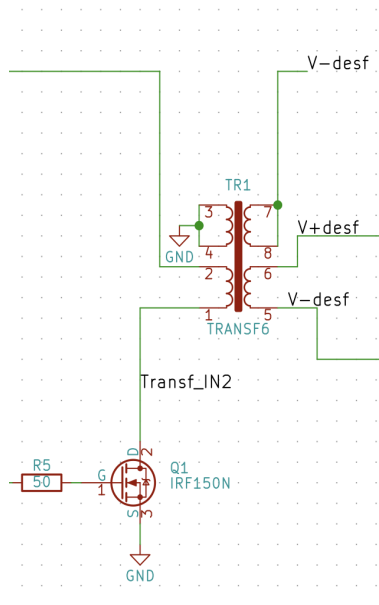


Figura 6.3: Módulo de carga en Eeschema. Elaboración propia

6.4. Módulo digital

Este módulo está compuesto por la placa **Arduino UNO** y un **botón**. Se ha escogido la placa de Arduino debido a su **bajo coste** y la existencia de una **comunidad muy amplia** de desarrolladores, a la que se puede acudir en caso de ser necesario. Esta última característica proporciona cierta tranquilidad a la hora de elegirla como placa para el desarrollo de cualquier proyecto.

Arduino UNO es una placa de desarrollo hardware y software basado en el microcontrolador ATmega328. Cuenta con 14 pines de entrada/salida digital, de las cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM y otras 6 entradas analógicas. Además, incluye un conector USB, un conector de alimentación y un botón de reseteo. La placa incluye

todo lo necesario para que el microcontrolador haga su trabajo, basta conectarla a un ordenador con un cable USB o a la corriente eléctrica a través de un transformador. Las especificaciones técnicas pueden observarse en la Tabla 6.4 (*Arduino UNO REV3*, s.f.)

Microcontrolador	ATmega328P
Tensión de trabajo	5V
Tensión del voltaje	7-12V
Tensión de entrada (recomendada)	6-20V
Pines de E/S digitales	14 (de los cuales 6 son salidas PWM)
Pines de entrada analógica	6
Corriente continua por cada pin E/S	20 mA
Corriente continua por cada 3.3V Pin	50 mA
Memoria Flash	32 KB de los cuales 0.5 KB son usados por bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1KB
Frecuencia de reloj	16 MHz
Altura	68.6 mm
Anchura	53.4 mm
Peso	25 g
Precio	20 euros

Tabla 6.4: Especificaciones técnicas Arduino UNO

6.4.1. PWM

Arduino va a ser usado para alimentar al MOSFET del módulo de carga, pero existe un gran inconveniente y es que Arduino **no es capaz de proporcionar una auténtica salida analógica**. Ni siquiera es capaz de suministrar una salida analógica discretizada (es decir, a saltos) de voltaje. Lo único que pueden proporcionar es una salida digital de $-V_{cc}$ o V_{cc} . (por ejemplo, 0V y 5V). Para salvar esta limitación, y simular una salida analógica, se puede aplicar una secuencia de pasos que, en media, proporcionen una salida analógica. Básicamente, el proceso consiste en activar una salida digital durante un tiempo y mantenerla apagada durante el resto. El valor promedio de la tensión de salida, a lo largo del tiempo, será igual al valor analógico deseado. La forma más sencilla de implementarlo es usando la **modulación de ancho de pulso** o **PWM**. Esta modulación mantiene

constante la frecuencia de pulsos mientras que se hace variar la anchura del pulso.

La Figura 6.4 permite entender perfectamente el funcionamiento del PWM. La proporción de tiempo que está encendida la señal, respecto al total del ciclo, se denomina “Duty cycle”, y generalmente se expresa en tanto por ciento (Llamas, s.f.).

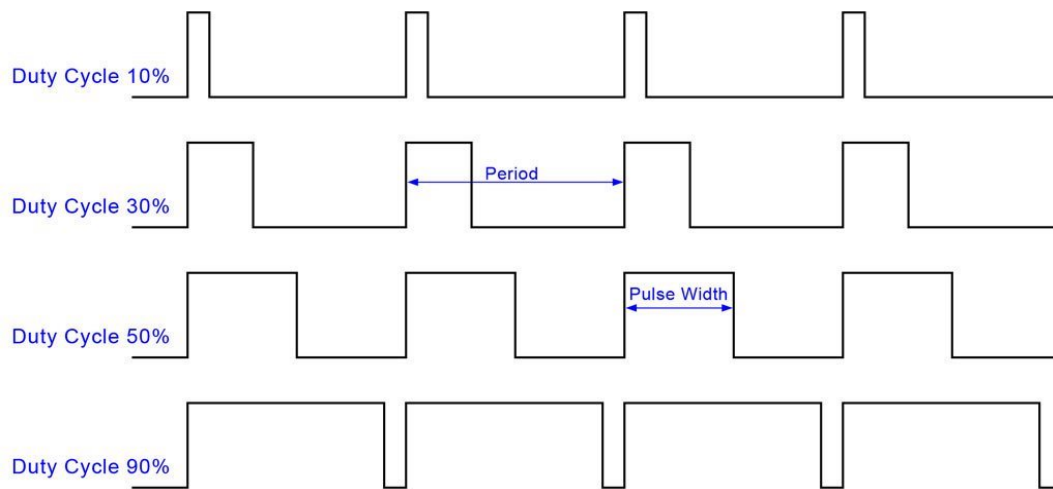


Figura 6.4: PWM con diferentes anchos (A. Arduino, s.f.).

En Arduino, con el microcontrolador ATmega328, la señal de salida PWM (pines 3,5,6,9,10 y 11) es una señal de frecuencia 490 Hz aproximadamente y que sólo nos permite cambiar el tiempo que el pulso está activo o inactivo, utilizando la función *analogWrite(pin,value)* (Arduino, s.f.). En el campo *pin* se indica qué pin, de los anteriormente nombrado, va a ser usado para generar el PWM mientras que el campo *value* muestra el valor de del ciclo de trabajo. Dicho campo solo puede albergar un rango de parámetros comprendidos entre $[0, 2^8 - 1]$ o lo que es lo mismo $[0, 255]$. Como se indicó anteriormente, el PWM se expresa en tanto por ciento, por lo que se ha diseñado una pequeña función que convierta el tanto por ciento que se quiere obtener en un valor que pertenezca al rango de valores del campo *value*. En el software desarrollado, dicha función se llama *dutycycle2value(percent)*. El PWM va a ser usado en el control de dos MOSFETs, uno en el módulo de carga, correspondiente al apartado 6.3 y otro perteneciente al módulo con-

trolador de descarga, en el apartado 6.6 que se explicará más tarde, ambos con la función de ser un interruptor. Básicamente, un valor mayor de PWM, implica que el tiempo que el interruptor se encuentra cerrado es menor.

6.4.2. Interacción usuario-desfibrilador

Debido a que se está diseñando un desfibrilador semiautomático, debe de existir la posibilidad de una pequeña interacción entre el usuario y el desfibrilador, implementada mediante un botón. Dicho botón debe ser presionado durante un periodo de tiempo para así evitar que cualquier mínimo roce con el mismo provoque una desfibrilación. Para su implementación se ha optado por añadir una resistencia pull down. El botón funciona como un interruptor, que se encuentra conectado a dos pines del arduino, concretamente al pin que proporciona 5V (que servirá de alimentación al botón) y al pin digital 7 (que recogerá el valor de la pulsación). Cuando no se está pulsando el botón, por el pin digital llega una tensión de $0V$, que Arduino lee como *LOW*, pero, al mantener pulsado el botón, el botón deja pasar corriente, provocando que haya una diferencia de potencial entre el pin digital y la referencia del circuito de $5V$, que Arduino lee como *HIGH*. El esquemático se representa en la Figura 6.5

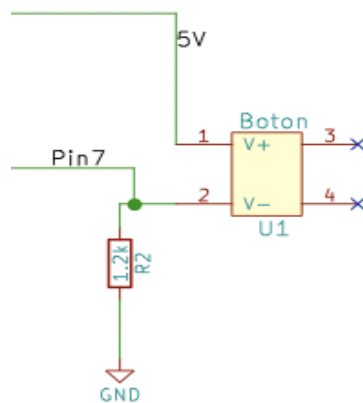


Figura 6.5: Diseño del botón en Eeschema. Elaboración propia.

6.5. Módulo de descarga

Esta es la parte fundamental del desfibrilador y, básicamente, consiste en un **circuito RC de primer orden**, formado por un condensador y una resistencia. El condensador es el almacén de toda la energía para desfibrilar, y la resistencia toma el papel del paciente a desfibrilar en nuestro prototipo. El condensador recibe pulsos cuadráticos amplificados del transformador, que realmente no son pulsos perfectos, sino que se tratan de ondas sinusoides correspondientes a la apertura y cierre del interruptor MOSFET IRF150. En la figura 6.6 se observa, en azul, la onda cuadrada que debería obtenerse del transformador. La onda sinusoidal roja es lo que realmente se obtiene.

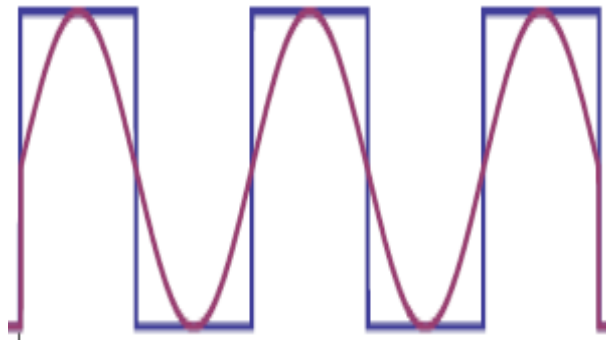


Figura 6.6: Transformación de la onda cuadrática en sinusoidal (García, s.f.).

Cuanto más tiempo, del período de un pulso, esté la onda cuadrada azul en alto, más lineal será la onda roja transformada, de ahí la importancia de un valor alto de PWM.

