



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA

Trabajo Final de Grado

SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS
CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN
ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL

Autor:

Iván Salvador Cambroneró

Tutores:

D. Antonio Guill Ibáñez

D. Álvaro Tormos Ferrando

Valencia, Junio 2018

Agradecimientos

A todas las personas que de una forma u otra han hecho posible la correcta realización de este proyecto, sobre todo a mi familia por el apoyo que me han brindado durante todo el tiempo que he estado inmerso en este proyecto. Agradecer especialmente a mis tutores, Dr. Antonio Guill Ibáñez y Dr. Álvaro Tormos Ferrando, por la ayuda ofrecida durante todo el desarrollo, así como por la confianza que pusieron en mi desde un principio para la realización de este proyecto.

A María, técnico del laboratorio Mestral, por sus conocimientos en algunas partes del diseño que han sido necesarios para que este proyecto haya podido realizarse satisfactoriamente.

Resumen

El objetivo del actual trabajo es el diseño e instrumentación de un sistema de conformación de impulsos configurables para ser utilizado en aplicación electrofisiológica cardiaca experimental en modelos de corazón aislado y perfundidos de pequeños mamíferos. Mediante el presente proyecto se realiza la modificación de los impulsos eléctricos con los que se estimula el tejido cardiaco del corazón.

El trabajo ha sido planteado por el grupo Bio-ITACA de la Universitat Politècnica de València que trabaja juntamente con el grupo GRELCA de la Universitat de València en investigaciones relacionadas con las arritmias cardiacas, ya que los sistemas comerciales de conformación de impulsos tienen costes muy altos y poseen muchas más funciones de las que realmente necesitan estos grupos para sus experimentos. Por lo tanto, se ha planteado la idea de diseñar y fabricar un sistema propio de conformación de impulsos que se adapte exactamente a las necesidades de los experimentos a realizar, y que a su vez sea un sistema eficaz y económico.

La señal de sincronismo que se utiliza en este proyecto es la generada por un sistema generador de pulsos ya disponible de un desarrollo anterior (Francisco Sanfélix). Este sistema está basado en la utilización de un microcontrolador, en concreto la placa de desarrollo STM32F3, y una interfaz gráfica que permite al usuario configurar los diferentes parámetros de los pulsos de sincronismo.

Por último, la realización del proyecto ha resultado exitosa ya que se ha conseguido diseñar un sistema que permite modificar los diferentes parámetros (duración y amplitud) del impulso, así como poder elegir si se desea que el estímulo sea monofásico o bifásico.

Resum

L'objectiu de l'actual treball és el disseny i instrumentació d'un sistema de conformació d'impulsos configurables per a ser utilitzat en aplicació electrofisiològica cardíaca experimental en models de cor aïllat y perfós de xicotets mamífers. Per mitjà del present projecte es realitza la modificació dels impulsos elèctrics amb què s'estimula el teixit cardíac del cor.

El treball ha sigut plantejat pel grup Bio-ITACA de la Universitat Politècnica de València que treballa juntament amb el grup GRELCA de la Universitat de València en investigacions relacionades amb les arítmies cardíques, ja que els sistemes comercials de conformació d'impulsos tenen costos molt alts i posseeixen moltes més funcions de les què realment necessiten aquests grups per als seus experiments. Per tant, s'ha plantejat la idea de dissenyar i fabricar un sistema propi de conformació d'impulsos que s'adapte exactament a les necessitats dels experiments a realitzar, i que al seu torn siga un sistema eficaç i econòmic.

La senyal de sincronisme que s'utilitza en aquest projecte és la generada per un sistema generador de polsos ja disponible d'un desenvolupament anterior dissenyat per un altre company durant la seua realització de TFG. Aquest sistema està basat en la utilització d'un microcontrolador, en concret la placa de desenvolupament STM32F3, i una interfície gràfica que permet a l'usuari configurar els diferents paràmetres dels polsos de sincronisme.

Finalment, la realització del projecte ha resultat reeixida ja que s'ha aconseguit dissenyar un sistema que permet modificar els diferents paràmetres (duració i amplitud) de l'impuls, així com poder triar si es desitja que l'estímul siga monofàsic o bifàsic.

Abstract

The aim of the present work is the design and implementation of a system of configurable pulses shaping to be used in electrophysiological experimental heart application in heart isolated and perfused models of small mammals. Through this project the modification of the electrical impulses that stimulates the heart tissue is performed.

The paper has been raised by the group Bio-ITACA of the Polytechnic University of Valencia that works together with the GRELCA group of the Valencia University in research related to cardiac arrhythmias, since commercial impulse shaping systems are very expensive and have more function than these groups need for their experiments. Therefore, raised the idea of making its own impulse conformation system that fits exactly to the needs of the experiments to perform, and which in turn is an effective and economical system.

The sync signal used in this project is the one generated by a pulse generator system already available of a previous development designed by a classmate during his performance of the TFG. This system is based on a microcontroller, specifically using the STM32F3 development plate, and a graphical interface that allows the user to configure different parameters of sync pulses.

Finally, the performance of the project has been successful since has been achieved the design of a system that allows you to modify the different parameters (duration and amplitude) of the impulse, as well as being able to choose if you want that the stimulus either be single-phase or two-phase.

Índice

1	Introducción.....	11
1.1	Motivación.....	11
1.2	Finalidad del proyecto	11
1.3	Contextualización histórica y teórica	12
1.3.1	Sistema Langendorff	12
1.3.2	Estudio de las arritmias.....	13
2	Objeto del proyecto y especificaciones.....	14
3	Diseño e instrumentación	16
3.1	Diseño de la etapa de sincronismo.....	16
3.2	Diseño de la etapa de acondicionamiento	23
3.3	Diseño de la etapa de amplificación	30
3.4	Esquema de conexiones	42
3.5	Diseño de la placa de circuito impreso (PCB)	43
3.6	Diseño de la carcasa.....	45
4	Resultados	46
4.1	Resultados experimentales	46
4.2	Montaje	50
5	Conclusiones	52
6	Presupuesto.....	53
7	Bibliografía	55
8	Anexos.....	57
8.1	Bases teóricas.....	57
8.1.1	Buffer.....	57
8.1.2	Condensador de desacoplo	57
8.1.3	Transistor	58
8.2	Planos.....	59

Índice de ilustraciones

Ilustración 1: Principales causas de muerte en el mundo (OMS, 2012).....	11
Ilustración 2: Oskar Langendorff.....	12
Ilustración 3: Esquema del sistema de perfusión Langendorff y conexiones al corazón, respectivamente	13
Ilustración 4: Comparación entre el ritmo normal del corazón y el de una arritmia	13
Ilustración 5: Sistema de estimulación GRASS S88.....	14
Ilustración 6: STM32F4DISCOVERY.....	16
Ilustración 7: Terminales del monoestable.....	20
Ilustración 8: Conexiones al monoestable para pulso monofásico.....	21
Ilustración 9: Conexiones al monoestable para pulso bifásico	22
Ilustración 10: Salida monoestable para impulso monofásico y bifásico, respectivamente	23
Ilustración 11: Etapa acondicionamiento impulso monofásico.....	24
Ilustración 12: Conexión monoestable-buffer para impulso bifásico	24
Ilustración 13: Señal salida segundo monoestable con ruido	25
Ilustración 14: Señal salida segundo monoestable sin ruido	25
Ilustración 15: Amplificador inversor.....	26
Ilustración 16: Conexión monoestable-buffer-inversor para impulso bifásico	27
Ilustración 17: Pulsos de salida después de la etapa de inversión.....	27
Ilustración 18: Sumador no inversor	28
Ilustración 19: Acondicionamiento impulso bifásico.....	29
Ilustración 20: Impulso bifásico $\pm 5V$	29
Ilustración 21: Amplificación con transistores.....	30
Ilustración 22: Puente H con MOSFET.....	31
Ilustración 23: Flujo de corriente en puente H	32
Ilustración 24: Divisor resistivo	33
Ilustración 25: Divisor resistivo	34
Ilustración 26: Entrada-salida divisor resistivo para impulso monofásico y bifásico, respectivamente	35
Ilustración 27: Amplificador no inversor.....	35
Ilustración 28: Etapa de amplificación.....	38
Ilustración 29: Comparación señal de salida con ruido y sin ruido.....	39
Ilustración 30: Fuente corriente constante.....	40
Ilustración 31: Sentido de la intensidad en la fuente constante de corriente	41
Ilustración 32: Circuito montado sobre protoboard	43
Ilustración 33: Diseño 3D de la placa de circuito impreso.....	44
Ilustración 34: Diseño de la PCB para el potenciómetro y los selectores, respectivamente	44
Ilustración 35: Cara superior de la placa perforada	45

Ilustración 37: Carcasa del dispositivo.....	45
Ilustración 38: Comparación ancho de pulso para pulso monofásico	47
Ilustración 39: Comparación ancho de pulso para pulso bifásico.....	48
Ilustración 40: Diferentes amplitudes del pulso de salida.....	49
Ilustración 41: Vista preliminar del dispositivo.....	51
Ilustración 42: Seguidor de tensión.....	57
Ilustración 43: Transistor NPN	58

Índice de ilustraciones

Tabla 1: Valores resistencia para relación R/t de la hoja de datos	18
Tabla 2: Valores resistencia para relación R/t experimental para pulso monofásico ...	19
Tabla 3: Valores resistencia para relación R/t experimental para pulso bifásico	19
Tabla 4: Resultados experimentales para duración de pulso monofásico	47
Tabla 5: Resultados experimentales para duración de pulso bifásico	48
Tabla 6: Resultados experimentales para amplitud de pulso	49
Tabla 7: Capítulo 1 del presupuesto. Instrumentación del circuito	58
Tabla 8: Capítulo 2 del presupuesto. Carcasa del sistema	58
Tabla 9: Capítulo 3 del presupuesto. Mano de obra	59
Tabla 10: Resumen del presupuesto	59

1 Introducción

En los siguientes apartados se van a exponer los motivos por lo que se cree que es importante la investigación en el campo de las arritmias cardíacas.

1.1 Motivación

Un gran porcentaje de las muertes en el mundo están relacionadas con problemas cardíacos (*Ilustración 1*). De esta forma los grupos de investigación Bio-ITACA y GRELCA llevan años realizando investigaciones y desarrollos de sistemas de prevención y recuperación de posibles enfermedades relacionadas con un órgano tan importante como es el corazón. En especial, estos grupos trabajan dentro del marco de la electrofisiología cardíaca experimental, utilizando como muestra corazones aislados de pequeños mamíferos.

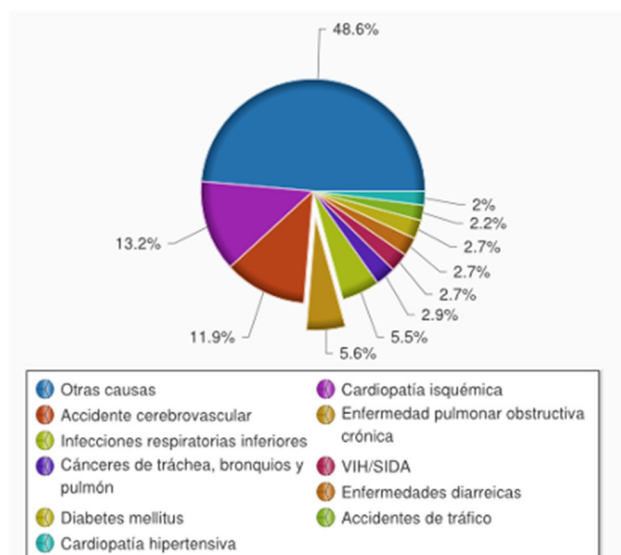


Ilustración 1: Principales causas de muerte en el mundo (OMS, 2012)

Mediante este trabajo se podrá extraer suficiente información para saber cómo será el comportamiento del corazón en diferentes situaciones y así poder prevenir el riesgo de sufrir enfermedades como la isquemia miocárdica, la cual puede causar graves arritmias que pueden acabar provocando la muerte súbita.

1.2 Finalidad del proyecto

Los grupos Bio-ITACA y GRELCA llevan años experimentando con modelos de corazón aislado, utilizando sistemas de estimulación comerciales que tienen costes muy elevados, y los cuales poseen muchas más funciones de las que

realmente utilizan en sus experimentos. Por lo tanto, se ha planteado mediante este trabajo, el diseño de un sistema de estimulación que sea fiable y a su vez económico, que se adapte perfectamente a los diferentes experimentos que realizan estos grupos de investigación.

1.3 Contextualización histórica y teórica

1.3.1 Sistema Langendorff

Este sistema debe su nombre a Oskar Langendorff (1853 - 1908), que fue un médico y fisiólogo alemán que realizó diversos experimentos con el corazón aislado perfundido, más conocido como sistema de perfusión Langendorff (Wikipedia, 2017).

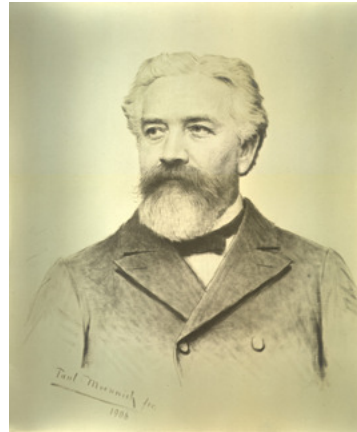


Ilustración 2: Oskar Langendorff

Este sistema de perfusión es una técnica *in vitro* utilizada en investigaciones tanto farmacológicas como fisiológicas en las que se utilizan órganos de animales para hacer los experimentos, hecho que permite poder estudiar diferentes factores sin las complicaciones que habría al utilizar un animal intacto.

Este se basa en la perfusión de una solución oxigenada rica en nutrientes denominada Tyrode a través de la vena aorta de forma retrógrada. El Tyrode alimenta los vasos coronarios, nutriendo así el corazón y permitiendo que este siga latiendo en condiciones normales después de haber sido extraído del cuerpo del animal.