Adicionalmente se genera un nuevo problema a resolver, y es que cuando el pulso está en alto, el condensador recibe y almacena energía, pero cuando el pulso cae, dicha energía tiende a retornar al transformador, ya que posee 0V, comportándose como la referencia del circuito. Por tanto es imprescindible utilizar un diodo para que esta situación no ocurra. La energía que puede almacenar un condensador se presenta en la ecuación 6.4

$$E = \frac{CV^2}{2} \quad (6.4)$$

Si se atiende a la energía anteriormente mencionada en la sección 4.2.1, para un valor de 360J, es necesario un voltaje muy alto (unos 1000V) y un condensador muy pequeño (de $720\mu\text{F}$), como se observa en la ecuación 6.5. Esta opción queda totalmente descartada debido a que no hay medios suficientes en el laboratorio para trabajar con tanto voltaje de manera segura.

$$E = \frac{720 * 10^{-6} * 1000^2}{2} = 360J \quad (6.5)$$

La segunda opción es tener un condensador muy grande y un voltaje pequeño. Si se quisiera realizar dicha posibilidad y manteniendo el límite de 30V, sería necesario un condensador de 80F, como se ve en la ecuación 6.6.

$$E = \frac{80 * 30^2}{2} = 360J \quad (6.6)$$

Esta opción también queda totalmente descartada debido a que no existen dichos condensadores, y si los existiera, tendrían un precio desorbitado. Por lo tanto, y como ya se comentaba en el Apartado 5.5, se ha elegido desde el principio la opción de **redimensionar** el circuito, con una energía muy inferior a la real, pero que pueda ser implementada de manera segura y con un condensador de valor razonable. En concreto se ha elegido un condensador de $480\mu\text{F}$. Dado que el voltaje producido por el transformador es de 67,5V, se obtiene una energía aproximada de 1,1J, como se observa en la ecuación 6.7

$$E = \frac{480 * 10^{-6} * 67,5^2}{2} = 1,09J \simeq 1,1J \quad (6.7)$$

Respetando todo lo anterior nombrado, ocurre otro inconveniente y es que, si mantenemos la resistencia del paciente como 50Ω , la constante de tiempo de descarga del condensador (tiempo, en segundos, para cargar un condensador al 63 % de su capacidad) se va al orden de las milésimas de segundo.

Teóricamente todo esta correcto, tal como puede verse en as ecuaciones 6.8 y 6.9.

$$\tau = \frac{1}{RC} = \frac{1}{50 * 480 * 10^{-6}} = 41,67Hz \tag{6.8}$$

$$\frac{1}{41,67Hz} = 0,024s \tag{6.9}$$

El inconveniente es que en el laboratorio era muy difícil apreciar la onda de desfibrilación, por lo que se ha optado por aumentar la resistencia asociada al paciente. Se ha elegido una resistencia genérica de 1,2kΩ para solucionar dicho problema. Rehaciendo los cálculos, como se aprecia en las ecuaciones 6.10 y 6.11, se obtiene una constante de tiempo mayor, que ya si puede ser apreciada en el osciloscopio.

$$\tau = \frac{1}{RC} = \frac{1}{1200 * 480 * 10^{-6}} = 1,73611Hz \tag{6.10}$$

$$\frac{1}{1,73611Hz} = 0,576s \tag{6.11}$$

El circuito resultante se muestra en la figura 6.7

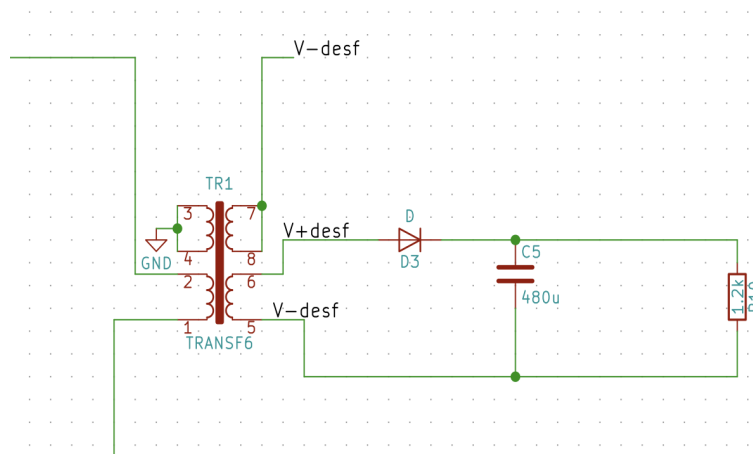


Figura 6.7: Diseño del módulo de descarga en Eeschema. Elaboración propia

6.6. Módulo controlador de descarga

El diseño mostrado en la Figura 6.7 presenta un nuevo problema y es que el condensador se encuentra conectado a la resistencia que simula al paciente. De esta forma, el condensador se va a ir descargando poco a poco por la misma. Debe de existir un circuito, conectado entre el condensador y la resistencia, que permita mantener aislados dichos elementos, a modo de interruptor y que pueda ser controlado por el Arduino del módulo digital para solo descargar la energía sobre la resistencia cuando se desee. Esto se ha logrado usando dos dispositivos, un **optoacoplador** y el **MOSFET IRF530**. Esta configuración es, por ejemplo, típica en el control de la velocidad de un motor.

Un **optoacoplador** es un elemento que funciona como un interruptor, ya que está compuesto por un diodo LED y un fotoreceptor. Cuando el fotoreceptor recibe luz funciona como un interruptor cerrado y, cuando no le llega, como un interruptor abierto. Se suelen utilizar para **aislar dos circuitos**, uno que trabaja a poca tensión (el del LED), llamado **de control**, y otro que lo hace a mucha tensión o a una tensión diferente (el del fotodetector), llamado **de potencia** (Tecnología, s.f.). Entre los diferentes modelos del mercado, Tabla 6.5, se ha elegido el modelo **4N28** debido a su precio. Se ha añadido una resistencia de $300\ \Omega$ para proteger el optoacoplador.

Modelo	Voltaje máximo emitido por el colector (V)	Corriente máxima emitida por el colector (A)	Precio (Euros)
4N28	70	60m	0,49
4N29	55	10m	1,06
4N33	30	60m	0,53
4N35	30	60m	0,49

Tabla 6.5: Listado con los optoacopladores del mercado

El MOSFET IRF530 cumple la misma función que el IRF150 propuesto en el módulo de carga, Apartado 6.3,: servir de interruptor de potencia. Se añadieron dos resistencias como divisor de potencia para garantizar que el MOSFET trabaje dentro de la zona de saturación.

Usando de nuevo la tecnología PWM, se puede controlar la emisión de luz por el LED del optoacoplador, que, a su vez, permite controlar el MOSFET. De esta forma se carga el condensador cuando el MOSFET está abierto, y se descarga sobre el paciente, en este caso, la resistencia, cuando se encuentra cerrado. En la Figura 6.8, se observa, en la zona superior, parte del circuito del módulo de descarga.

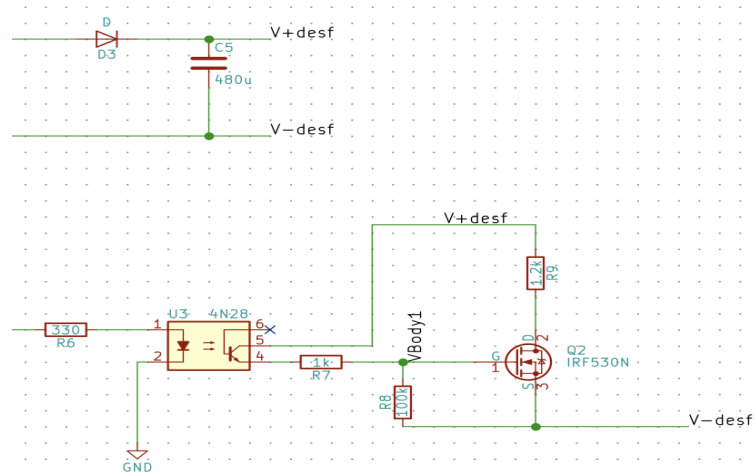


Figura 6.8: Diseño del módulo de control de la descarga en Eeschema. Elaboración propia.

6.7. Implementación del desfibrilador completo

El desfibrilador completo se presenta en la Figura 6.9. En él se han añadido varias tiras de pines para facilitar las conexiones con el exterior en la futura PCB. Los planos se adjuntan en el Anexo A. La implementación del circuito total en protoboard se muestra en la Figura 6.10. El rectángulo negro corresponde con el módulo suministro de potencia; el color rojo indica el módulo de carga; el azul señala el módulo de descarga; el verde, el botón; en blanco, Arduino; y el naranja marca el módulo controlador de la descarga.

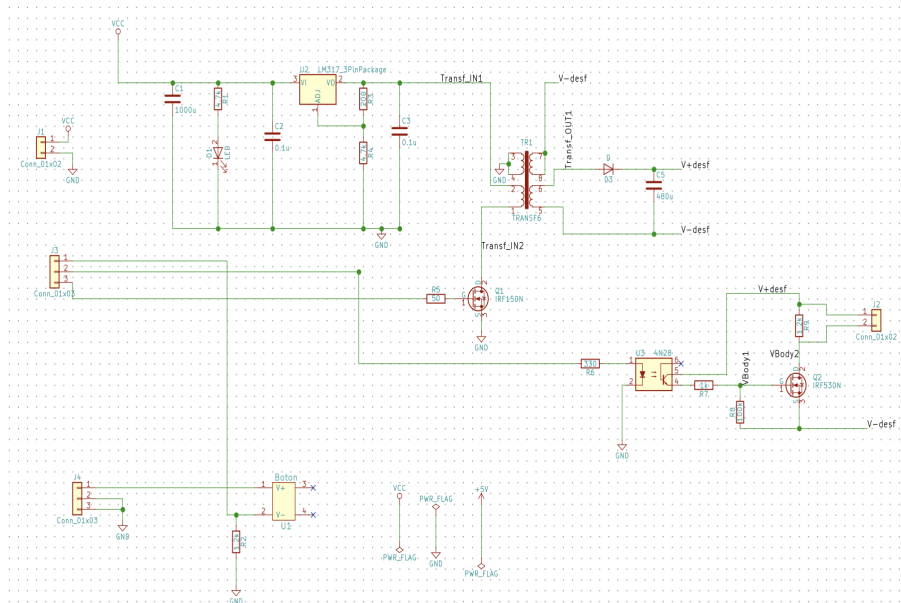


Figura 6.9: Diseño del módulo de control de la descarga en Eeschema. Elaboración propia.

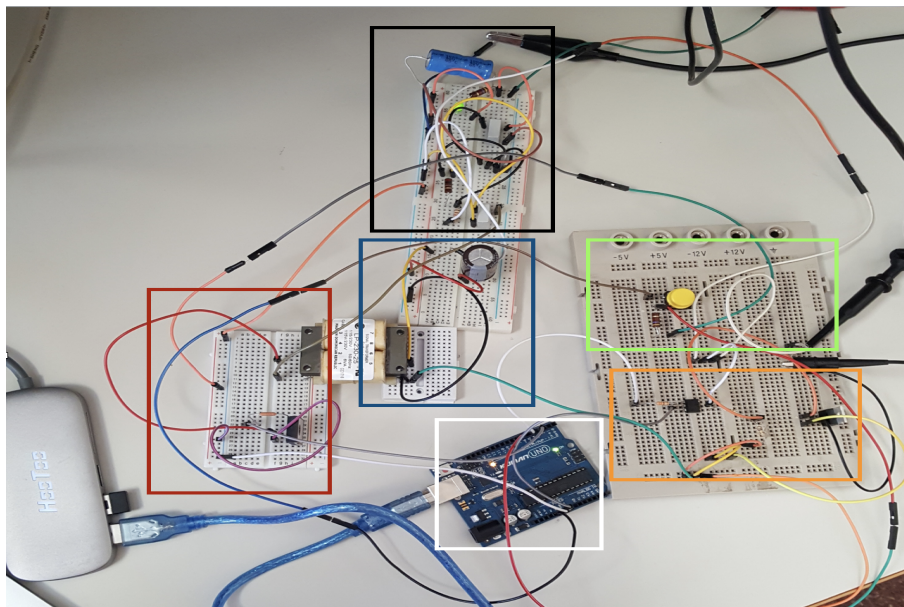


Figura 6.10: Diseño del módulo de control de la descarga en protoboard.

6.8. Desarrollo del software

Para explicar el funcionamiento del programa software, se ha desarrollado, usando el software Keynote, un **diagrama de flujo**, que se muestra en la Figura 6.11. Dicho programa ha sido desarrollado en el IDE de Arduino, en **lenguaje C++**.

El programa inicia, pidiendo que se mantenga presionado el botón. Si se mantiene comienza el proceso de desfibrilación, que consta de una carga del condensador de 8 segs, con la descarga cerrada. Cuando pasa ese tiempo, el condensador se descarga durante 200 msecs, llegando al fin del proceso. El código completo se encuentra en el Anexo D.

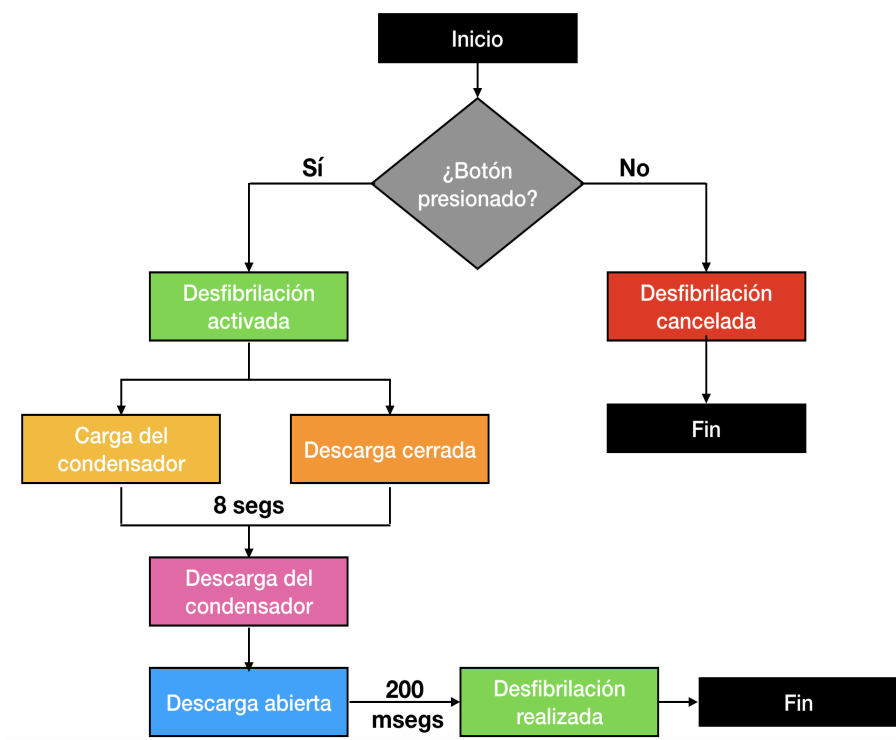


Figura 6.11: Diagrama de flujo del programa software. Elaboración propia

6.9. Diseño e implementación de la placa de circuito impreso

Como se ha comentado anteriormente, se ha utilizado el software de uso libre, **Kicad**, para el diseño e implementación de la placa de circuito impreso. Dentro de Kicad, existen diversos subprogramas, que permiten realizar las diferentes actividades necesarias para poder diseñar una placa de circuito impreso:

1. Diseñar los esquemáticos, usando el subprograma **Eeschema**. El esquemático de nuestra propuesta se incluye en el Anexo A.
2. Asignar huellas (footprints) a los componentes, mediante el subprograma **Cvpcb**. Como ejemplo, el proceso se muestra en la Figura B.1 del Anexo B.
3. Componer la propia PCB, utilizando el entorno **Pcbnew**, tal como se observa en la Figura B.2 del Anexo B.
4. Generar archivos gerbers, archivos que se envían a una empresa especializada en montaje de PCBs, usando una herramienta específica de Pcbnew. También existe un visor gerber llamado **Gerbview**.

Al ser un circuito con elementos THT se puede plantear una placa de **una única cara**, en donde todas las pistas están en la cara *Botom*. De todos los archivos gerbers, solo interesan, cuando montamos la placa en el entorno de nuestro Laboratorio, los relacionados con la capa de cobre de la cara botón. Se pueden visualizar en formato gerber, como muestra la Figura B.3, del Anexo B o en formato PDF.

Como se ha mencionado, la placa ha sido desarrollada en el laboratorio, en vez de ser enviada a construir, ahorrando tiempo y dinero. La placa ya montada se muestra en la Figura 6.12

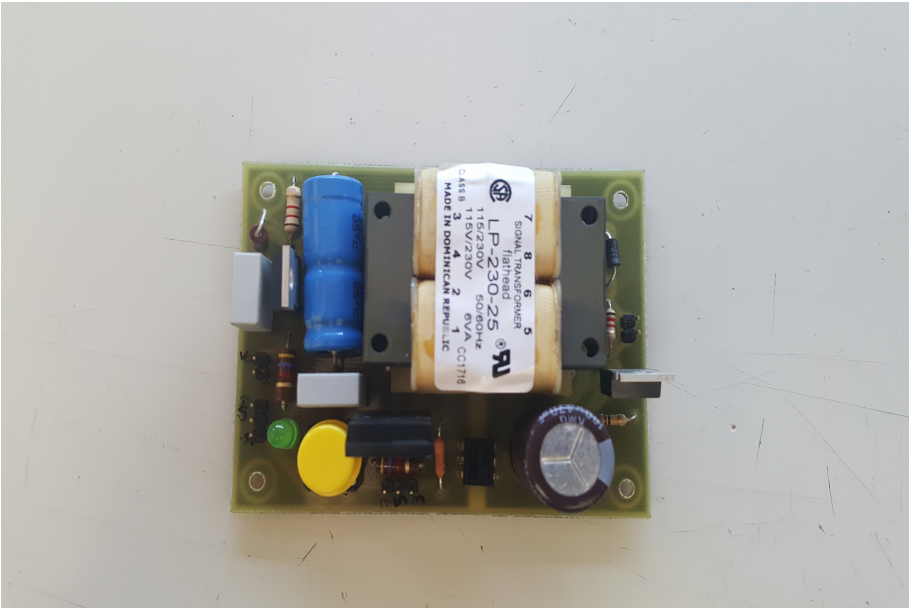


Figura 6.12: PCB finalizada.

Capítulo 7

Resultados

Evidentemente, sería mentira afirmar que todo ha salido a la primera, que nada ha fallado y que el proyecto se diseña, monta, y verifica sin más contratiempo. El resultado obtenido es fruto de solucionar muchísimos errores que han ido surgiendo a medida que se iba diseñando, montando y comprobando cada módulo.

En este capítulo de resultados se va a explicar de manera cronológica la manera en la que han sido afrontados dichos errores, exponiendo el problema y dando una solución a cada uno de los inconvenientes que han ido surgiendo en los diferentes módulos, como parte de la metodología iterativa explicada en el apartado 5.3, en la que no se avanza hasta comprobar que lo anterior funciona.

En primer lugar se trató de implementar el módulo de suministro de potencia, con el fin de obtener los 9V. Mientras se montaba, diferentes problemas fueron apareciendo, de entre los que puedo destacar dos, ambos relacionados con el propio montaje en protoboard. El primer problema tenía que ver con el condensador C1. Dicho condensador es un condensador electrolítico, es decir, presenta polaridad. Este dato era desconocido para mí en un principio, puesto que no conocía la existencia de condensadores con polaridad, por lo que, inicialmente, realicé las conexiones de manera errónea. La solución fue tan simple como darle la vuelta al condensador (invertir las conexiones). El segundo

se debió a que olvidé conectar una resistencia al LED, provocando que éste se quemara al conectar el generador de alimentación, dejando de emitir luz instantáneamente. Este problema fue igualmente detectado rápidamente, y se solucionó añadiendo la resistencia mencionada y reemplazando el LED por otro. Es importante destacar la naturaleza de estos errores, fruto de una clara inexperiencia en electrónica, que ha tenido que superarse atropelladamente durante estos últimos meses. En la Figura 7.1 se aprecia la acción del regulador.

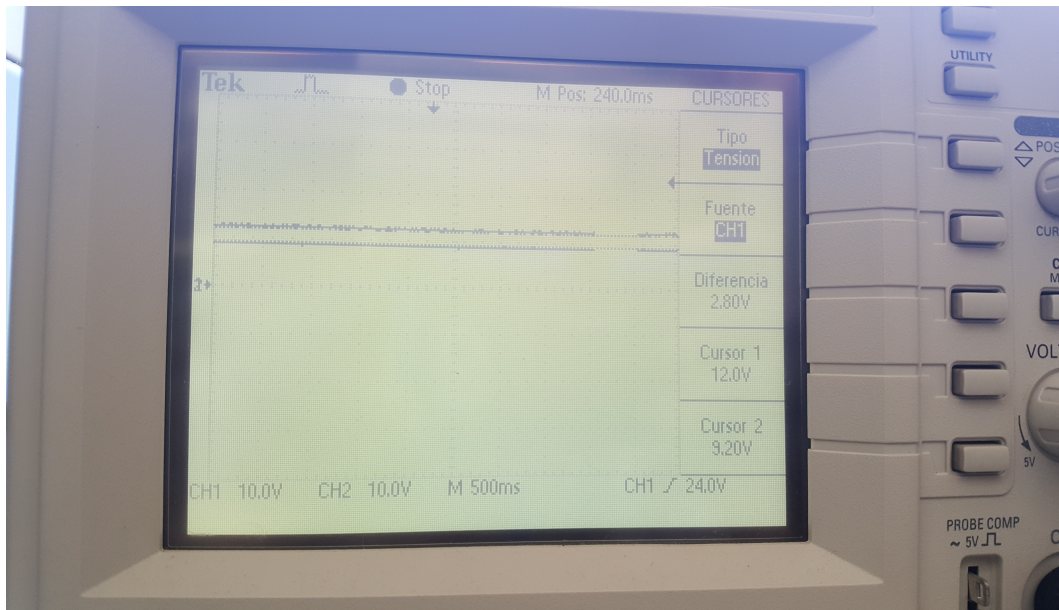


Figura 7.1: Comparativa entre el voltaje de entrada y el suministrado por el regulador.