El sistema de perfusión Langendorff (*Ilustración 3*) está formado por un recipiente donde se almacena y oxigena el líquido con el que se va a perfundir el

corazón. A continuación, el líquido se filtra, y si hace falta se pasa por un intercambiador de calor para mantenerlo siempre a la temperatura deseada. Además, el sistema también está formado por dos electrodos, los cuales podrán realizar la función de desfibrilador en el caso de que el corazón se salga del ritmo cardiaco normal.

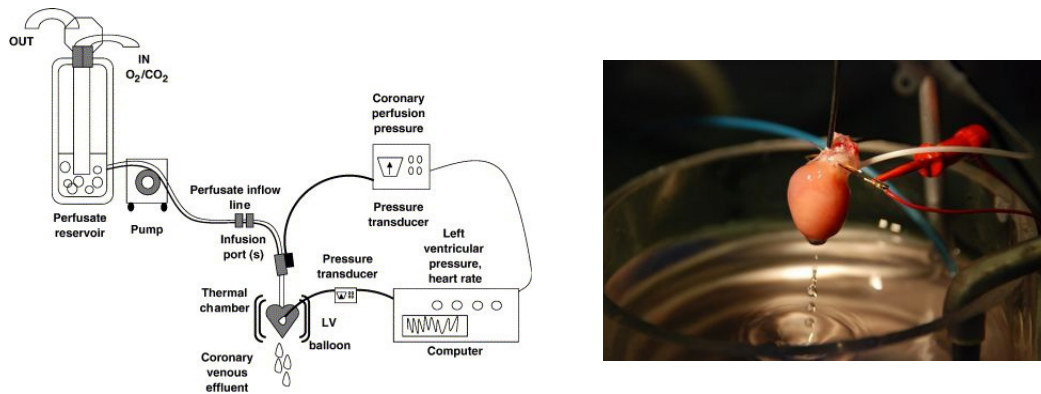


Ilustración 3: Esquema del sistema de perfusión Langendorff y conexiones al corazón, respectivamente

1.3.2 Estudio de las arritmias

Gran parte de los fallecimientos debidos a la muerte súbita en el mundo son debidos a afecciones del corazón que normalmente están causadas por arritmias malignas, las cuales se definen como la variación del ritmo cardíaco que no se justifica por razones fisiológicas (Wikipedia, 2018). La variación del ritmo cardiaco se puede producir tanto porque se ralentice el corazón como porque se acelere, siendo en este último caso uno de los más peligrosos ya que el ritmo rápido e irregular (*Ilustración 4*) puede hacer que se produzcan coágulos sanguíneos en el corazón que pueden desprenderse y producir impactos con los vasos sanguíneos, provocando así una falta de riego en esa zona.

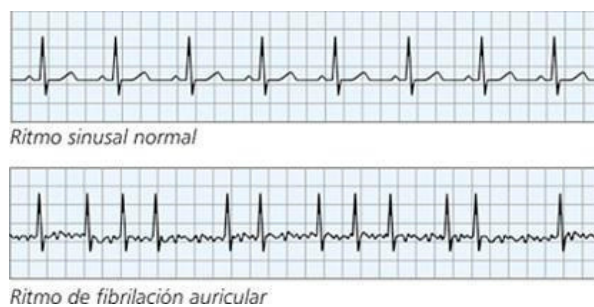


Ilustración 4: Comparación entre el ritmo normal del corazón y el de una arritmia

2 Objeto del proyecto y especificaciones

Mediante el presente proyecto se busca el diseño e instrumentación de un sistema de estimulación, así como su implementación física y la posterior verificación del funcionamiento, que permita la modificación de los diferentes parámetros del estímulo dependiendo de las exigencias que se tengan en cada uno de los experimentos. Se trata de un sistema el cual tiene una entrada de sincronismo, teniendo que sincronizar los diferentes estímulos con esta entrada y así poder realizar las diferentes investigaciones sobre arritmias cardiacas con modelos de corazón aislado y perfundido que realiza el grupo Bio-ITACA de la Universitat Politècnica de València junto al grupo GRELCA de la Universitat de València.

El sistema desarrollado, juntamente con el sistema de sincronismo desarrollado anteriormente por Francisco Sanfélix, permitirá prescindir del equipo comercial que se utiliza en la actualidad para este tipo de experimentos (GRASS S88), el cual es un equipo muy complejo, que tiene un alto coste y que tiene muchas funciones que realmente no se necesitan en este tipo de experimentos. Por lo tanto, con este sistema se tendrá un equipo compacto, eficaz y económico que se adaptará a la perfección a las exigencias de los experimentos y que permitirá emular la forma de operar del sistema comercial, pero utilizando solo las funcionalidades necesarias para los diferentes experimentos, obteniendo así un sistema sencillo y práctico de manejar. La salida del sistema irá conectada al corazón aislado y perfundido utilizando la técnica Langendorff mediante unos electrodos que permitirán realizar los diferentes experimentos y recoger los datos suficientes para realizar el estudio correspondiente.



Ilustración 5: Sistema de estimulación GRASS S88

Así pues, el sistema a desarrollar debe tener las siguientes especificaciones:

- Poder elegir si se desea que el estímulo sea monofásico o bifásico.
- Tanto los estímulos monofásicos como los estímulos bifásicos deben tener una duración mínima de 1 ms y máxima de 10 ms pudiendo modificar este valor con una resolución de 1 ms.
- Los estímulos monofásicos deben tener una amplitud mínima de 1 V y una amplitud máxima de 24 V pudiendo modificar su valor dentro de este rango.
- Los estímulos bifásicos deben tener una amplitud mínima de ± 1 V y una amplitud máxima de ± 24 V pudiendo modificar su valor dentro de este rango.

A parte de las especificaciones técnicas citadas anteriormente, el sistema debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Ser un sistema universal que pueda funcionar con cualquier entrada de sincronismo.
- Los diferentes mandos para la modificación de los parámetros deben ir en la parte frontal de la carcasa.
- Ser de fácil instalación y conexión a la red.
- Ser un sistema intuitivo y fácil de manejar.
- Ser viable económicamente.

3 Diseño e instrumentación

En el presente capítulo se detallarán todos los aspectos necesarios para el correcto diseño del circuito electrónico, así como la metodología utilizada para llevar a cabo la instrumentación y el acondicionamiento de la señal de interés.

3.1 Diseño de la etapa de sincronismo

En esta primera etapa del diseño del circuito, se busca poder sincronizar los estímulos de salida con la señal de sincronismo que llega al sistema procedente de otro equipo ya disponible de un desarrollo anterior.

Soluciones Alternativas

STM32F4DISCOVERY

Una posible solución que se ha estudiado para la realización de la etapa de sincronismo de la señal es utilizar un microcontrolador, en este caso la placa de desarrollo STM32F4DISCOVERY ya que es un microcontrolador con el que se está bastante familiarizado debido a los múltiples proyectos que se han realizado durante el grado utilizando esta placa.



Ilustración 6: STM32F4DISCOVERY

Para realizar el sincronismo de la señal se utilizan los diferentes *Timers* que posee el microcontrolador permitiendo así sincronizar la señal de salida con la entrada al sistema.

La principal ventaja de utilizar este método de sincronismo es que toda esta etapa es digital, por lo que no habría problema de posibles errores de voltaje, así

como errores de ruido que se pueda acoplar al sistema. Sin embargo, desde un principio se desechó esta forma de hacerlo, ya que el sistema del que recibe el pulso con el que se debe sincronizar el estímulo, está basado en este mismo microcontrolador, por lo que no sería viable tener dos sistemas diferentes basados en la utilización de microcontrolador, ya que si se deseara hacer así, lo más viable sería hacer un sistema que englobara las dos partes, la de creación de la señal de sincronismo y la de conformación de los pulsos.

Monoestable

Por lo tanto, la segunda opción que se estudió, y la que finalmente se ha implementado en el sistema, fue utilizar un monoestable para realizar el sincronismo de la señal. En el mercado hay una gran variedad de este tipo de circuitos integrados, sin embargo, se ha optado por utilizar un monoestable de la serie 4000, en concreto el CD4098BE. Este componente posee en su interior dos monoestables independientes, lo que supone una gran ventaja frente a otros ya que ahorra espacio a la hora del montaje físico del circuito. Se ha utilizado este monoestable en concreto ya que era uno de los que había disponibles en el laboratorio para hacer las diferentes pruebas y cumplía con las especificaciones de duración de los estímulos que se plantean. Otro factor determinante para utilizar este monoestable, ha sido su precio, ya que no es un componente excesivamente caro, ya que tiene un precio medio de 50 céntimos.

Siguiendo las especificaciones que se han requerido para el diseño del sistema, en la etapa de sincronismo debe ser posible la modificación de la duración del pulso de salida. De esta forma, observando el *Datasheet* de CD4098BE se puede extraer que la duración del pulso de salida depende de una red RC que sigue la siguiente relación:

$$t(ms) = \frac{1}{2} \cdot R_x \cdot C_x$$

Esta expresión solo es válida para valores del condensador mayores de 0.01 μF y valores de resistencias como mínimo de 5 $\text{k}\Omega$. Por lo tanto, se ha decidido utilizar un condensador de 33 nF debido a que es el componente que más restringe a la hora de elegir valores, ya que hay muchos menos valores en el mercado de condensadores que de resistencias.

A continuación, teniendo el valor del condensador fijado, se puede calcular las diferentes resistencias necesarias para cada duración del pulso cuando se desee a la salida del monoestable un pulso monofásico:

Tabla 1: Valores resistencia para relación R/t de la hoja de datos

Duración del pulso	Resistencia
1 ms	60.6 kΩ
2 ms	121.12 kΩ
3 ms	181.8 kΩ
4 ms	242.4 kΩ
5 ms	303 kΩ
6 ms	363.6 kΩ
7 ms	424.2 kΩ
8 ms	484.8 kΩ
9 ms	545.4 kΩ
10 ms	606 kΩ

Haciendo diferentes ensayos con las resistencias citadas en la anterior tabla se ha conseguido saber que la relación que ofrece la hoja de datos del monoestable no es precisa y por lo tanto se ha recurrido a la experimentación para obtener una relación mucho más precisa entre la duración del pulso y la resistencia.

Para obtener esta relación se han tomado los siguientes valores de resistencia y se han obtenido las correspondientes duraciones del pulso de salida:

$$\begin{aligned} 5 \text{ ms} &\rightarrow 369 \text{ k}\Omega \\ 4.4 \text{ ms} &\rightarrow 326 \text{ k}\Omega \end{aligned}$$

Mediante la ecuación canónica de la recta para dos puntos, se obtiene la relación final entre resistencia y duración:

$$\frac{x - x_a}{x_b - x_a} = \frac{y - y_a}{y_b - y_a}$$
$$\frac{x - 5}{4.4 - 5} = \frac{y - 369}{326 - 369}$$

Despejando de esta última igualdad se obtiene la relación que se utilizará para el cálculo de las diferentes resistencias necesarias:

$$R (k\Omega) = \frac{433}{6} \cdot t(ms) + \frac{127}{15}$$

A continuación, ya se pueden calcular las resistencias necesarias para cada duración del pulso de salida cuando el pulso es monofásico:

Tabla 2: Valores resistencia para relación R/t experimental para pulso monofásico

Duración del pulso	Resistencia
1 ms	80.8 kΩ
2 ms	152.9 kΩ
3 ms	225 kΩ
4 ms	297.1 kΩ
5 ms	369 kΩ
6 ms	441.4 kΩ
7 ms	513.5 kΩ
8 ms	585.6 kΩ
9 ms	657.7 kΩ
10 ms	729.8 kΩ

Para aumentar la precisión a la hora de obtener la duración del pulso, debido a que los valores obtenidos no corresponden con valores normalizados y habría que realizar combinaciones de diferentes resistencias para obtenerlos, se ha optado por utilizar diferentes potenciómetros de 1 MΩ y ajustarlos a un valor lo más exacto posible.

En el caso del pulso bifásico, este al tener una fase positiva y otra negativa, la duración de cada uno de los pulsos de los monoestables deberá ser la mitad de la calculada mediante la *Ecuación 2*, ya que la duración del impulso debe ser la misma sea este monofásico o bifásico. Por lo tanto, para calcular las resistencias que deberán situarse en cada uno de los monoestables cuando estos realicen el pulso bifásico, basta con dividir por la mitad cada una de las resistencias calculadas en la *Tabla 2*:

Tabla 3: Valores resistencia para relación R/t experimental para pulso bifásico

Duración del pulso	Resistencia
1 ms	40.4 kΩ
2 ms	76.4 kΩ

3 ms	112.5 k Ω
4 ms	148.5 k Ω
5 ms	184.6 k Ω
6 ms	220.7 k Ω
7 ms	256.7 k Ω
8 ms	292.8 k Ω
9 ms	328.8 k Ω
10 ms	364.9 k Ω

La conexión de la red RC que nos permite obtener cada una de las duraciones deberá realizarse tal y como muestra la hoja de datos:

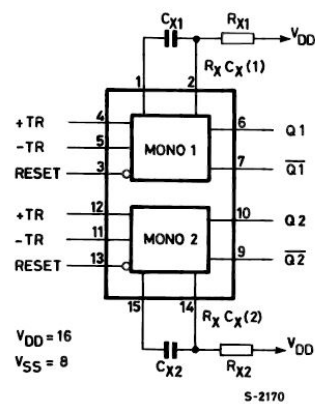


Ilustración 7: Terminales del monoestable

Siguiendo las pautas que se enumeran en la hoja de datos del monoestable se realizan las correctas conexiones para el buen funcionamiento del circuito, teniendo así las siguientes conexiones en esta primera etapa:

Conexiones para pulso de salida monofásico

A continuación, se muestra la correcta conexión de cada uno de los terminales del monoestable:

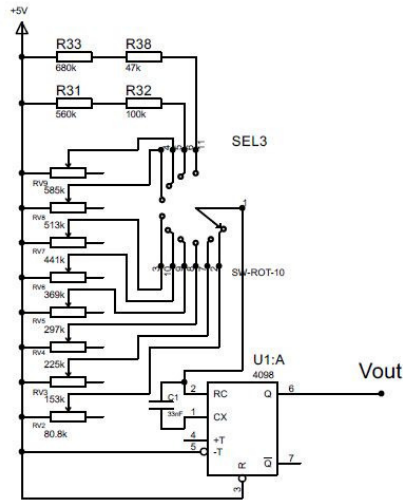


Ilustración 8: Conexiones al monoestable para pulso monofásico

Tal y como se puede observar en la *Ilustración 7*, la entrada con la cual se deben sincronizar los pulsos está conectada al terminal T+ del monoestable ya que se desea que el pulso esté sincronizado con el flanco de subida de la señal de sincronismo.

La alimentación del circuito se hará mediante una tensión de 5 voltios ya que, aunque el monoestable admite como máximo 20 voltios de alimentación, para nuestra aplicación es más viable utilizar 5 voltios de alimentación ya que es una tensión que es fácil de conseguir mediante reguladores de tensión y además es más viable para las etapas posteriores del sistema.

Como se puede observar en la *Ilustración 8*, para la duración de 10 ms y 9 ms, se ha optado por obtener el valor correspondiente de resistencia mediante dos resistencias normalizadas colocadas en serie. Esto es debido a que mediante diferentes pruebas que se han hecho en el laboratorio, se ha podido observar que cuando el valor de la resistencia necesaria es muy grande, con el potenciómetro se consigue una precisión menor que utilizando dos resistencias en serie, por lo que para estos dos casos se ha optado por la configuración comentada.

Conexiones para pulso de salida bifásico

En este apartado se muestran las conexiones del monoestable necesarias para la obtención de un pulso de salida bifásico:

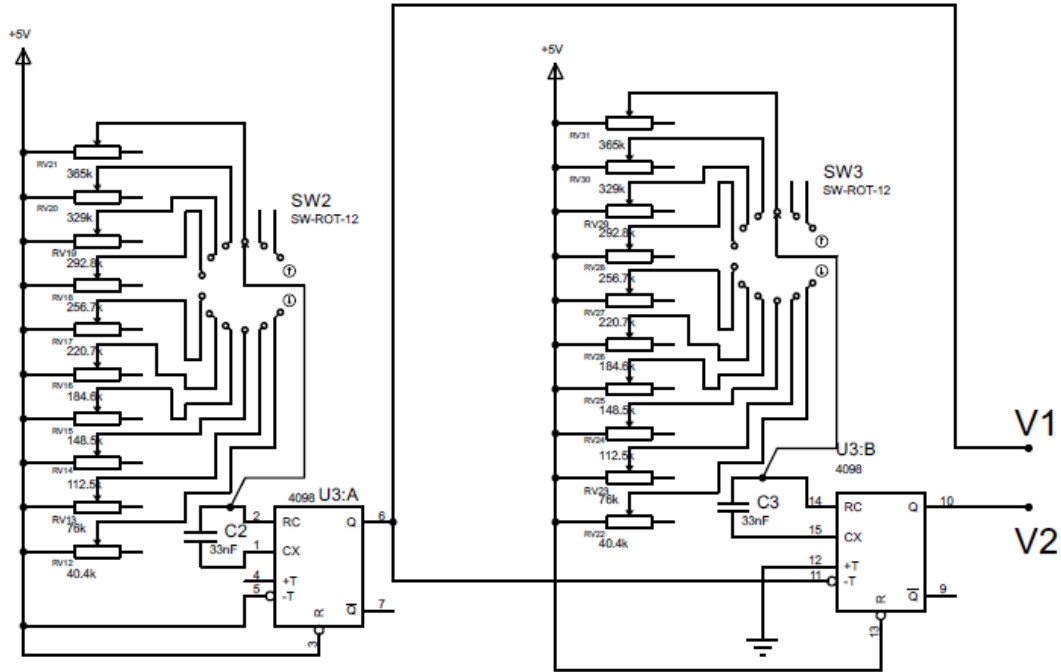


Ilustración 9: Conexiones al monoestable para pulso bifásico

En este caso, las conexiones del primer monoestable son iguales que en el apartado anterior, sin embargo, como se desea que la salida del segundo monoestable se sitúe a continuación de la salida del primero, la activación del segundo monoestable debe ser por flanco de bajada del primero, por lo que la señal de salida del primero deberá ir conectada al terminal T- del segundo.

En ambos casos, tanto en el monofásico como en el bifásico, se puede observar cómo se han colocado los diferentes potenciómetros que nos permitirán obtener la duración deseada en cada instante. Estos están conectados a un selector, en este caso de 10 posiciones, que permitirá variar la duración del pulso de una forma fácil e intuitiva.

A continuación, se muestra la salida del monoestable para cada uno de los tipos de estímulo:

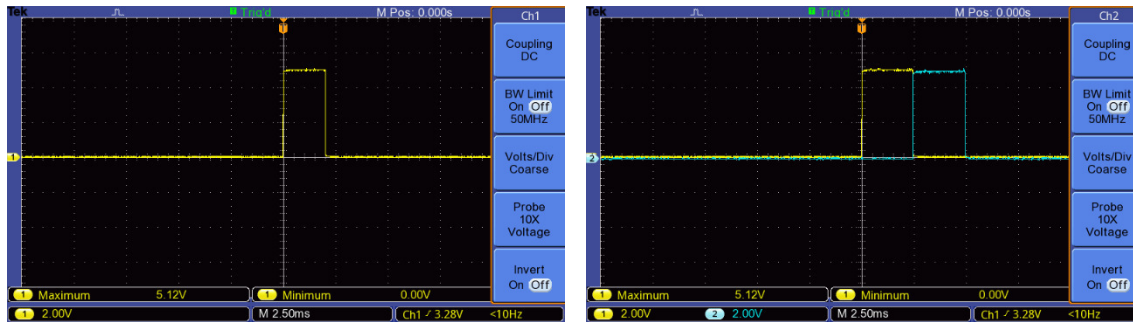


Ilustración 10: Salida monoestable para impulso monofásico y bifásico, respectivamente

Siendo la señal amarilla la salida del primer monoestable, y la azul la salida del segundo.

3.2 Diseño de la etapa de acondicionamiento

En este apartado se detallan las principales características del circuito de acondicionamiento de cada una de las señales tanto para el estímulo monofásico como para el estímulo bifásico.

Acondicionamiento del impulso monofásico

Para poder amplificar de forma correcta el impulso generado a partir del monoestable es imprescindible que la señal pase por una etapa de acondicionamiento para evitar cualquier tipo de error en forma principalmente de ruido, ya que, si llegara a acoplarse cualquier ruido a la señal, cuando esta fuera amplificada en la última etapa, el ruido también será amplificado y por lo tanto el error que puede llegarse a cometer en la señal aplicada al tejido cardiaco sería mucho mayor.

Buffer

Para evitar que esto ocurra, lo más sencillo es conectar un amplificador operacional en configuración de *Buffer* (*Anexo I*) entre la etapa de sincronismo de la señal y la etapa de amplificación, ya que la alimentación de este es de $\pm 15V$ y por lo tanto nunca tendríamos problemas de saturación ya que las señales a tratar no están por encima de los 5 V tanto positivos como negativos. La salida del monoestable irá conectada a la entrada no inversora del amplificador

operacional, tal y como se muestra en la *Ilustración 10*, obteniendo así a la salida del amplificador operacional una señal sin ningún tipo de ruido, hecho que permite amplificarla posteriormente sin ningún tipo de problema.

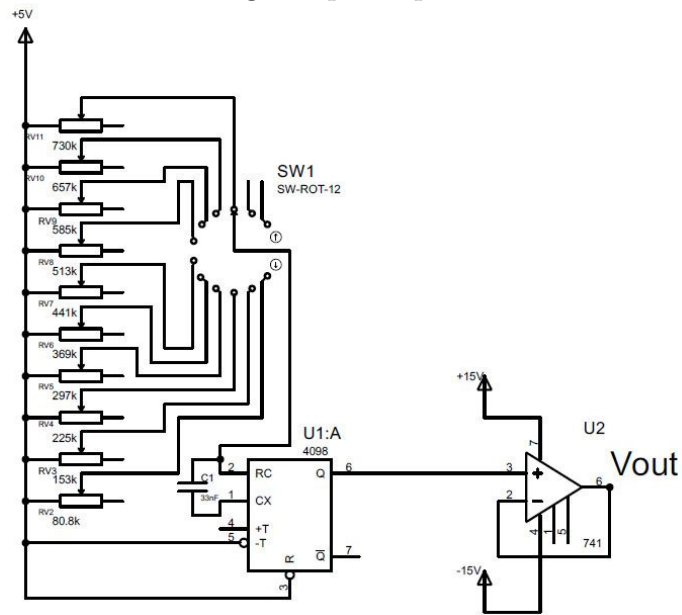


Ilustración 11: Etapa acondicionamiento impulso monofásico

Acondicionamiento del impulso bifásico

Buffer

En esta parte del circuito, al igual que en la parte anterior, se procede a colocar un amplificador operacional en configuración de *Buffer* inmediatamente después de la salida de cada uno de los monoestables.

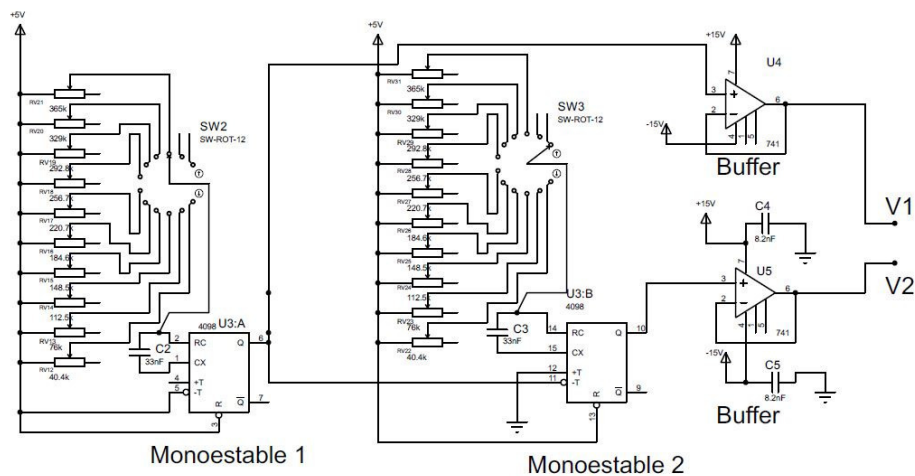


Ilustración 12: Conexión monoestable-buffer para impulso bifásico

Tal y como se puede observar en el esquema anterior, el amplificador operacional que está conectado a la salida del segundo monoestable posee dos condensadores de 8.2 nF conectados entre la alimentación del operacional y la masa del circuito. Esto es debido a que haciendo pruebas en el laboratorio se ha observado que a la salida V2 se había acoplado una componente de alterna que hacía que la señal de salida tuviera mucho ruido, tal y como muestra la *Ilustración 12*.



Ilustración 13: Señal salida segundo monoestable con ruido

Para eliminar el ruido presente en la señal, tal y como se ha comentado anteriormente, se han conectado dos condensadores entre la alimentación, tanto positiva como negativa, del operacional y la masa del circuito. Estos condensadores hacen la función de condensadores de desacoplo, ya que permiten desacoplar cualquier componente de alterna que pueda entrar en nuestro circuito, eliminando así esta componente y dejando únicamente la componente de continua, tal y como se muestra en la *Ilustración 13*.

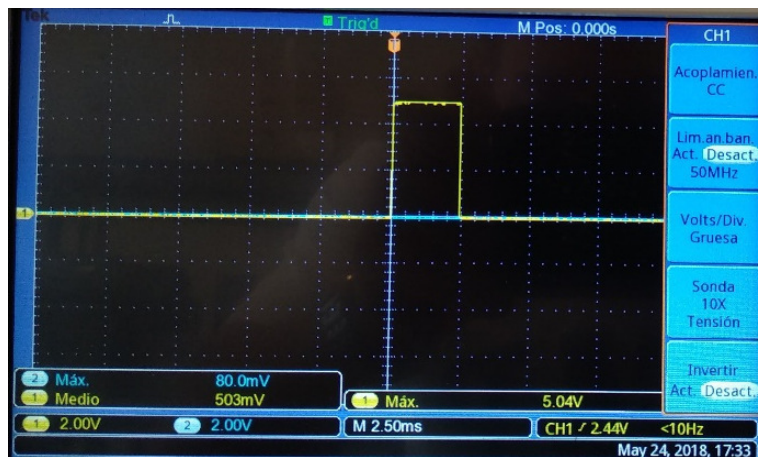


Ilustración 14: Señal salida segundo monoestable sin ruido

Se puede observar que al colocar los condensadores de desacoplo en esta etapa, la señal que se obtiene es una señal con menos ruido.

Inversor

A continuación, la siguiente etapa en el acondicionamiento de impulso bifásico, es la inversión de la señal generada por el segundo monoestable, ya que la señal bifásica debe tener un semiciclo positivo y seguidamente uno negativo.

Para llevar a cabo esta segunda etapa, al igual que en la etapa anterior, lo más sencillo es utilizar un amplificador operacional en configuración de inversor, ya que en ninguna de las etapas de acondicionamiento la señal a tratar será superior a ± 5 V, por lo que no habrá problema de posible saturación del amplificador operacional.

Para el diseño de la etapa inversora, primero se deben conocer las características principales de este tipo de configuración.