Una vez resuelto el módulo de suministro de potencia, obteniendo los 9V fijos, se pasó a montar el módulo de carga y digital a la vez, ya que el de carga no puede funcionar sin el digital. Esta segunda iteración se llevó gran parte del tiempo dedicado al TFG, sobre todo porque implicaba entender el funcionamiento del PWM, encontrar la manera más óptima de programarlo y una vez programado, alimentar al MOSFET con dicha señal. El primer MOSFET que se usó se calentaba bastante, llegando al punto de dañarse y dejando de funcionar. Al reemplazarlo por otro, manteniendo el mismo modelo, se añadió

una resistencia de seguridad que permitía que se comportara con la función deseada, como si fuera un interruptor. En la Figura 7.2 se aprecia el momento en el el MOSFET actúa como interruptor

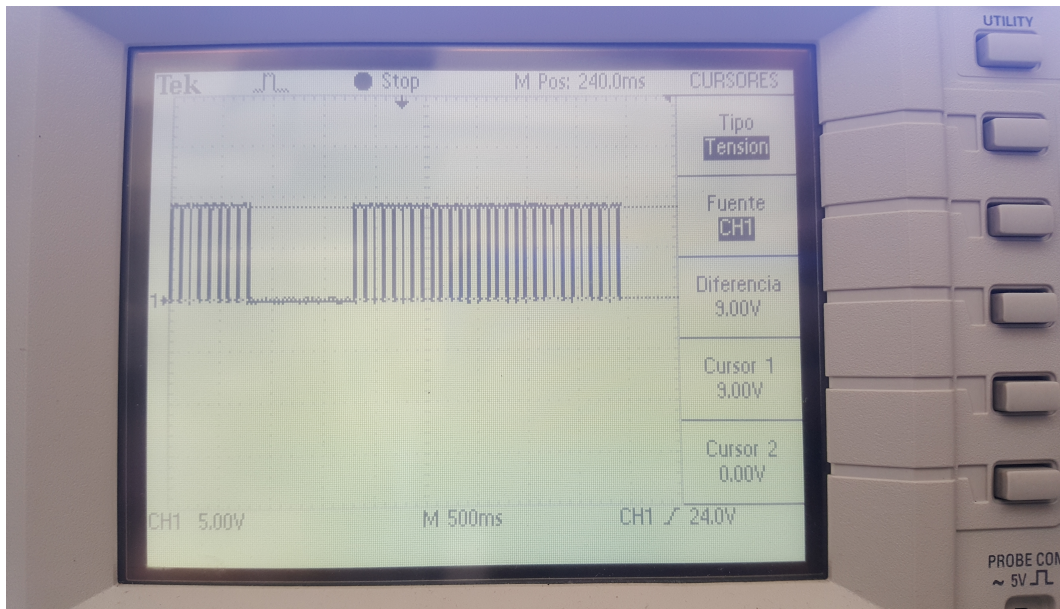


Figura 7.2: Interrupción del voltaje usando MOSFET.

Surgió un problema inesperado y es que, el motivo por el que se escogió el transformador LP-230-25 era, aparte de su disponibilidad, que podía ser conectado a protoboard. Cuando se recibió en el laboratorio, se comprobó que tenía unas patillas de diámetro demasiado grande como para caber dentro de los agujeros de la protoboard, por lo que se optó por soldarle unas patillas de resistencias. Estas nuevas patillas proporcionaban una ventaja y un inconveniente: la ventaja era que ahora permitían conectarlo a la protoboard; el inconveniente era que al ser unas patillas muy finas, y estar soltadas a las originales, sufrían mucho, ya que el transformador es bastante pesado y dichas patillas no soportaban muy bien el peso. Se consiguió conectar el transformador de tal manera que la base estuviera en contacto con la placa, por lo que la mayor parte del peso descansaba directamente sobre la protoboard.

Una vez resueltos estos problemas, y analizado e implementado en el Arduino la gestión de la carga por PWM, el circuito constaba ya de los módulos de alimentación, carga y control digital. Todo se verificó en Laboratorio usando osciloscopio y multímetro. Llegaba el momento de incorporar el módulo de descarga y pasar a una tercera iteración en el proceso de implementación. La Figura 7.3 muestra el correcto funcionamiento del transformador a lo largo del tiempo.

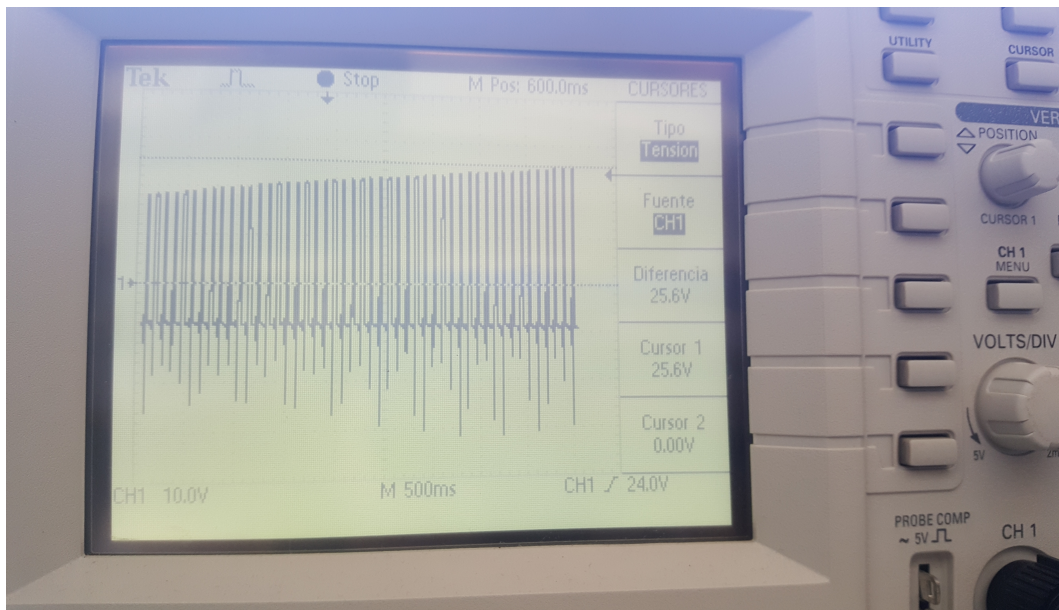


Figura 7.3: Efecto del transformador a lo largo del tiempo.

En el módulo de descarga se tuvieron que arreglar varios problemas. El primero de ellos fue la elección del condensador de $480 \mu\text{F}$, ya que se necesitaba uno que no fuera ni muy pequeño (ya que se cargaban demasiado rápido y se calentaban) ni uno que tuviera un mayor valor (ya que se iba mucho de precio).

El segundo problema justifica el diseño del módulo controlador de descarga, explicado en el apartado 6.6. Una vez montado el circuito RC, el condensador se cargaba y solo se descargaba cuando se hacía una unión manual entre el condensador y la resistencia. Dicha unión se hizo conectado dos cables banana-cocodrilo, la parte cocodrilo de un cable

a la resistencia y la parte cocodrilo del otro cable al condensador; al unir las bananas se producía la desfibrilación. Se habían diseñado unos electrodos caseros.

Evidentemente esto no podía ocurrir de dicha manera, ya que éramos nosotros los que provocábamos la desfibrilación al unir los cables. Para resolver este problema se pensó en un interruptor digital que estuviera controlado desde Arduino. De esta forma se podría controlar, tanto el momento de producir la descarga como su duración.

Aprovechando que ya se estaba usando el MOSFET para una función similar en el módulo de carga, se planteó la idea de reutilizarlo. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, el MOSFET IRF150 se encuentra en desuso, por lo que se optó por emplear el MOSFET IRF530, que presentaba unas características parecidas y era mucho más común. El circuito, ya comentado en el Apartado 6.6, permitía ahora el control de la descarga por parte del usuario. Sin embargo, la conexión directa del Arduino y el MOSFET con la salida rompía el aislamiento de la parte del circuito en contacto con el paciente con el resto del circuito. Es entonces cuando se propone y añade al circuito un optoacoplador, que consigue volver a aislar correctamente ambas partes.

Al disponer de todos los módulos era ya posible validar el funcionamiento completo del desfibrilador. La onda resultante, con la implementación de todo el circuito en protoboard, ha sido capturada haciendo uso del osciloscopio, tal como puede verse en la Figura 7.4. El voltaje de pico máximo es de 28,8V, debido a que ha estado cargando durante 8 segundos. Este tiempo ha sido calculado experimentalmente, pero se podría calcular teóricamente, calculando la resistencia equivalente de todo el circuito de descarga y controlador de la descarga. Si se quisiera obtener mayor voltaje, tan solo habría que aumentar el tiempo de carga del condensador. En el anexo C pueden verse diferentes valores de voltaje de pico para diferentes tiempos. Es importante notar que todos estos parámetros pueden configurarse internamente en el programa en Arduino, pero no existe, en el diseño actual, un mecanismo para su configuración por el usuario sin recompilar el código.