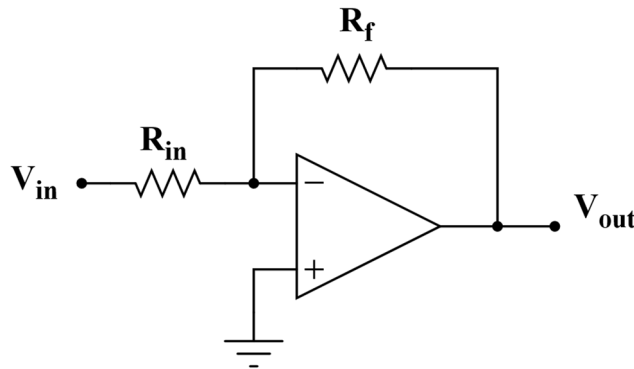


Ilustración 15: Amplificador inversor

Cuya función de transferencia es:

$$V_{out} = -\frac{R_f}{R_{in}} \cdot V_{in}$$

Mediante esta configuración se podría realizar la amplificación de la señal, sin embargo, debido a que los operacionales están alimentados a ± 15 V, no se podría cumplir con las especificaciones de diseño del sistema ya que, al intentar amplificar esta señal, el operacional saturaría y se obtendría una señal como máximo de ± 15 V. Por lo tanto, esta etapa será únicamente de inversión de la señal.

Para el diseño de las resistencias que hacen falta para poder invertir la señal, basta con tener en cuenta que la ganancia que se necesita es unitaria, por lo que el valor de las resistencias que deben colocarse en esta etapa debe ser el mismo.

En este caso se han elegido resistencias de $1\text{ k}\Omega$, ya que no hay limitaciones en cuanto a intensidad, de forma que el esquema después de haber diseñado esta etapa es el siguiente:

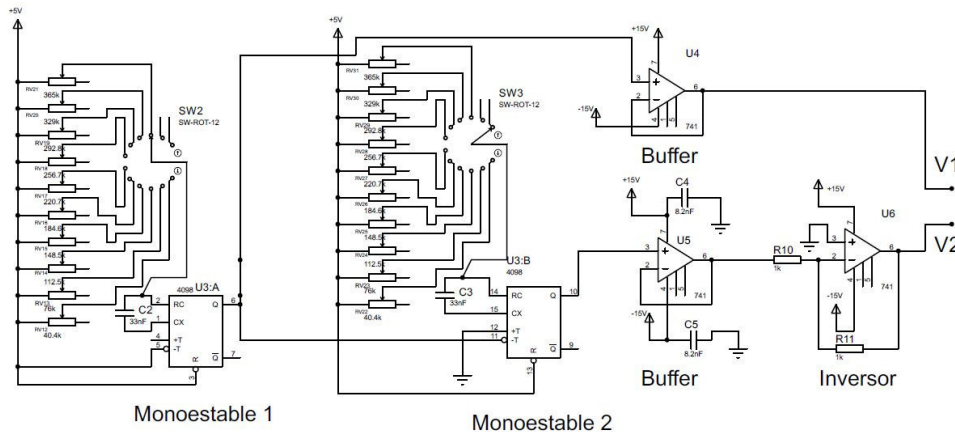


Ilustración 16: Conexión monoestable-buffer-inversor para impulso bifásico

A continuación, se muestra una captura de la salida de los dos monoestables, siendo la señal amarilla la salida del primer monoestable y la señal azul la salida del segundo monoestable una vez invertida.

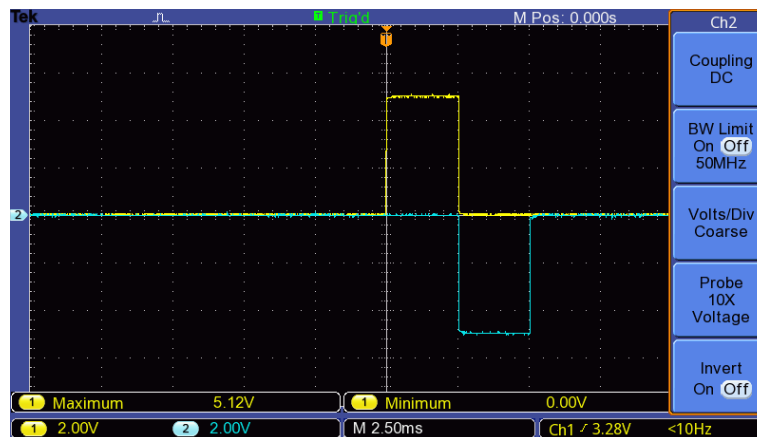


Ilustración 17: Pulsos de salida después de la etapa de inversión

Sumador

Por último, antes del diseño de la etapa de amplificación, se debe diseñar una última etapa de acondicionamiento donde se consiga sumar las dos señales, teniendo así el impulso bifásico en una sola señal.

Para el diseño de esta última etapa se ha considerado la opción de utilizar, al igual que en las dos etapas anteriores, un amplificador operacional, observando que es una opción viable ya que no existen limitaciones que nos impidan el uso de este tipo de componente. Para llevar a cabo la suma de las dos señales, el circuito más viable es utilizar el amplificador operacional en configuración de sumador.

Para poder llevar a cabo la suma de las dos señales mediante esta configuración, primero se debe conocer las características y esquema de este circuito:

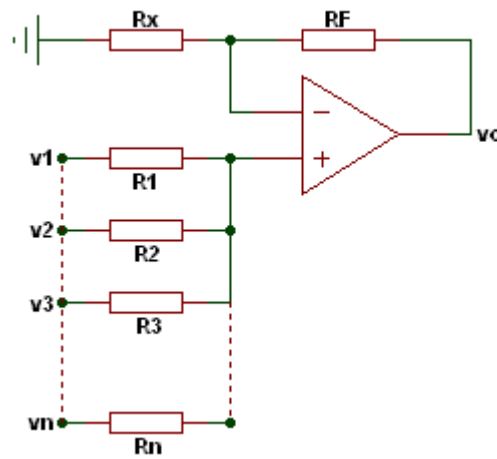


Ilustración 18: Sumador no inversor

Siendo su función de transferencia la siguiente:

$$V_o = \left(1 + \frac{R_F}{R_X}\right) \cdot \frac{\sum_{i=1}^n \frac{V_i}{R_i}}{\sum_{i=1}^n \frac{1}{R_i}}$$

Al igual que en la etapa del inversor, en esta etapa el objetivo no es la amplificación de las señales, sino que el objetivo es simplemente sumar las señales para en una posterior etapa de amplificación poder amplificar la señal de una forma sencilla.

Debido a que se desea una ganancia unitaria en esta etapa, se sugiere utilizar el mismo valor para todas las resistencias que forman parte de esta configuración, obteniendo así la siguiente expresión de la tensión de salida:

$$V_o = \left(1 + \frac{R}{R}\right) \cdot \frac{\frac{V_1}{\frac{1}{R}} + \frac{V_2}{\frac{1}{R}}}{\frac{1}{R} + \frac{1}{R}} \rightarrow V_o = 2 \cdot \frac{\frac{R \cdot (V_1 + V_2)}{R}}{\frac{2 \cdot R}{R}} \rightarrow V_o = V_1 + V_2$$

Mediante esta justificación, se puede tener la certeza de que, eligiendo todas las resistencias del mismo valor, se obtendrá a la salida, la suma de las dos señales de entrada sin ponderar. En este caso, al igual que en la etapa del inversor, se ha elegido un valor de resistencia de 1 kΩ, ya que al ser un circuito analógico de poca potencia, no existen problemas de altas intensidades que limiten la utilización de unas resistencias u otras; de forma que el esquema de conexiones de esta etapa es el siguiente:

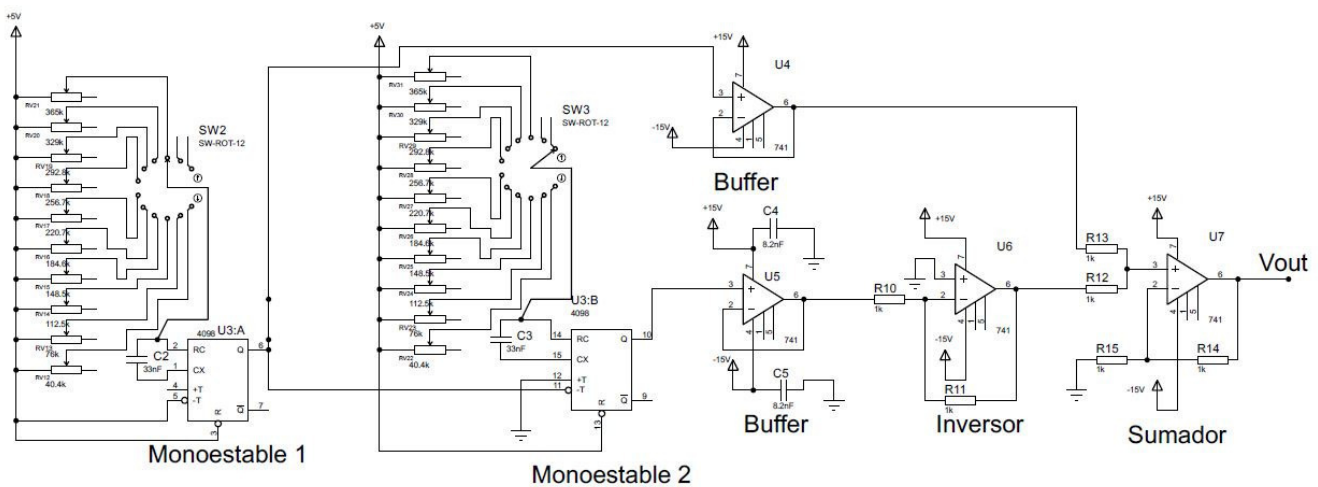


Ilustración 19: Acondicionamiento impulso bifásico

De esta forma, mediante las conexiones mostradas en la *Ilustración 18*, se obtiene la siguiente señal de salida.

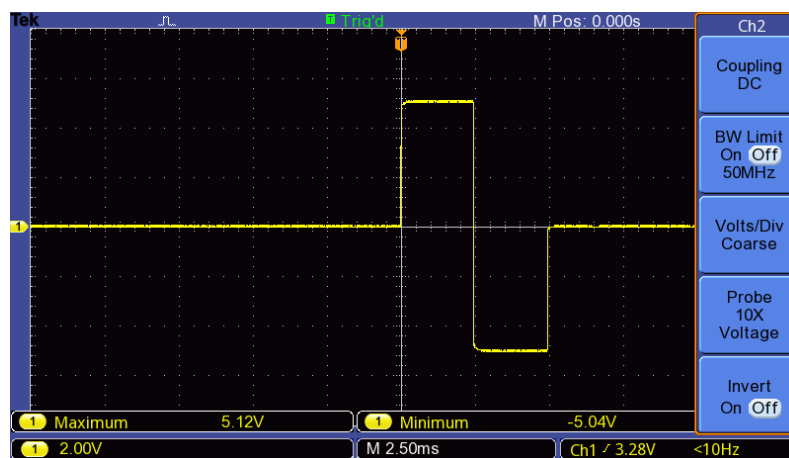


Ilustración 20: Impulso bifásico ±5V

Como se puede observar en la ilustración anterior, al final de esta etapa ya se obtiene la forma del pulso bifásico deseada, sin embargo, no tiene la amplitud deseada, por lo que posteriormente se deberá amplificar para poder cumplir con los requisitos del diseño.

3.3 Diseño de la etapa de amplificación

En esta última etapa del diseño del sistema se detallan las principales características, así como el diseño de la amplificación de cada uno de los impulsos requeridos por las especificaciones.

Soluciones Alternativas

Amplificación con transistores

Para el diseño de esta última etapa del sistema, la primera alternativa que se estudió fue la de utilizar una configuración de transistores, tal y como muestra la *Ilustración 21*. En esta configuración, los transistores se utilizan en su zona de saturación y corte, es decir, se comportan como si fueran interruptores; cuando el transistor se polariza y conduce, la salida está conectada directamente a la alimentación del transistor, que en este caso se puede variar mediante un potenciómetro, para así conseguir la amplitud deseada; y cuando el transistor no conduce, está en corte y por lo tanto la salida está conectada directamente a masa. Así se conseguiría el pulso deseado a la salida de cada una de las ramas de la configuración.

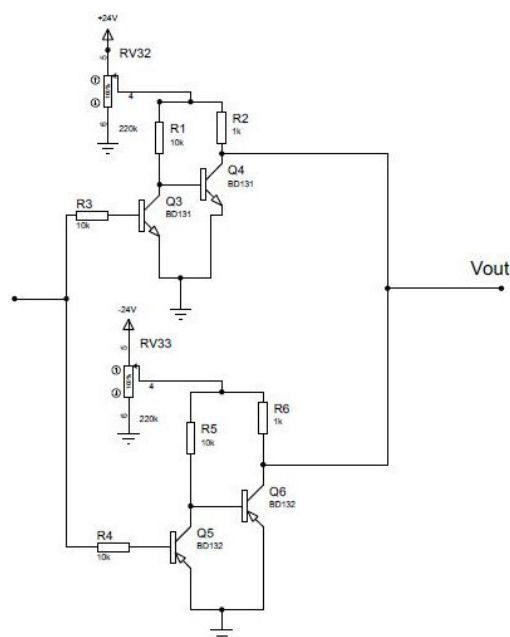


Ilustración 21: Amplificación con transistores

Las resistencias que se han utilizado han sido de $10\text{ k}\Omega$, ya que este valor de resistencia, permite hacer pasar la suficiente intensidad para poder hacer saturar al transistor cuando este conduce.

Se utilizan dos transistores en cascada, ya que con la configuración propuesta, cada uno de los transistores cuando está en la zona de saturación o corte, sería equivalente a una puerta lógica NOT, por lo que para obtener a la salida del puente la misma forma de onda que a la entrada, se deben poner dos transistores, uno seguido del otro, para poder convertir la señal dos veces.