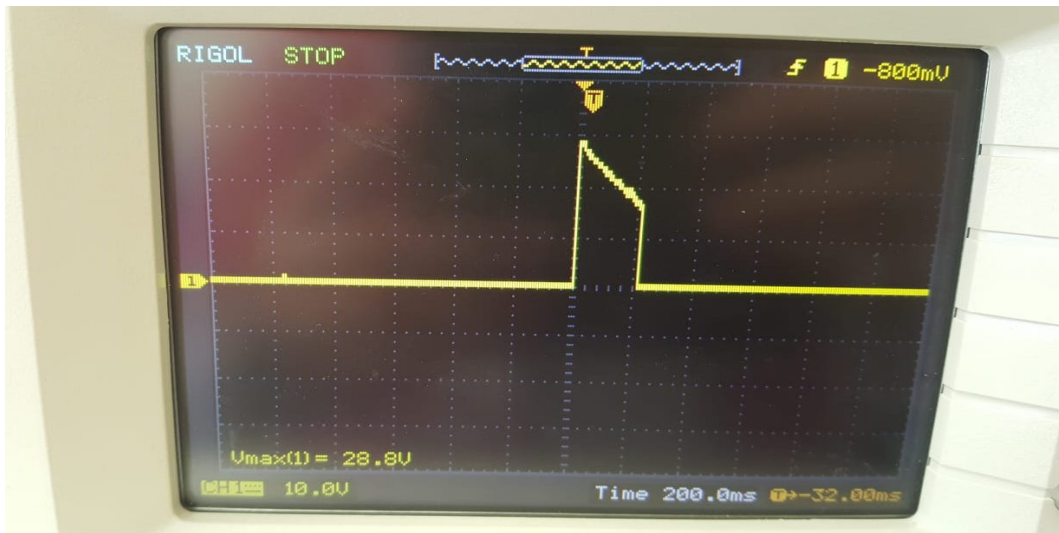


Figura 7.4: Captura de la onda en el osciloscopio.



Figura 7.5: Captura ampliada de la onda en el osciloscopio.

La Figura 7.5 muestra la onda obtenida a una frecuencia menor, pudiéndose apreciar mejor la **onda monofásica exponencial truncada**, muy parecida a la de la Figura 4.4. Se puede hablar de **éxito**, ya que ha sido posible diseñar un circuito que permite obtener

la onda que un desfibrilador actual es capaz de suministrar a un paciente.

Una vez obtenida la onda y verificado todo el circuito en protoboard, se pasó al diseño y montaje de la PCB, obteniendo como resultado el dispositivo que puede verse en la Figura 6.12. Cuando se procedió a comprobar si funcionaba correctamente, nos dimos cuenta de que la salida no era la esperada, y no coincidía con la obtenida en el montaje en protoboard. Se pensó inicialmente, que al soldar los componentes con la placa podría haberse fundido algún componente.

Por tanto, se ha ido verificando el diseño de nuevo módulo a módulo, aislando cada uno del resto y comprobando que funcionan correctamente cada uno por separado. Se empezó a evaluar el módulo de descarga, ya que se creía que podía fallar el MOSFET IRF530. Se ha comprobado que dicho módulo funciona correctamente, por lo que ha sido descartado la existencia de un error en esa parte. Se tenía dudas sobre el transformador, que podía estar dañado internamente, pero existe impedancia entre las patillas, tanto del bobinado primario como en el secundario. También se ha desoldado de la placa y se ha experimentado con él, obteniendo resultados coherentes, por lo que se ha desestimado que el error esté en este componente. También se temía por que el MOSFET IRF150 no funcionará correctamente, pero tampoco está dañado, ya que se ha desoldado de la placa y trabaja como debería. Se sospecha que el problema pueda estar relacionado con las tierras del sistema, debe de existir alguna deriva, o bien existe algún componente defectuoso que no ha sido detectado con las pruebas realizadas, aunque éstas han sido bastante intensas.

Se hizo especial hincapié en encontrar el foco del error, que pudo suponer volver a fabricar la placa de circuito impreso, igual con pistas y distancias de separación de mayor anchura, y volver a soldar, módulo a módulo, todo el circuito. Afortunadamente antes de escoger dicha solución, se descubrió que el error provenía de un montaje erróneo del transformador sobre la placa, ya que las pistas de la placa no coincidían con los pines del bobinado primario. Para solucionarlo se podría rehacer la placa de nuevo o unir las conexiones, ya corregidas, a través de cables.

Se optó por la segunda idea, ya que minimizaba costes y tiempo. La Figura 7.7 muestra dicha solución.

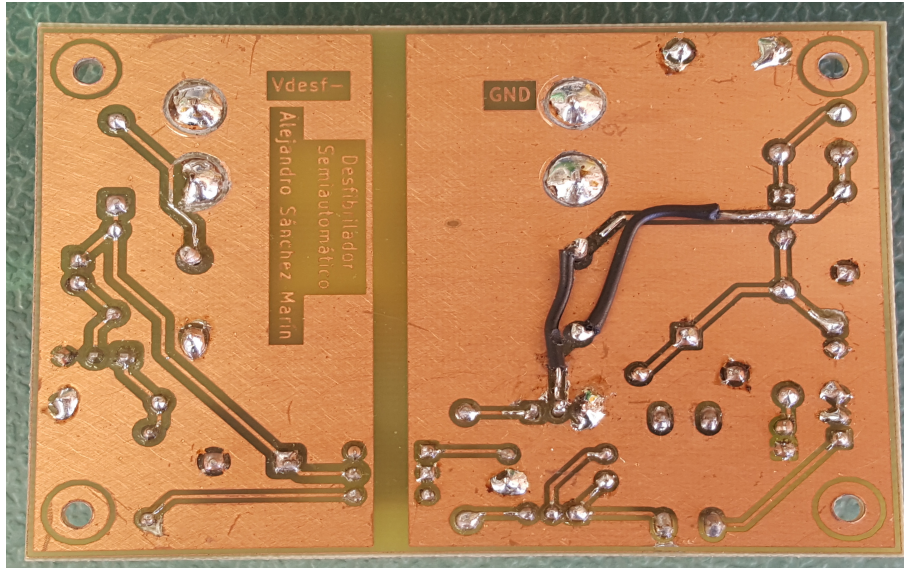


Figura 7.6: Solución al problema de la PCB.

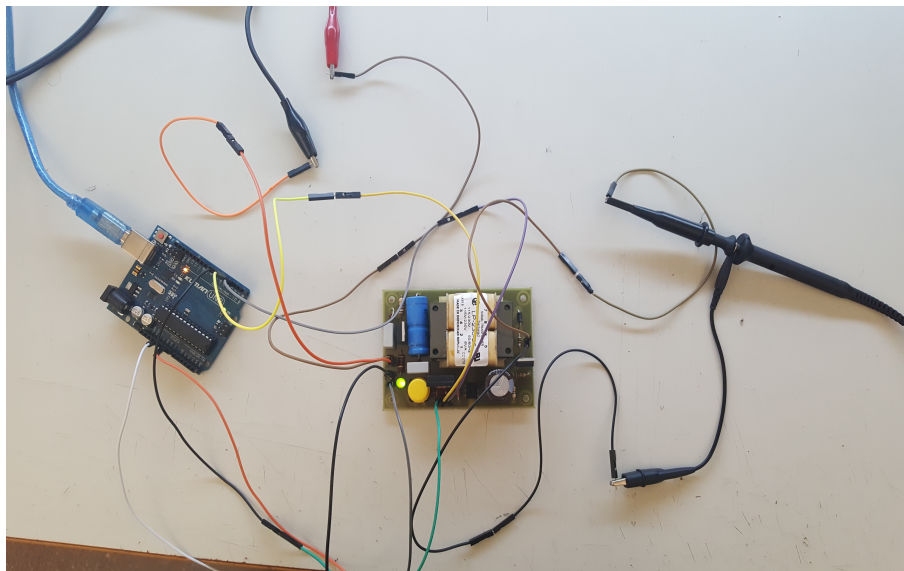


Figura 7.7: PCB conectada al Arduino y a la fuente de alimentación.

El sistema ahora funciona correctamente, por lo que al enchufar todas las conexiones, se pueden obtener las gráficas del Anexo C. El sistema completo conectado se observa en la Figura 7.7.

7.1. Validación final

Para que el sistema sea válido, se deben de cumplir unas medidas de seguridad adecuadas,. En concreto, es necesario **aislar** eléctricamente varios módulos del sistema, concretamente los que actúan sobre el paciente. El resultado son **dos zonas** claramente diferenciadas. Una zona encargada de la **regulación de la señal** y de la **interacción con Arduino**. La segunda zona es la que está en **contacto con el paciente**.

Esto tiene una función muy importante y es que, si se producen fallos en la zona de control, permite aislar al paciente de dicho fallo mientras que, en el caso de que se produjera un fallo en la zona del paciente, dicho fallo no alterará el funcionamiento del Arduino. Esta división se ha realizado gracias al **transformador** y al **optoacoplador**, dos elementos que permiten aislar circuitos y sirven de puentes entre ellos. La separación puede apreciarse perfectamente en las Figuras B.3 y B.4 del Anexo B.

Otra manera de evaluar el proyecto, es comprobar la cantidad de requisitos funcionales y no funcionales cumplidos. Dicha evaluación puede verse en la Tabla 7.1

Requisitos funcionales	Estado
El sistema debe ser capaz de regular el voltaje de entrada	Completado
El sistema debe ser capaz de aumentar el voltaje	Completado
El sistema debe ser capaz de almacenar la energía necesaria	Completado
El sistema tiene que ser capaz de descargar la energía sobre el paciente	Completado
Requisitos no funcionales	
El sistema debe ser seguro	Completado
El sistema debe ser compacto	Completado
El sistema debe de redimensionarse	Completado
Los componentes usados en el sistema deben ser reutilizables	Completado
Los módulos que estén en contacto con el paciente deben estar aislados del resto de módulos	Completado
El sistema debe usar la plataforma de desarrollo de Arduino	Completado
El código implementado no debe ser superior a 100 líneas	Completado
Total = 4 Funcionales / 7 No funcionales	Total = 100 % Completados

Tabla 7.1: Evaluación de requisitos

Los requisitos funcionales quedan verificados en las distintas fases de desarrollo del proyecto. Así, se ha regulado el voltaje de entrada, aumentarlo y almacenarlo en un condensador, y descargar esta energía sobre el paciente. En cuanto a los no funcionales, el sistema presenta dos zonas totalmente aisladas, lo que permite afirmar que cumple criterios específicos de seguridad (aunque habría que incluirlo todo en una envolvente y pasar nuevas pruebas en un laboratorio específico). El sistema, como muestra la Figura 6.12, es compacto. Finalmente, se ha usado Arduino para montar el módulo digital, con un código muy reducido (ver Anexo D).

Una vez finalizado el proyecto, se ha calculado el importe total de todo el sistema, tal como se puede apreciar en la Tabla E.1 del Anexo E. El diseño propuesto de un desfibrilador semiautomático tiene un coste de unos 47 €, al que habría que añadir envolvente y palas.