Por último, se deben montar dos ramas diferentes, una basada en transistores NPN y otra basada en transistores PNP, ya que mediante la rama correspondiente a los transistores NPN se consigue amplificar la parte positiva del impulso, y mediante la rama de transistores PNP se consigue amplificar la parte negativa del impulso.

Finalmente, para la obtención del impulso se pensaba unir las salidas de las dos ramas y así conseguir la suma del impulso positivo amplificado y del impulso negativo amplificado, sin embargo, al montar esta configuración en el laboratorio, se observó que no es una solución posible para la amplificación ya que en el momento en el que se produce el impulso positivo, la intensidad entra por el colector del segundo transistor de la rama PNP en dirección a la fuente de alimentación negativa, y por lo tanto a la salida no se obtiene la señal deseada.

Puente H con MOSFET

La segunda opción que se estudió para la amplificación del impulso fue realizar esta amplificación mediante un puente H, tal y como se utiliza para el control de motores DC, formado por transistores MOSFET.

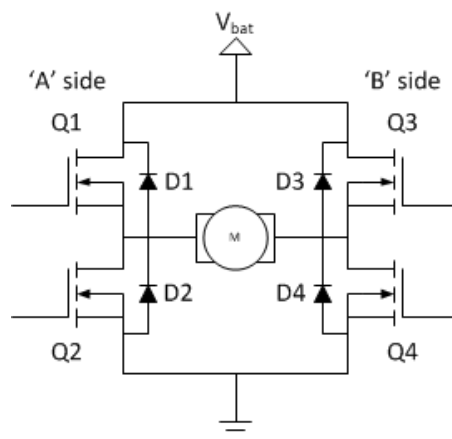


Ilustración 22: Puente H con MOSFET

En esta configuración, en el lado derecho del puente se conecta el impulso positivo y en la parte derecha del puente, se conecta el impulso negativo. De esta forma se busca que haya una conmutación simultanea del transistor Q1 y Q4 y seguidamente haya una conmutación de los transistores Q2 y Q4. De esta forma la intensidad circula tal y como muestra la *Ilustración 23*, de forma que cuando conmutaran los transistores porque se ha producido el impulso positivo, en la carga habría una diferencia de potencial de V_{power} y cuando conmutaran los transistores porque se ha producido el impulso negativo, en la carga habría una diferencia de potencial de $-V_{power}$; de esta forma se obtendría el impulso bifásico que se desea.

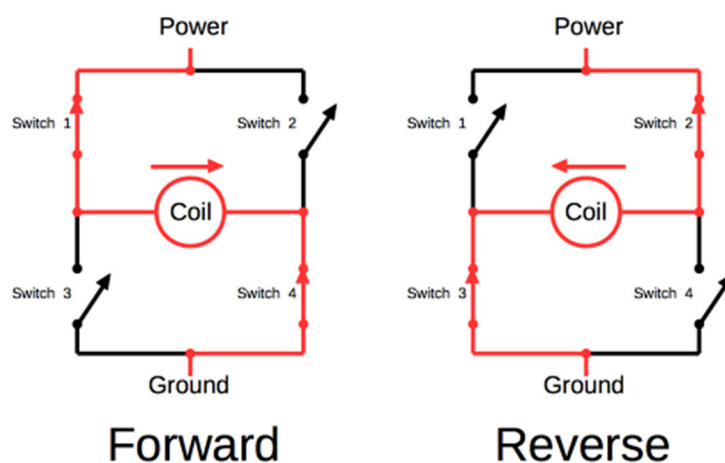


Ilustración 23: Flujo de corriente en puente H

Sin embargo, al hacer diferentes pruebas en el laboratorio utilizando esta configuración, se ha observado que para alimentaciones altas, de entre 20 y 24 V aproximadamente, la conmutación se hace correctamente, y por lo tanto la diferencia de potencial que se obtiene en la carga es correcta, sin embargo para tensiones de alimentación inferiores a 15 V, la conmutación de los transistores no se realiza correctamente y por lo tanto la diferencia de potencial que se obtiene que los terminales de la carga no es la esperada, de forma que el impulso de salida no será el deseado.

Amplificador operacional OPA551

Por último, la última opción que se ha tenido en cuenta ha sido la de utilizar un amplificador operacional de potencia, que permita una alimentación simétrica superior a la que admiten los amplificadores operacionales de propósito general que es de ± 15 V. En este caso se optado por utilizar el amplificador operacional de potencia OPA551, ya que permite una alimentación simétrica máxima de ± 30 V y por lo tanto cumple con las especificaciones de diseño que se plantean

para el proyecto. Otro factor que se ha tenido en cuenta para la elección de este amplificador ha sido la disponibilidad de este componente en el laboratorio, ya que ha sido necesario hacer pruebas para poder aceptar esta alternativa como la solución final para la etapa de amplificación.

Diseño de la etapa de amplificación mediante OPA551

Tal y como se ha explicado en el apartado anterior, la solución final para el diseño de la etapa de amplificación del sistema es la utilización del amplificador operacional de potencia OPA551. En este apartado se detallan los criterios de diseño, así como las principales características del circuito amplificador.

La primera parte de la etapa es el acondicionamiento de la señal para el posterior amplificado. Tal y como se detalla en las especificaciones del proyecto, los impulsos deben tener una tensión mínima de 1 V para el caso monofásico y una tensión de ± 1 V en el caso bifásico. Para ello hace falta acondicionar la señal de entrada de la etapa de amplificado ya que hasta ahora las señales con las que se han diseñado las etapas anteriores eran señales de un máximo de 5 V tanto positivos como negativos. Por lo tanto, para convertir esta tensión en la tensión mínima requerida en las especificaciones, se ha diseñado un divisor resistivo, de forma que convierta la señal de 5 V de pico, en una señal de 1 V de pico.

Para poder hacer un correcto diseño del divisor resistivo, primero se deben conocer las características principales de esta configuración.

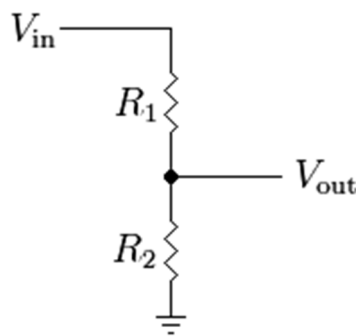


Ilustración 24: Divisor resistivo

Cuya relación entrada-salida es la siguiente:

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_2 + R_1} \cdot V_{in}$$

En este caso, la entrada del divisor es una señal de 5 V de pico y la salida deseada es una señal de 1 V de pico, por lo que mediante la relación entrada-salida, se puede obtener el valor de las resistencias necesarias para el diseño del divisor.

$$1 = \frac{R_2}{R_2 + R_1} \cdot 5$$

$$\frac{R_2}{R_2 + R_1} = 5$$

Mediante esta relación se puede llegar a la conclusión de que la resistencia de la parte superior del divisor debe ser cuatro veces mayor que la resistencia de la parte inferior. Mediante el cálculo de la potencia que se disipará en la resistencia de la parte superior, se puede saber si existe algún tipo de restricción en cuanto a valor de resistencia, ya que la potencia máxima de las resistencias utilizadas es de 1/8 W.

La diferencia de potencial máxima que habrá en la resistencia será de 4 V, por lo que para que la potencia disipada no sea superior a la máxima admisible por este tipo de resistencias, el valor de la resistencia deberá ser:

$$P = \frac{V^2}{R} \rightarrow \frac{1}{8} < \frac{4^2}{R} \rightarrow R > 128 \Omega$$

Una vez calculado el valor mínimo de resistencia que se debe poner en la parte superior del divisor, ya se puede elegir las resistencias que formaran el divisor. En este caso, para simplificar la elección de las resistencias, se ha optado por utilizar una resistencia de 1 kΩ para la parte inferior del divisor, y dos resistencias en serie, una de 3.9 kΩ y otra de 100 Ω, para la parte superior del divisor, obteniendo así la relación entrada-salida deseada.

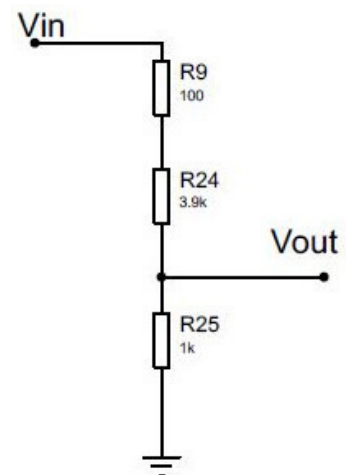


Ilustración 25: Divisor resistivo

A continuación, se muestra la comparación entre la señal de entrada y salida del divisor resistivo, siendo la señal amarilla la entrada al divisor y la azul la salida del divisor.

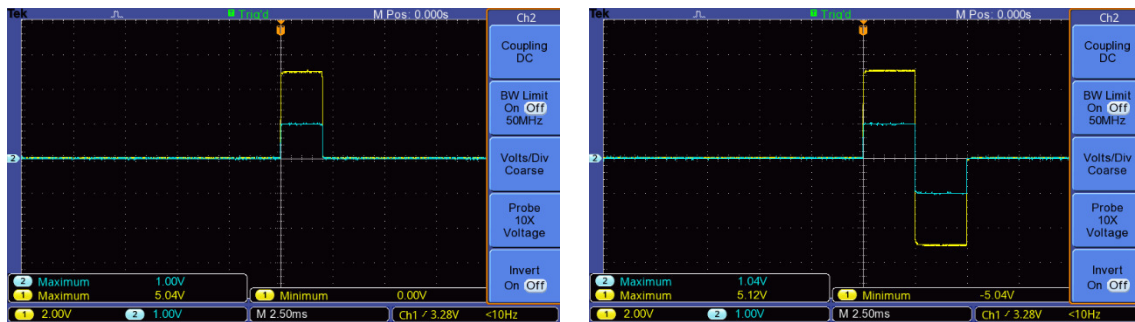


Ilustración 26: Entrada-salida divisor resistivo para impulso monofásico y bifásico, respectivamente

La segunda parte de esta etapa es la amplificación del impulso mediante el amplificador operacional OPA551. Para ello se utiliza el amplificador operacional en configuración de amplificador no inversor.

Para la correcta realización del diseño de esta etapa, lo primero que se debe conocer son las principales características de esta configuración, así como los componentes necesarios para su correcto montaje.

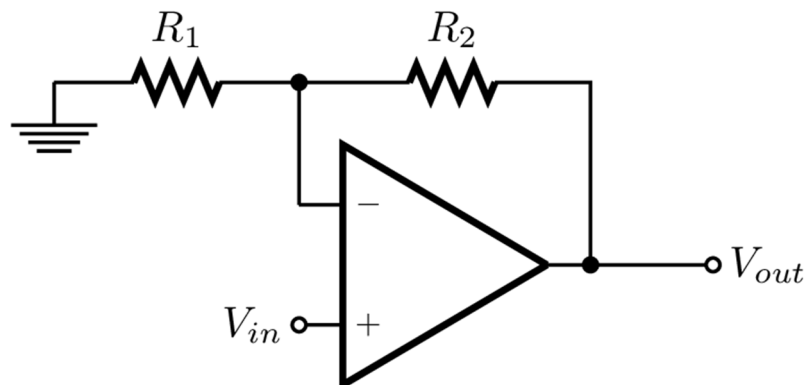


Ilustración 27: Amplificador no inversor

Siendo su función de transferencia la siguiente:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Una vez se conocen las principales características de la configuración adoptada, lo primero que se debe conocer es la potencia disipada en las

resistencias, para así saber si existe alguna restricción en cuanto al valor de estas. Utilizando esta configuración, la resistencia que más potencia disipará durante el amplificado, será R2 ya que R1 siempre tendrá una diferencia de potencial en sus terminales de 1 V.

En el caso de la potencia disipada en R2, el peor caso se dará cuando se desee a la salida del amplificador operacional la tensión máxima, que en este caso será de ± 24 V. En este momento, la diferencia de potencial que habrá en bornes de la resistencia será de ± 23 V, por lo que será en este momento en el que la potencia disipada sea máxima, y por lo tanto será la que limite el valor de esta resistencia. La potencia disipada no debe ser superior a 125 mW, ya que es la potencia máxima admisible de las resistencias que se utilizan para el montaje de este proyecto.

A continuación, se muestra el cálculo de la potencia disipada en R2:

$$P = \frac{V^2}{R}$$

$$0.125 < \frac{23^2}{R_2} \rightarrow R_2 > 4.23 \text{ k}\Omega$$

Mediante este cálculo se ha obtenido que la resistencia R2 debe ser mayor de 4.23 k Ω para que no haya ningún inconveniente en cuanto a disipación de potencia.

Debido a que el principal objetivo de esta etapa es poder amplificar el impulso de salida en un rango de ± 1 V y ± 24 V, teniendo en cuenta la relación entrada-salida de la configuración adoptada con el amplificador operacional, lo más sencillo y fiable es utilizar una resistencia variable en la posición de R2. De esta forma, variando la resistencia conectada entre el terminal inversor del operacional y la salida de este, varía a su vez la ganancia que aporta el operacional y por lo tanto se obtiene a la salida el voltaje deseado dentro del rango comentado anteriormente.

Para el diseño de las resistencias que forman parte del amplificador no inversor, se ha tenido en cuenta principalmente la limitación en cuanto al valor de resistencia que se ha comentado con anterioridad. Otro factor que se ha tenido en cuenta a la hora de elegir el valor del potenciómetro a elegir ha sido la disponibilidad de este en el laboratorio, ya que de esta forma se pueden hacer las diferentes pruebas para comprobar el correcto funcionamiento, sin demorar mucho el tiempo de ejecución.

En este caso se ha optado por utilizar un potenciómetro de 220 kΩ ya que con este se obtiene un gran rango de valores de resistencia, de forma que así se obtendrá más precisión a la hora de elegir la amplitud deseada. Para poder aprovechar al máximo el recorrido del potenciómetro, se debe hacer coincidir el máximo valor de voltaje deseado, con la resistencia máxima del potenciómetro y de esta forma poder calcular la resistencia R1 necesaria para un buen funcionamiento de la amplificación y conseguir el valor de voltaje deseado.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$\frac{24}{1} = 1 + \frac{200 \text{ k}}{R_1} \rightarrow R_1 = 8.69 \text{ k}\Omega$$

Como se puede observar en el cálculo de R1, no se ha utilizado el valor máximo del potenciómetro, sino que se ha utilizado un valor menor. Esto es debido a que las resistencias tienen una tolerancia, y además los potenciómetros en este caso, pueden tener fallos mecánicos que hagan que no se pueda llegar a la resistencia máxima. Debido a estos posibles errores, si se hubiera utilizado el valor máximo del potenciómetro, se hubiera incurrido en un error que haría que no se pudiera conseguir la amplitud deseada, en el caso de que hubiera un pequeño error en el potenciómetro debido a la tolerancia o a la parte mecánica.

En este caso, se ha obtenido un valor de R1 de 8.69 kΩ, sin embargo, este valor no es un valor normalizado, por lo que, observando los valores normalizados de resistencias disponibles, el valor más cercano a este es el de 8.2 kΩ. Para esta resistencia, el valor en el potenciómetro para la salida de amplitud máxima será:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \rightarrow 24 = 1 + \frac{R_2}{8.2 \text{ k}} \rightarrow R_2 = 188.6 \text{ k}\Omega$$

Como se puede observar, no se utiliza el rango completo del que dispone el potenciómetro, sin embargo, el rango es lo suficientemente amplio para la resolución que se desea en esta aplicación. Otro factor a considerar es el valor mínimo de resistencia admisible para que la disipación de potencia no sea superior a 125 mW. Tal y como se ha calculado anteriormente, el valor mínimo de resistencia admisible es de 4.23 kΩ, por lo que, mediante la utilización de este potenciómetro, en ningún momento de la amplificación se superará este valor.

De esta forma, el circuito correspondiente a la parte de amplificación del impulso es el siguiente.

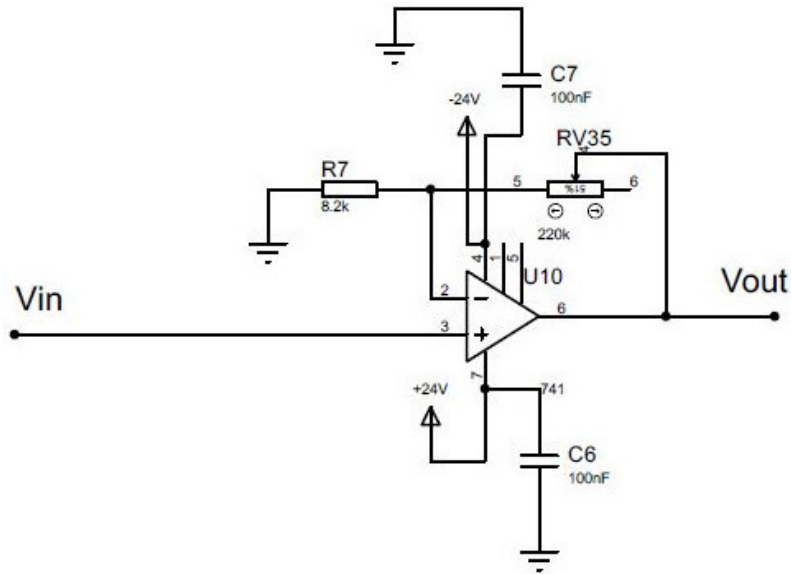


Ilustración 28: Etapa de amplificación

Como se puede observar en el esquemático anterior, para esta etapa, al igual que en la primera parte del acondicionamiento, ha hecho falta conectar dos condensadores, de 100 nF, entre la alimentación del operacional y la masa del circuito. Estos condensadores hacen la función de condensadores de desacoplo, ya que, sin la utilización de estos, se acopla una componente de alterna a la señal, que hace que la señal tenga mucho ruido y por lo tanto no sea una señal adecuada para la estimulación. En este caso, los condensadores tienen mayor capacidad que en el caso del Buffer; esto es debido a que en este caso la alimentación del operacional es mayor y por lo tanto el ruido que se acopla por la fuente también es mayor y es necesario un condensador de mayor capacidad para poder desacoplar esta componente de alterna.

A continuación, se muestra una comparación del impulso de salida cuando se amplifica sin los condensadores de desacoplo conectados y cuando se amplifica con los condensadores conectados.

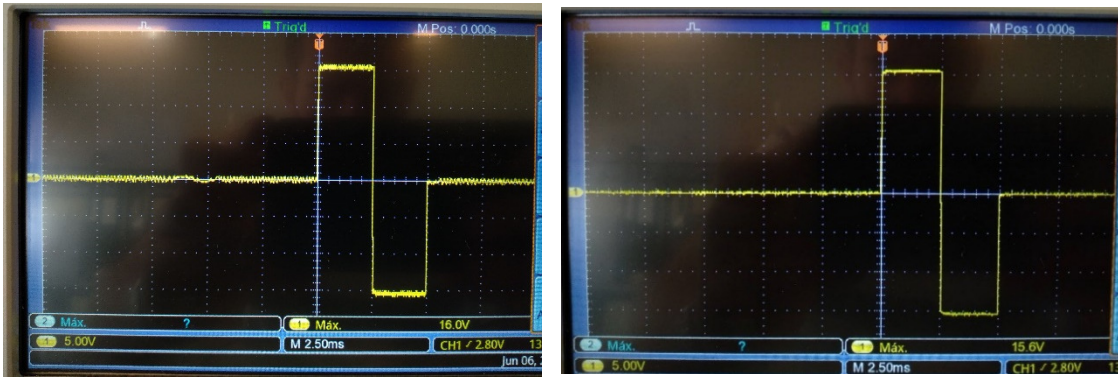


Ilustración 29: Comparación señal de salida con ruido y sin ruido

Como se puede observar, cuando no se colocan los condensadores, la señal tiene acoplada una componente de alterna en forma de ruido y que provoca un error a la hora de estimular el corazón. Sin embargo, con los condensadores de desacoplo conectados, se elimina la componente de alterna y por lo tanto se obtiene una señal limpia de ruido y que está preparada para la estimulación.

Por último, debido a que el corazón a estimular visto desde la parte eléctrica se comporta como una resistencia, y el valor de esta resistencia varía en función de la parte donde se coloquen los electrodos, hace falta colocar una etapa final para fijar la tensión de la salida del operacional, de modo que la diferencia de potencial aplicada a la carga no dependa de la resistencia y del aumento o disminución de la demanda de intensidad, que provocará que la tensión aplicada a la carga varíe en función de la resistencia.

Para solucionar este problema, se ha empleado una fuente de intensidad constante utilizando dos transistores en paralelo. De esta forma, mediante la fuente constante de intensidad, se proporciona una cantidad de intensidad constante y que es independiente del valor resistivo que tenga la carga en cada experimento. A continuación, se muestra un esquema eléctrico de esta última etapa.

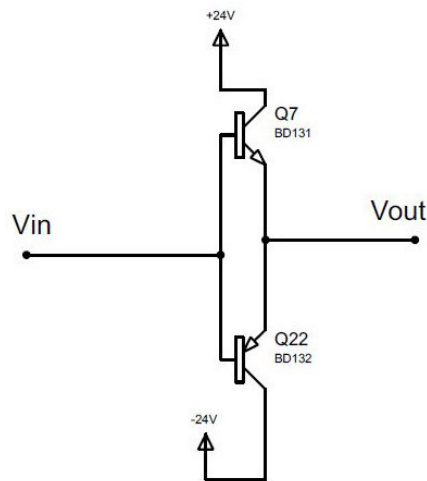


Ilustración 30: Fuente corriente constante

Como se puede observar, la etapa está formada por dos ramas, la superior está formada por un transistor NPN que está conectado a la tensión positiva de alimentación, y la inferior está formada por un transistor PNP conectado a la tensión negativa de alimentación. En esta configuración, los transistores se utilizan en su zona lineal, ya que la intensidad de salida del operacional no es suficiente para hacer saturar el transistor, y, por lo tanto, a la salida del transistor se obtiene la misma tensión de entrada menos la caída de tensión que se produce en la unión base-emisor del transistor.

Cada una de las ramas, se activarán de forma complementaria, es decir, cuando se produzca el impulso monofásico o la parte positiva del impulso bifásico, será el transistor superior el que conduzca y por lo tanto suministre una corriente constante a la carga, y por lo tanto la tensión de salida del operacional será fija y no dependerá del valor resistivo de la carga. De la misma forma, cuando se produzca la parte negativa del impulso bifásico, se activará el transistor de la parte inferior, que, mediante la fuente negativa de tensión, suministra la intensidad constante a la carga.

En las siguientes ilustraciones se puede observar el sentido de la intensidad cuando se produce la parte positiva y la parte negativa del impulso, respectivamente.

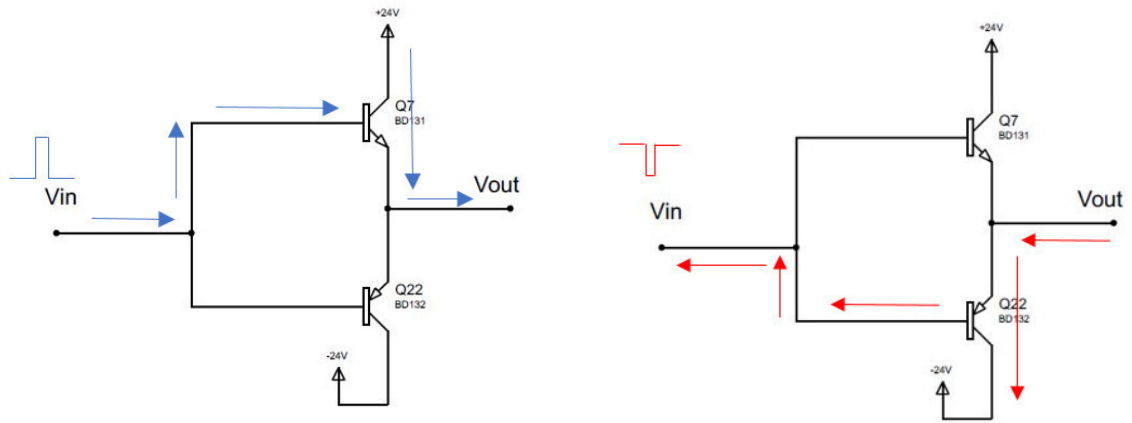
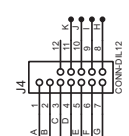
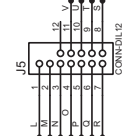
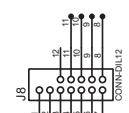
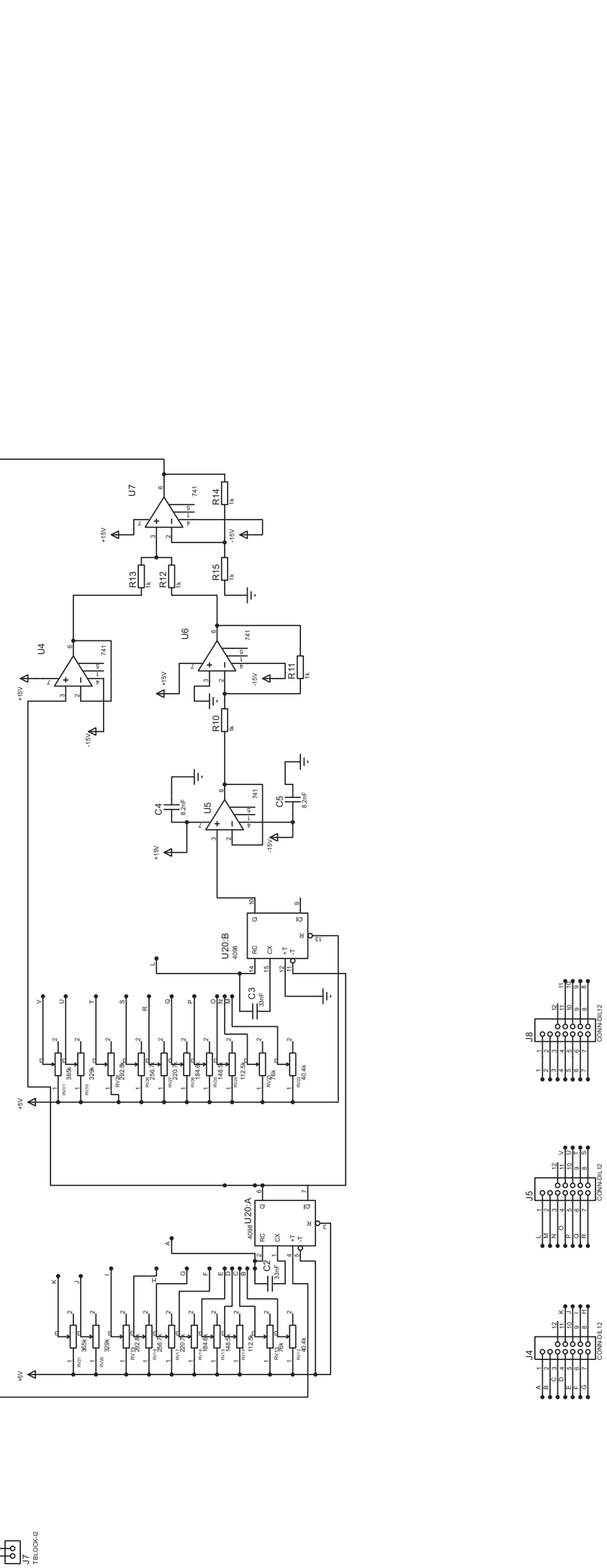
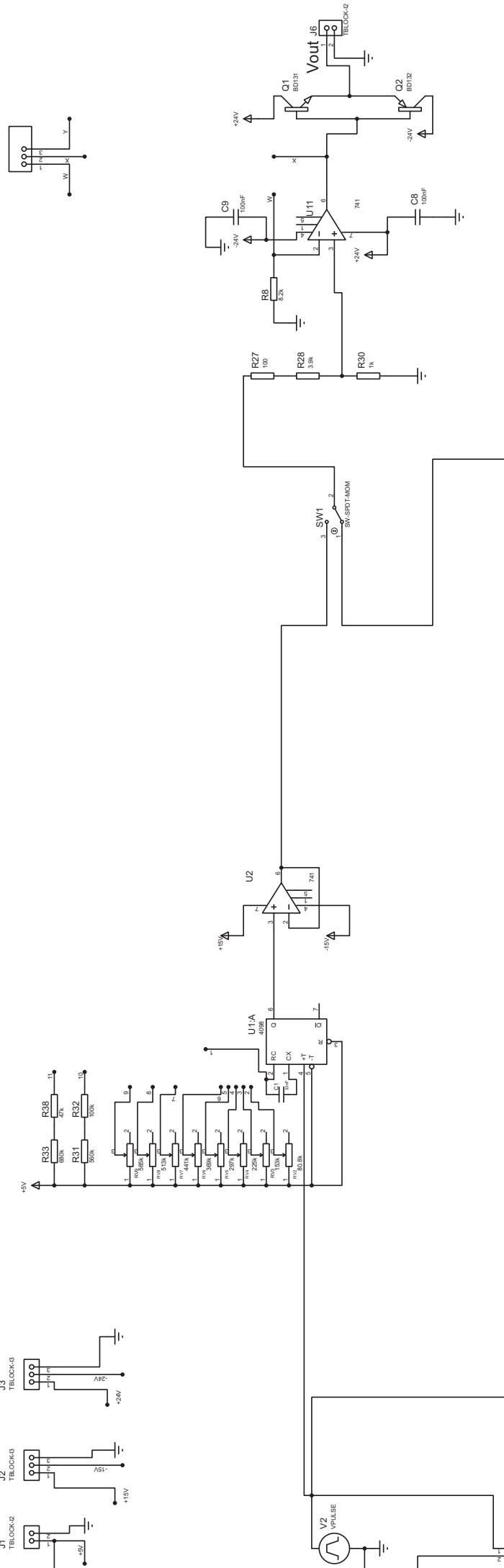
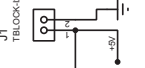
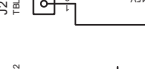
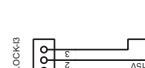
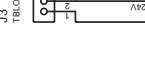
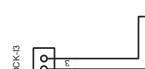
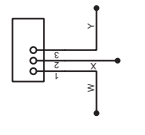