Capítulo 8

Conclusiones y trabajo futuro

Mis conclusiones personales es que, realizando este Trabajo de Fin de Grado, he aprendido muchísimo sobre el funcionamiento del corazón. He profundizado en el universo de los desfibriladores, así también de su manera de actuar y de la importancia de la existencia de dichos sistemas en la sociedad, pudiendo ser el elemento que salve a una persona o no de la muerte. Poder combinar los conocimientos aprendidos durante la carrera, en el ámbito de la Electrónica, Circuitos y Electromedicina, al mundo de la Fisiología y la Anatomía es maravilloso, y saber que el fruto de este trabajo puede servir como semilla para el diseño de un dispositivo que mejore la vida de alguna persona, en este caso, salvarla, me llena de orgullo y satisfacción. Este tipo de trabajo nos da una importancia y un papel fundamental a los Ingenieros de la Salud en la sociedad, brindando soluciones, a veces tan importantes como salvar una vida, a problemas que la medicina no sabía resolver.

8.1. Líneas de trabajo futuro

La realización de este Trabajo de Fin de Grado tiene una duración aproximada de 3 meses, por lo que no todas las ideas asociadas a este proyecto pueden ser implementadas, pero me gustaría añadir algunas que se quedaron en el tintero:

- Plantear una envolvente o carcasa que permita aislar electrónicamente el dispositivo del mundo exterior. En él se podría incluir un compartimento para almacenar una batería.
- Diseñar un algoritmo que analice la onda ECG y que permita identificar las arritmias, y decidir si desfibrilar o no.
- Programar un display o un altavoz que muestre o reproduzca información que ayude al usuario en el proceso de la desfibrilación.
- Cada empresa posee sus propios electrodos, por lo que diseñar unos electrodos universales puede ser una idea maravillosa.

Bibliografía

Referencias

Arduino. (s.f.). *Señales analógicas de salida en Arduino (PWM)*.
<https://playground.arduino.cc/ArduinoNotebookTraduccion/Appendix3>. (Consultado el día 3 de junio de 2018)

Arduino, A. (s.f.). *Entradas y salidas analógicas. PWM*.
<https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/pwm/>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)

Arduino UNO REV3. (s.f.). <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>. (Consultado el día 12 de junio de 2018)

Carranza, G. (2013). Desfibrilación Externa: Determinación experimental de la forma de onda óptima.

Expo, M. (s.f.-a). *Desfibrilador externo automatizado / inalÁmbrico*.
<http://www.medicalexpo.es/prod/nihon-kohden-europe/product-69520-723873.html>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)

Expo, M. (s.f.-b). *Desfibrilador externo automÁtico / con monitor de ECG*.
<http://www.medicalexpo.es/prod/cardiac-science/product-67947-421282.html>.
(Consultado el día 14 de junio de 2018)

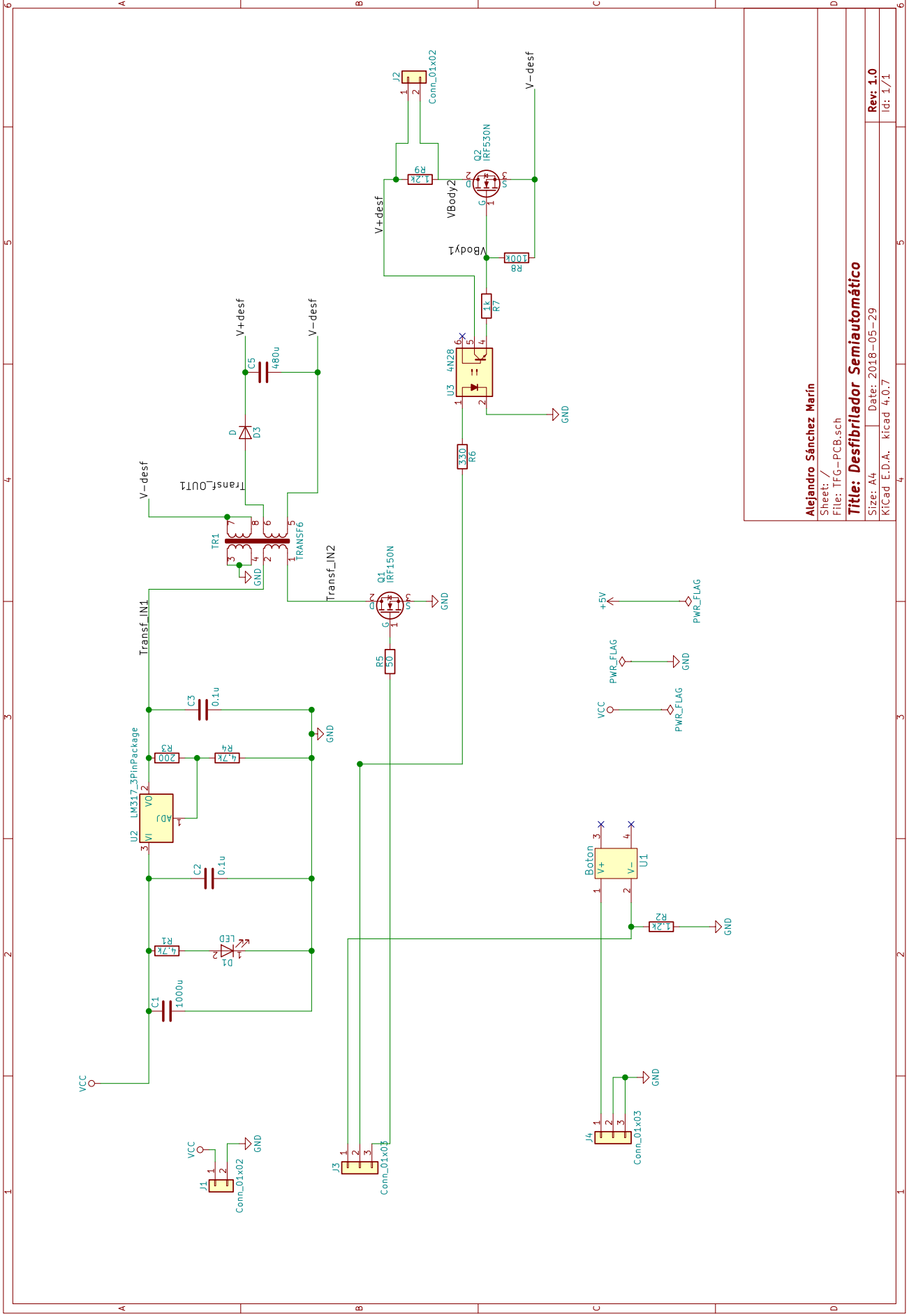
- Fernández, I. (2014, Diciembre). Parada cardíaca, ¿cómo actuar? *Salud y Corazón*(115).
- García, J. (s.f.). *Melodías con arduino: Für elise*.
<https://wechoosethemoon.es/2011/09/05/melodias-arduino-fur-elise/>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)
- Hall, J., y Guyton, A. (2011). *Tratado de fisiología médica*. Elsevier.
- Iftekharul Ferdous, A., Mohammad Faisal, A., y Mahbud, S. (2016). *Design And Development Of An External Cardiac Defibrillator Using The Fly Back Transformer* (Inf. Téc. n.º Issue 4). *Journal of Multidisciplinary Engineering Science and Technology*. (Pertenece al Volumen 3)
- Instruments, T. (s.f.). *Datasheet del regulador de voltaje lineal LM317AT*.
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm317a.pdf>. (Consultado el día 1 de junio de 2018)
- J., A. (s.f.). *Principios del desarrollo ágil*. <https://www.renacen.com/blog/principios-del-desarrollo-agil-metodologias-agiles/>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)
- Llamas, L. (s.f.). *Salidas Analógicas PWM en arduino*. <https://www.luisllamas.es/salidas-analogicas-pwm-en-arduino/>. (Consultado el día 3 de junio de 2018)
- Marieb, E. (2008). *Anatomía y Fisiología Humana*. Pearson Educación.
- Mateo, C. M. R. A., J. (s.f.). *Arritmias cardíacas*. Sescam.
- Mulroney, S., y A.K., M. (2011). *Netter. Fundamentos de fisiología*. Elsevier Masson.
- NHBLI. (s.f.). *Arritmia*. <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/arritmia>. (Consultado el día 12 de mayo de 2018)
- Orozco, W., y Cardona, E. (2008). *Cartilla técnica del desfibrilador*. Textos Academicos.

- Quirumed. (s.f.). *Desfibriladores*. <https://www.quirumed.com/es/electromedicina-desfibriladores>. (Consultado el día 9 de mayo de 2018)
- Supply, A. (s.f.). *Desfibrilador externo manual - HeartStart XL*. <http://www.africasupply.net/desfibrilador-externo-manual-y-semiautomatico-portatil-heartstart-xl-mod-m4735a>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)
- Tecnología, A. (s.f.). *¿Que es un optoacoplador?* <http://www.areatecnologia.com/electronica/optoacoplador.html>. (Consultado el día 14 de junio de 2018)
- Tortora, G., y Derrickson, B. (2011). *Principios de Anatomía y Fisiología*. Editorial médica panamericana.
- Turnero, P. (s.f.). *Transformadores de potencia*. <http://www.monografias.com/trabajos104/transformadores-potencia/transformadores-potencia.shtml>. (Consultado el día 12 de junio de 2018)
- ZOLL. (s.f.). *Rectilinear Wave*. <https://www.zoll.com/es/tecnolog%C3%ADa-m%C3%A9dica/-desfibrilaci%C3%B3n/tecnolog%C3%ADa-rectilinear-biphasic/>. (Consultado el día 11 de mayo de 2018)

Anexo A

Esquemático completo en Eeschema

Todo el esquemático se muestra a continuación. Se han añadido una serie de pines para facilitar las conexiones. Además es necesario introducir los elementos *PWR-FLAG* para indicar que elementos, dentro del esquemático, sirven de alimentación.