Ilustración 31: Sentido de la intensidad en la fuente constante de corriente

3.4 Esquema de conexiones

CONN3



Tal y como se puede observar en la ilustración anterior, V_{out} es la correspondiente salida del sistema, y mediante un interruptor justo antes de la etapa de amplificación, se determina el tipo de pulso que se desea a la salida.

3.5 Diseño de la placa de circuito impreso (PCB)

Durante la realización del proyecto se ha diseñado el circuito electrónico que hará posible la conformación del impulso de acuerdo con las exigencias de cada experimento. Durante las diferentes pruebas que se han ido realizando en el laboratorio, el circuito se ha montado sobre una protoboard, tal y como se muestra en la *Ilustración 32* ya que no requiere la soldadura de los componentes, y por lo tanto cualquier tipo de error se puede subsanar sin ningún tipo de problema, así como hacer diferentes pruebas con diferentes componentes.

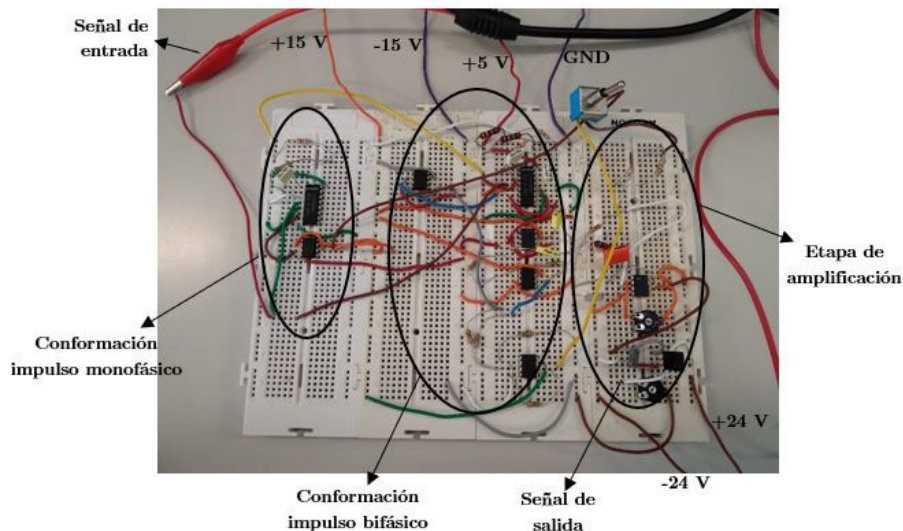


Ilustración 32: Circuito montado sobre protoboard

Sin embargo, una vez se ha asegurado que el circuito funciona perfectamente, se ha diseñado una placa de circuito impreso. Para la realización de la placa de circuito impreso se ha utilizado el software Proteus, mediante el cual, a partir del esquemático de conexiones del circuito, se ha podido hacer el diseño y el ruteo de la PCB de una forma fácil e intuitiva.

A continuación, se muestra una representación de esta placa en 3D. Tal y como se puede observar en los planos (Anexos), el circuito está formado por dos capas, ya que, debido a las limitaciones de espacio, no se han podido hacer todas las pistas en una sola capa y ha sido necesario realizar la PCB a doble cara. Por otra parte, no ha sido necesario hacer uso de encapsulados tipo SMD, ya que, aunque hay una restricción de tamaño, esta no es tan restrictiva como para tener

que usar este tipo de encapsulados. Sin embargo, en futuras versiones, si se deseara minimizar el tamaño del circuito se podría hacer uso de este tipo de componentes.

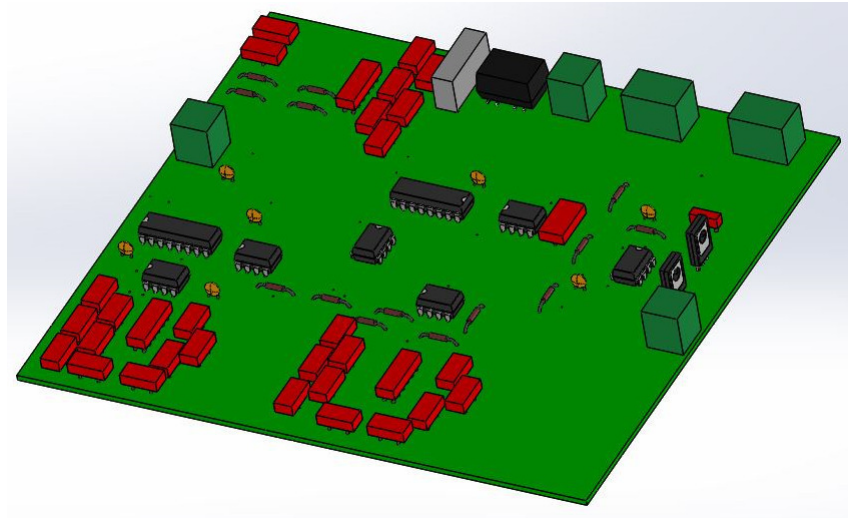


Ilustración 33: Diseño 3D de la placa de circuito impreso

Por otro lado, debido a limitaciones en cuanto a la colocación de la PCB dentro de la carcasa, ya que los potenciómetros y selectores disponibles una vez soldados a la placa, quedaban situados en diferentes orientaciones, se ha decidido diseñar una PCB para cada uno de los selectores, y mediante cable plano, se conectarán cada uno de estos con la placa principal, solucionando así el problema de la orientación de las piezas.

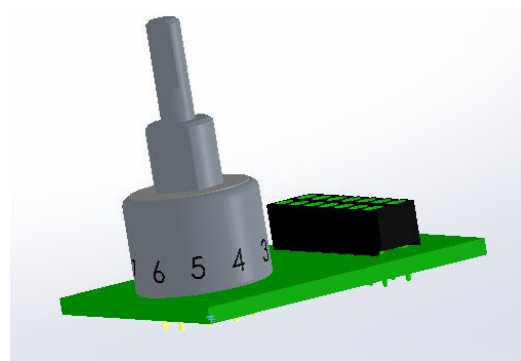
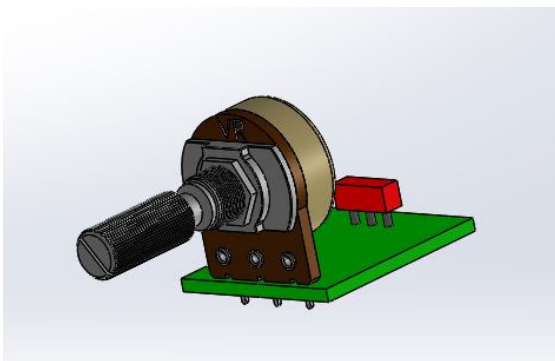


Ilustración 34: Diseño de la PCB para el potenciómetro y los selectores, respectivamente

Sin embargo, para esta ocasión se ha montado el circuito sobre una placa perforada tal y como se muestra en la *Ilustración 35*. Para este prototipo se ha simulado la función que hace el selector mediante la utilización de *jumpers* que permiten la elección de las diferentes duraciones de pulso que se han montado.

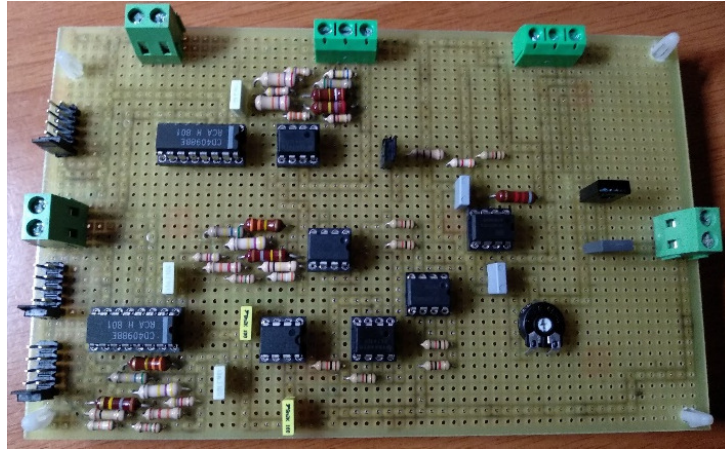


Ilustración 35: Cara superior de la placa perforada

El circuito también posee un *jumper* que permite la selección del tipo de salida deseada, monofásica o bifásica, para cada experimento. En el caso del potenciómetro que permite la modificación de la amplitud del impulso, para el prototipo no se ha utilizado un potenciómetro como el de la *Ilustración 34*, sino que se ha utilizado una resistencia variable, que mediante la utilización de un destornillador se puede modificar la amplitud del pulso.

3.6 Diseño de la carcasa

Para poder almacenar toda la parte correspondiente a la instrumentación del dispositivo, se ha diseñado en 3D una carcasa que cumplirá con esta función. Esta carcasa se ha diseñado ciñéndose al máximo a las piezas que va a almacenar, ahorrando así espacio, haciendo que sea un dispositivo práctico y manejable.

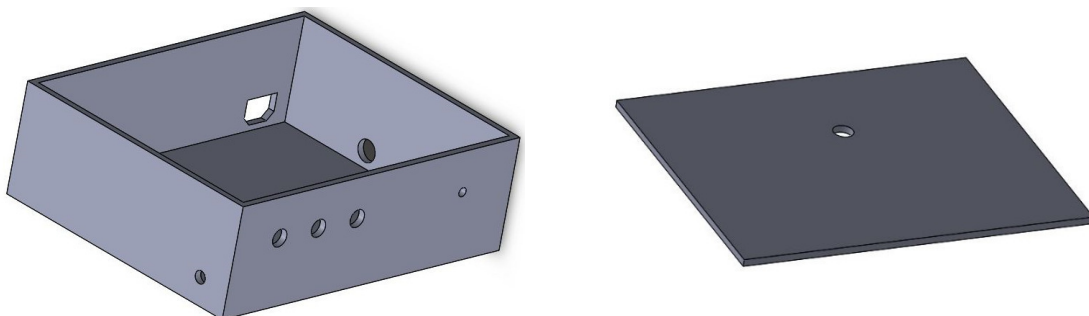


Ilustración 36: Carcasa del dispositivo

Tal y como puede observarse, está formada por diferentes orificios. Los orificios situados en la parte delantera de la carcasa serán para los diferentes reguladores (selectores y potenciómetro) que permiten la modificación de los diferentes parámetros. El orificio situado en la parte izquierda es el correspondiente a la entrada de sincronismo del sistema, que será del tipo BNC. En cuanto al orificio situado a la parte derecha de la carcasa, este es el utilizado para situar el conector *jack* que es el encargado de la salida del sistema. Por último, el orificio situado en la parte posterior es el correspondiente a la entrada de alimentación del sistema, el cual irá conectado a la red.

4 Resultados

En este capítulo se presentarán tanto los resultados experimentales que se han obtenido al montar el circuito físicamente, así como las pautas que se ha seguido para el correcto montaje del circuito.

4.1 Resultados experimentales

En este capítulo se presentan los resultados finales del proyecto. Estos son el resultado de la medida de los diferentes parámetros característicos del sistema sobre la placa prototipo montada finalmente.