Alejandro Sánchez Marín

Sheet: /

File: IFG-PCB.sch

Title: Desfibrilador Semiautomático

Size: A4 Date: 2018-05-29

KiCad E.D.A. kicad 4.0.7

Rev: 1.0

Id: 1/1

Anexo B

Archivos asociados a la PCB

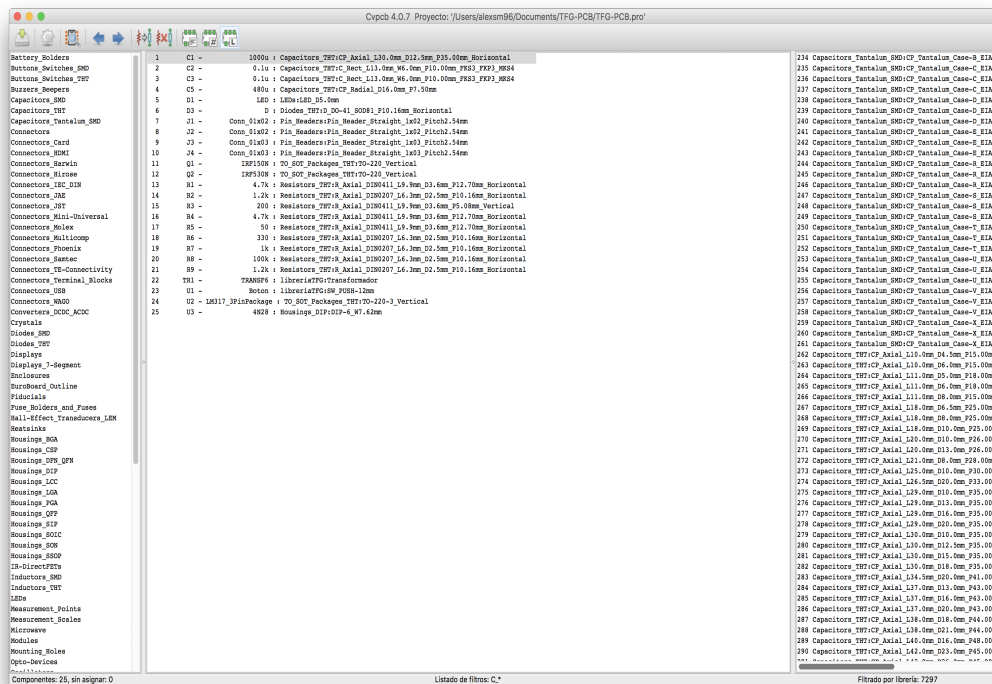


Figura B.1: Asignación de huellas.

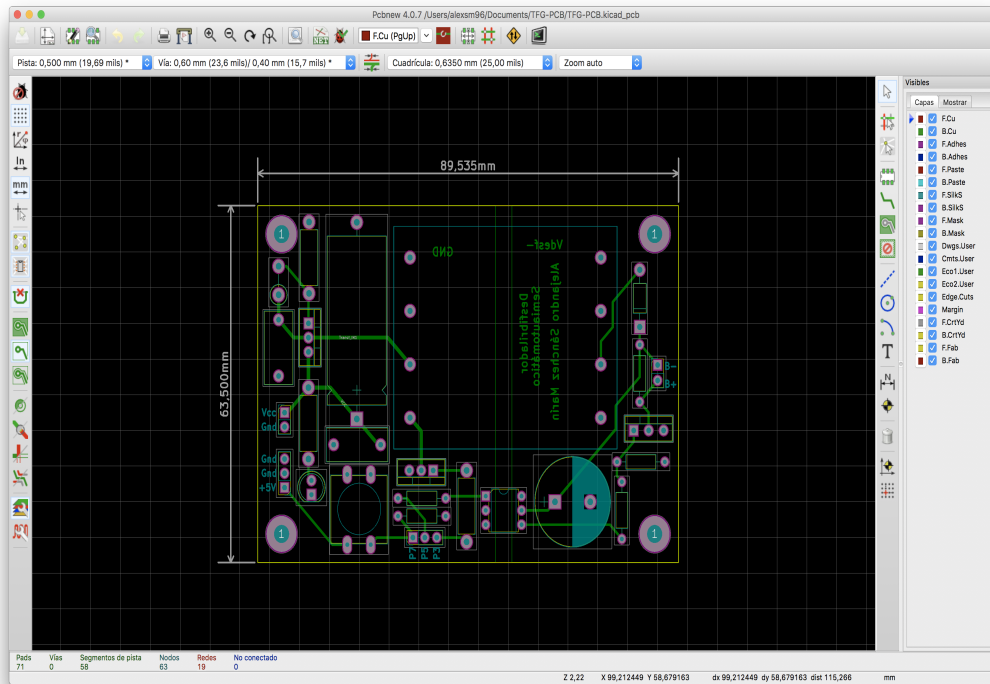


Figura B.2: Placa de circuito impreso del desfibrilador.

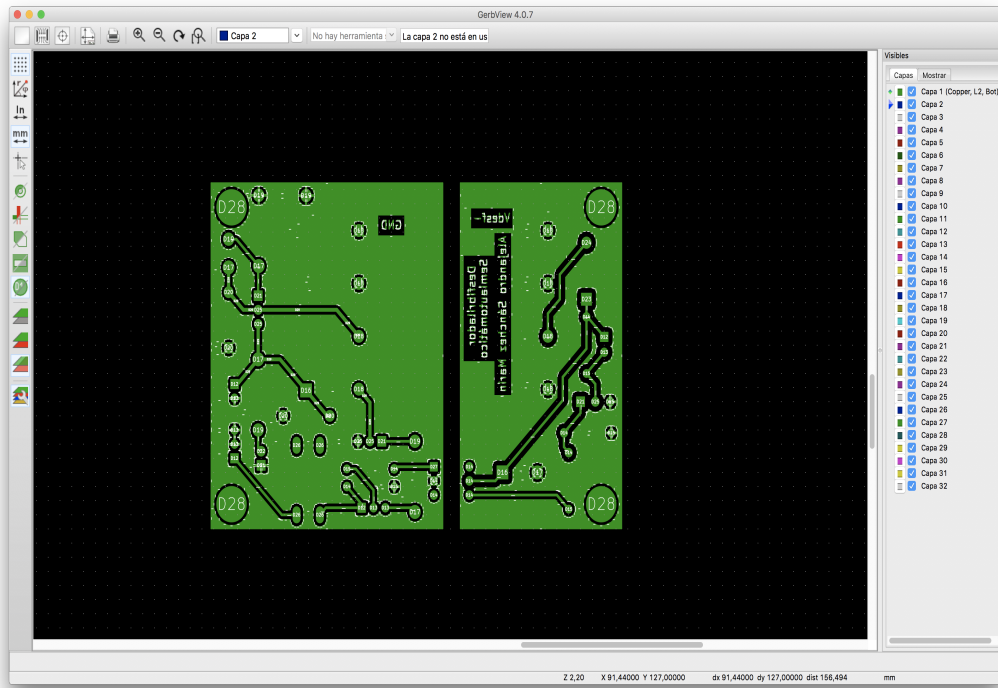


Figura B.3: Archivo Gerber de la capa botom de cobre.

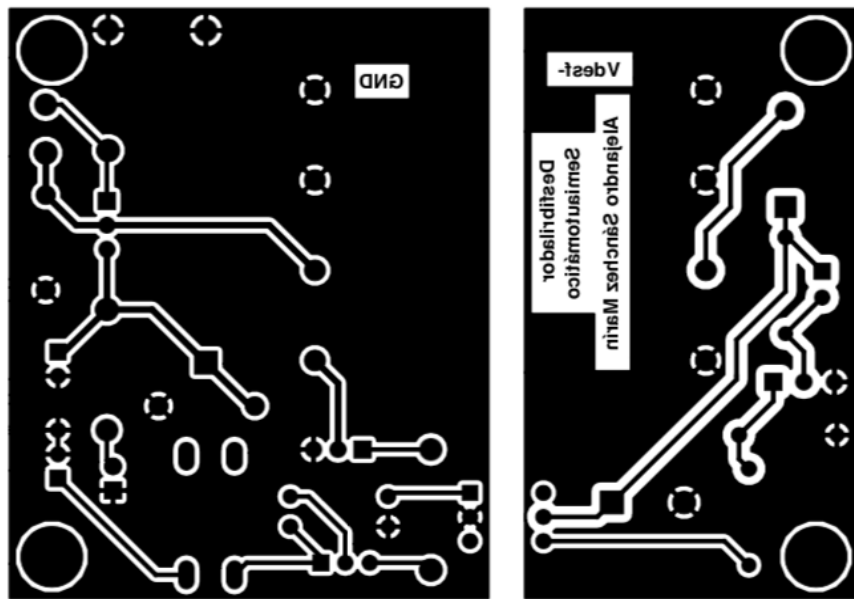


Figura B.4: Archivo Gerber de la capa botom de cobre, en PDF

Anexo C

Diferentes resultados en función del tiempo

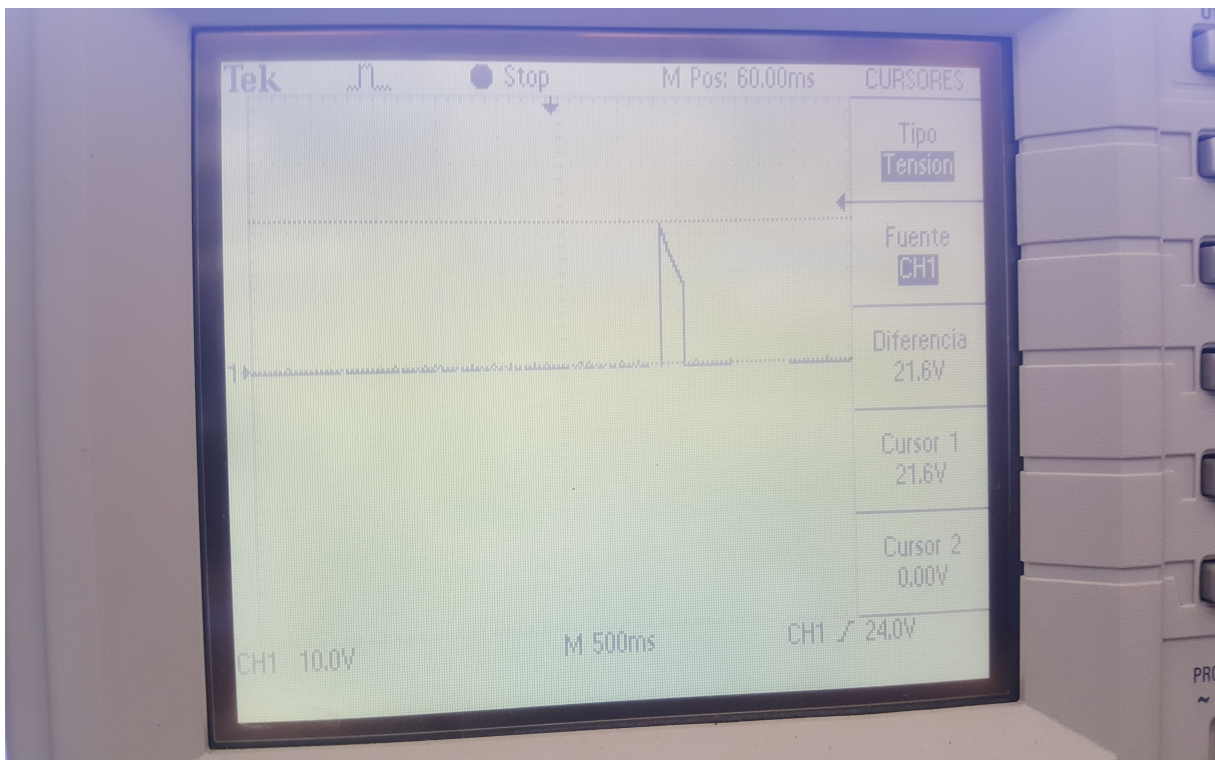


Figura C.1: Onda producida cuando se carga durante 4 segundos.

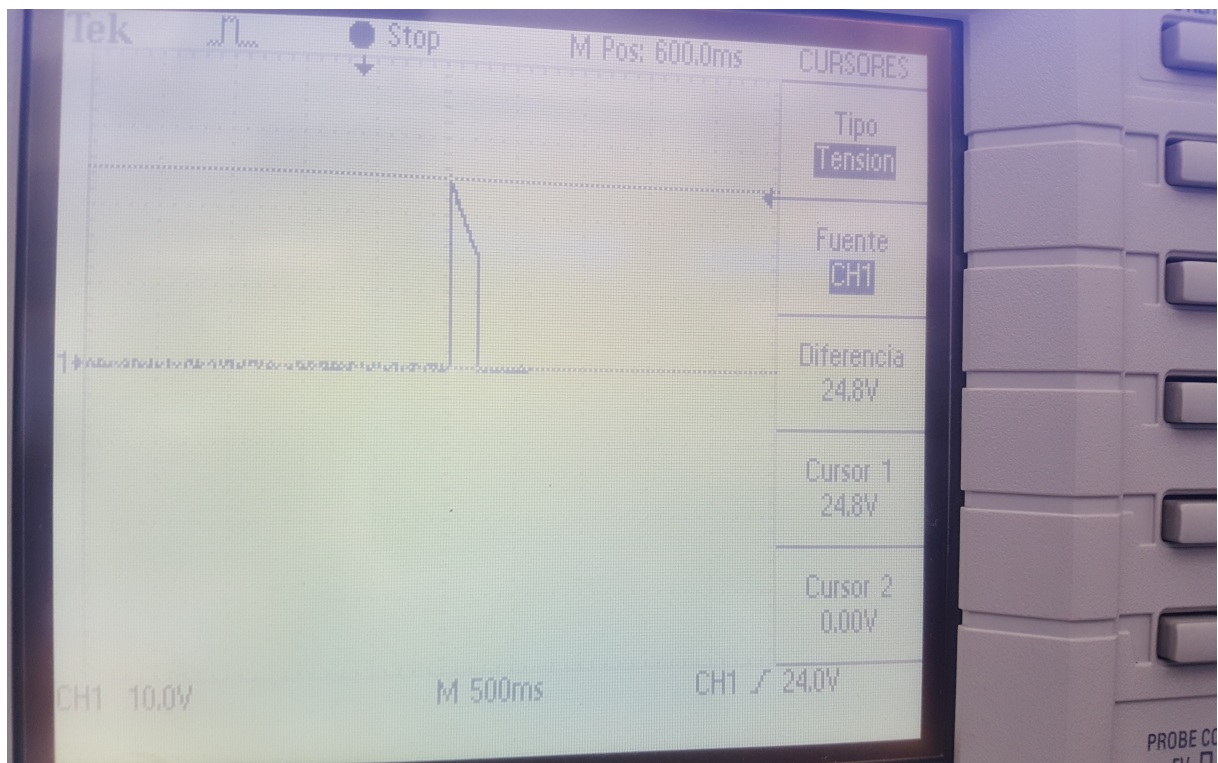


Figura C.2: Onda producida cuando se carga durante 6 segundos.



Figura C.3: Onda producida cuando se carga durante 8 segundos.

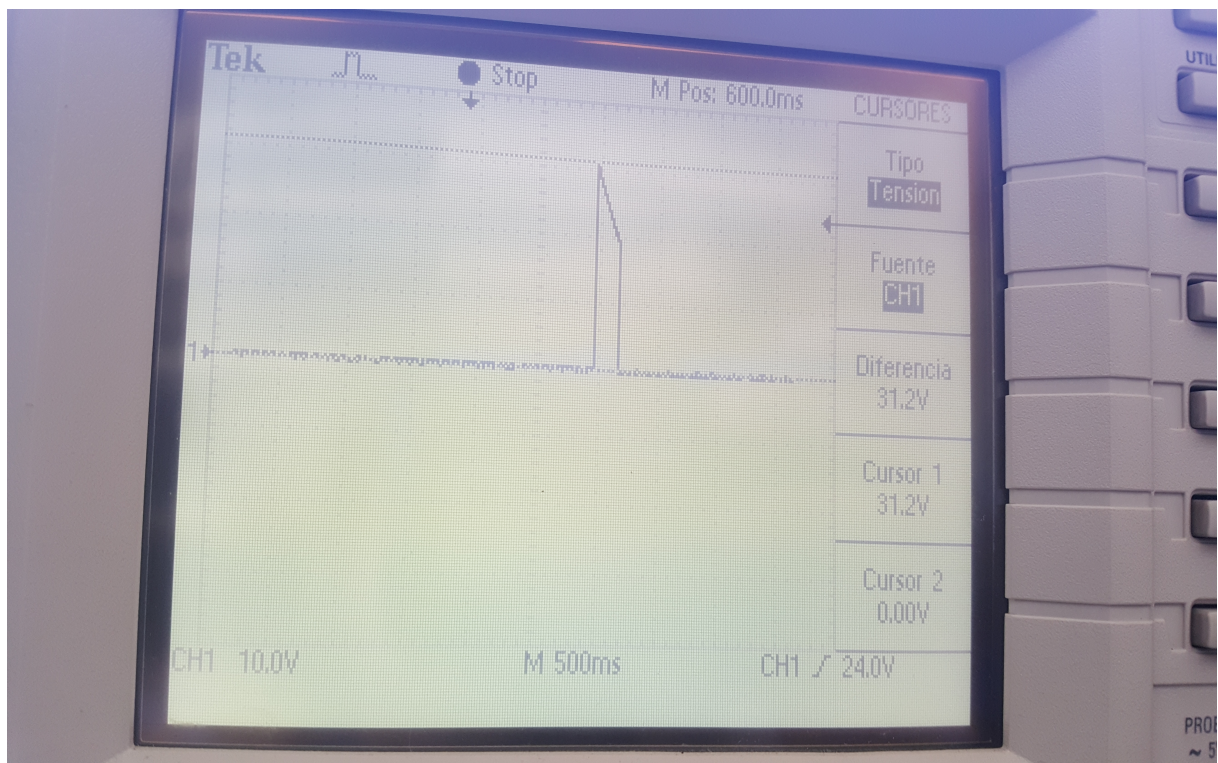


Figura C.4: Onda producida cuando se carga durante 10 segundos.

Anexo D

Código de Arduino

```
1 /*
2  * Código desarrollado por Alejandro Sanchez Marin
3  * para provocar una desfibrilación semiautomática
4  */
5 const int PinCarga = 3; //Pin carga del condensador
6
7 const int Button = 7; //Pin que registra el botón
8
9 const int PinControl=5; //Pin para control del optoacoplador
10
11 int valorPulsador = LOW; //Valor inicial del botón
12
13 int dutyCycle2value(int percent) {
14     int value = (percent*255)/100;
15     return value;
16 }
17 //Fórmula que permite introducir porcentajes en PWM
```

```
18 void setup() {
19   pinMode(Button, INPUT); //Declara el pinBoton como entrada
20   Serial.begin(9600); //Inicio del Monitor
21   Serial.println("Demo del desfibrilador creada
22   por Alejandro Sanchez Marin");
23   delay(2000);
24   Serial.println("Mantenga presionado el boton amarillo
25   para comenzar el proceso de desfibrilacion");
26   delay(10000);
27   valorPulsador= digitalRead(Button); //Lee valor del Boton
28 }
29 void loop() {
30   if(valorPulsador == HIGH){ //Si el boton es presionado
31     Serial.println("Desfibrilacion activada");
32     analogWrite(PinCarga, dutycycle2value(80));
33     //Carga condensador abierta
34     analogWrite(PinControl, dutycycle2value(0));
35     //Descarga cerrada
36     Serial.println("Cargando, no tocar al paciente");
37     delay(8000); //Carga durante 8s
38     Serial.println("Descarga realizada");
39     analogWrite(PinCarga, dutycycle2value(0));
40     //Carga cerrada
41     analogWrite(PinControl, dutycycle2value(100));
42     //Descarga abierta
43     delay(200); //Descarga abierta durante 200ms
44     Serial.println("Proceso finalizado");
```

```
45     Serial.end(); //Fin del Monitor
46 }
47 else { //Si el boton no es presionado
48     Serial.println("Boton no presionado");
49     delay(1000);
50     Serial.println("Desfibrilacion cancelada");
51     Serial.end(); //Fin del Monitor
52 }
53 }
```


Anexo E

Presupuesto

Componente	Número	Precio unitario(€)	Precio total (€)
Condensador 1000uF	1	2.31	2,31
Condensador 0.1 uF	2	0.262	0.524
Condensador 480uF	1	4	4
MOSFET IRF 150n	1	1.25	1.25
MOSFET IRF530n	1	0.845	0.845
Diodo LED	1	0.33	0.33
Diodo	1	0.45	0.45
Conector 1x2	2	0.584	1.168
Conector 1x3	2	0.584	1.168
Botón	1	0.22	0.22
Transformador	1	9,54	9,54
Optoacoplador 4N28	1	0.49	0.49
Resistencia 200	2	0.02	0.04
Resistencia 330	1	0.03	0.03
Resistencia 1k	1	0.05	0.05
Resistencia 1,2k	2	0.03	0.06
Resistencia 4,7k	2	0.10	0.2
Resistencia 100k	1	0.05	0.05
Regulador LM317	1	1.30	1.30
PCB (dm^2)	0.568	4.30	2.443
Arduino UNO	1	20.52	20.52
Total			46.98

Tabla E.1: Presupuesto