En esta placa prototipo, debido a limitaciones en el espacio disponible, únicamente se han montado las resistencias correspondientes a cinco duraciones de pulso, tanto para el monofásico (2,4,6,8 y 10 ms) como para el bifásico (1,3,5,7 y 9 ms).

Primeramente, se exponen los resultados experimentales de la duración del pulso monofásico para cada una de las correspondientes resistencias.

Tabla 4: Resultados experimentales para duración de pulso monofásico.

Resistencia Teórica	Resistencia Real	Duración Teórica	Duración Real
152.91 kΩ	151,6 kΩ	2 ms	2 ms
297.15 kΩ	290 kΩ	4 ms	3,8 ms
441.39 kΩ	430 kΩ	6 ms	5,7 ms
585.62 kΩ	581 kΩ	8 ms	7,7 ms
729.86 kΩ	712 kΩ	10 ms	9,4 ms

En esta tabla se puede observar como los valores obtenidos experimentalmente no son exactamente los deseados de forma teórica. Esto se debe a que para el montaje de la placa prototipo se ha hecho uso de resistencias normalizadas, por lo que en ningún caso se ha podido obtener exactamente el valor teórico deseado. En el diseño final del sistema, este inconveniente se soluciona mediante la utilización de potenciómetros multivuelta que se podrán ajustar al máximo al valor deseado de resistencia. Por otro lado, la tolerancia que poseen las resistencias, que en este caso es del 10% y del 5%, hace que el valor de duración de pulso no sea exactamente el deseado.

A continuación, se muestran algunas imágenes comparando señales de salida monofásica con diferente ancho de pulso.

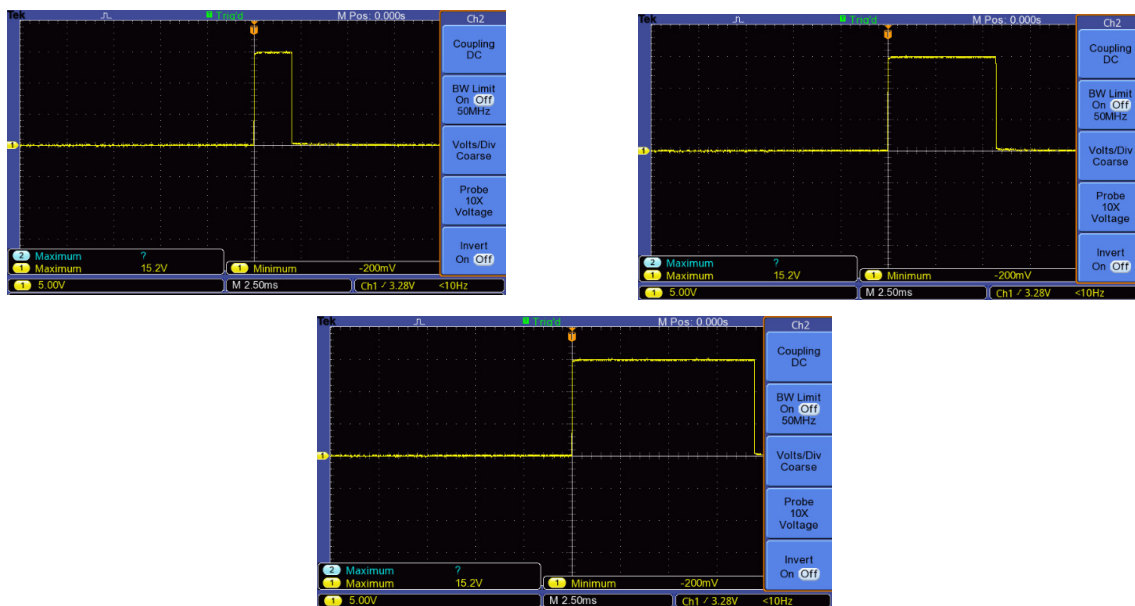


Ilustración 37: Comparación ancho de pulso para pulso monofásico

Por otra parte, al igual que se ha realizado con el pulso monofásico, se exponen los resultados experimentales de la duración del pulso bifásico para cada una de las correspondientes resistencias.

Tabla 5: Resultados experimentales para duración de pulso bifásico.

Resistencia Pulso Positivo Teórica	Resistencia Pulso Negativo Teórica	Resistencia Pulso Positivo Real	Resistencia Pulso Negativo Real	Duración Pulso Positivo Teórica	Duración Pulso Negativo Teórica	Duración Pulso Positivo Real	Duración Pulso Negativo Real	Duración Total Teórica	Duración Total Real
40.4 kΩ	40.4 kΩ	39,8 kΩ	41,9 kΩ	0,5 ms	0,5 ms	0,52 ms	0,56 ms	1 ms	1,08 ms
112.5 kΩ	112.5 kΩ	111,4 kΩ	111,1 kΩ	1,5 ms	1,5 ms	1,48 ms	1,48 ms	3 ms	2,96 ms
184.6 kΩ	184.6 kΩ	188,7 kΩ	188,6 kΩ	2,5 ms	2,5 ms	2,5 ms	2,5 ms	5 ms	5 ms
256.75 kΩ	256.75 kΩ	258 kΩ	254 kΩ	3,5 ms	3,5 ms	3,5 ms	3,4 ms	7 ms	6,9 ms
328.87 kΩ	328.87 kΩ	328 kΩ	326 kΩ	4,5 ms	4,5 ms	4,2 ms	4,2 ms	9 ms	8,4 ms

Al igual que en el caso del pulso monofásico, la utilización de resistencias normalizadas en el montaje de la placa prototipo, provoca que la duración del pulso no sea exactamente la deseada, problema que se resolverá al igual que en el caso monofásico mediante los potenciómetros.

A continuación, al igual que en el caso anterior, se muestran imágenes comparando el pulso de salida bifásico con diferente ancho de pulso.

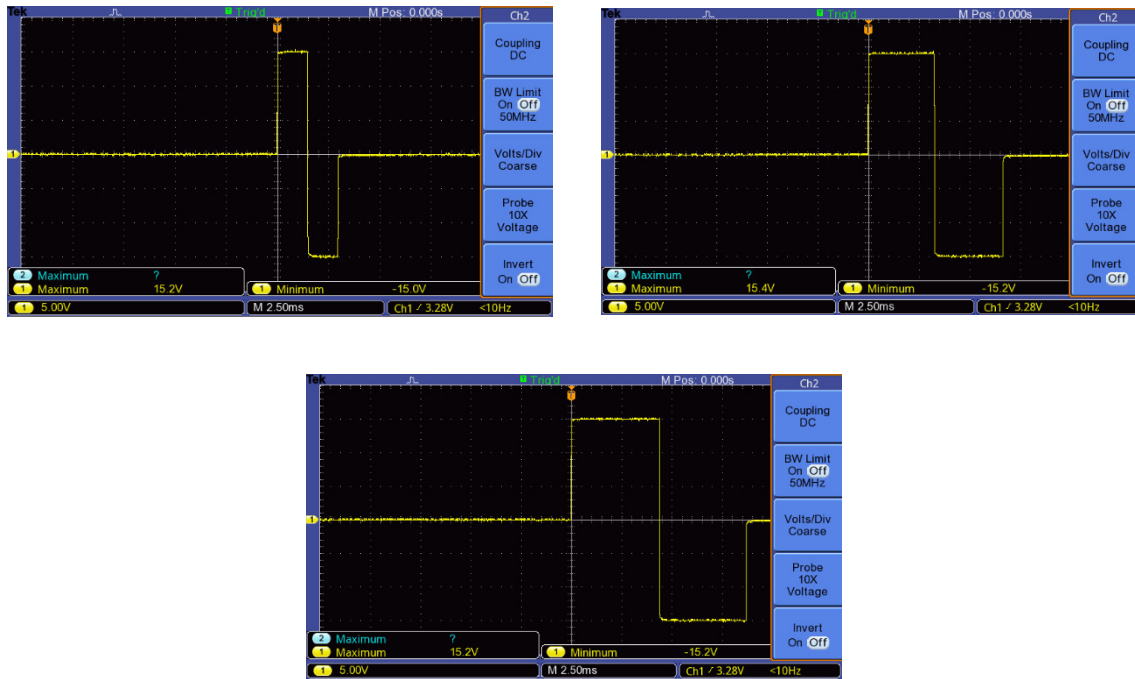


Ilustración 38: Comparación ancho de pulso para pulso bifásico

Por último, los últimos experimentos que se han realizado sobre la placa prototipo, han sido los correspondientes a la etapa de amplificación del sistema, obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 6: Resultados experimentales para amplitud de pulso.

Amplitud Salida	Resistencia Teórica	Resistencia Real
5 V	32,8 kΩ	33,2 kΩ
10 V	73,8 kΩ	75 kΩ
15 V	114,8 kΩ	113,8 kΩ
20 V	155,8 kΩ	143,8 kΩ
24 V	188,6 kΩ	180 kΩ

Como se puede observar, al igual que en los casos anteriores, los valores reales, en este caso de resistencia en el potenciómetro, no son exactamente los calculados teóricamente. Esto es debido a que para el montaje de la placa prototipo, se ha utilizado una resistencia variable, la cual a la hora de ajustarla es muy poco precisa y por lo tanto no permite dejar el valor de resistencia en un determinado punto. Por otro lado, la resistencia de $8.2\text{ k}\Omega$ que se ha utilizado teóricamente para realizar la amplificación del sistema, no posee realmente ese valor, sino que al tener una tolerancia del 5% este valor puede verse modificado y por lo tanto hacer que las medidas de amplitud no sean exactamente las esperadas. Otro factor que puede influir a la medida de este parámetro es la resolución del equipo de medida utilizado, que en este caso, ante la imposibilidad de utilizar un multímetro digital para medir el voltaje de salida debido a la rapidez de la señal, se ha utilizado un osciloscopio.

A continuación, se muestran imágenes en las que se puede observar (en este caso para el pulso monofásico) un ejemplo de diferentes amplitudes (5, 15 y 24 V, respectivamente) que puede tener el pulso de salida dentro del rango de especificaciones.

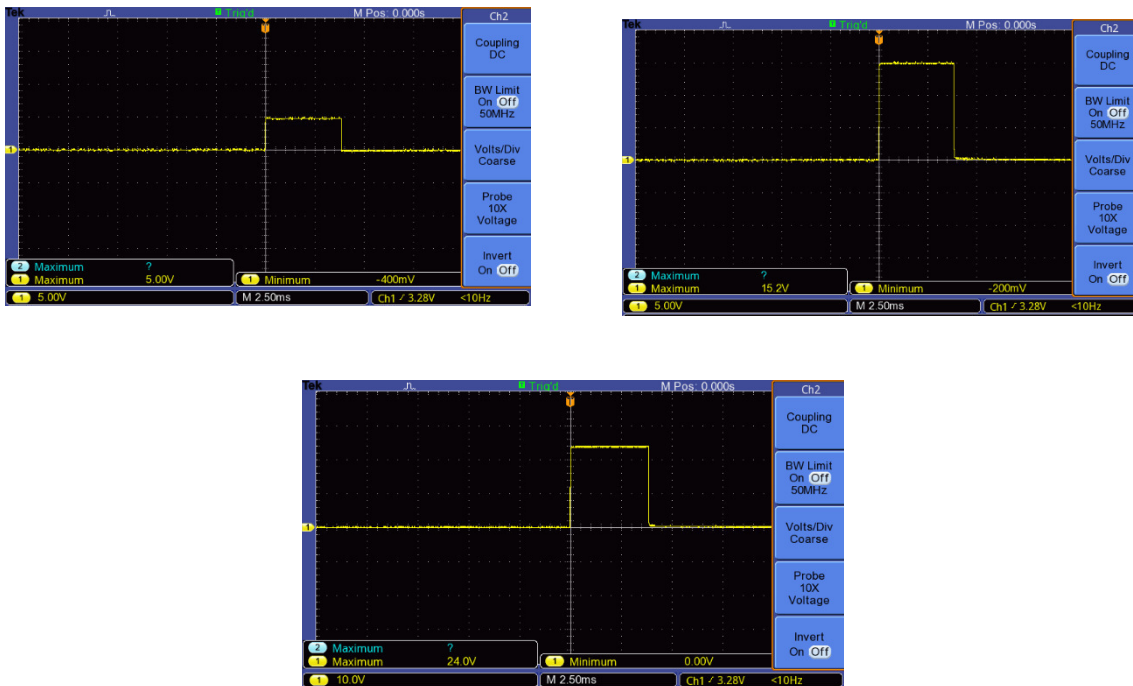


Ilustración 39: Diferentes amplitudes del pulso de salida

4.2 Montaje

En este apartado se detallarán las pautas a seguir para una correcta conexión del sistema y manejo de este, así como de los diferentes componentes que se han utilizado para conseguir las diferentes alimentaciones que requiere el sistema.

Para la elección de los componentes encargados de la alimentación del sistema únicamente se ha tenido en cuenta dos criterios: tamaño y precio. Esto es debido a que el sistema diseñado no es un sistema que consuma mucha potencia ni necesite grandes cantidades de intensidad para funcionar, por lo que estos dos criterios no limitan en cuanto a la elección de los componentes. Por lo tanto, para la elección de los componentes de alimentación se ha priorizado el tamaño y la viabilidad económica de estos. El primer componente que se ha elegido ha sido la fuente de alimentación que permitirá convertir la tensión alterna de la red en tensión continua. En este caso se ha elegido la fuente de alimentación RS-15-5 de la empresa Mean Well. Mediante esta fuente, se obtienen los 5 V necesarios para la alimentación de los monoestables. El segundo componente a elegir es un convertidor DC-DC que permita convertir los 5 V de salida de la fuente de alimentación en una alimentación dual de ± 15 V para la alimentación de los amplificadores operacionales UA741. Para conseguir dicha conversión de voltaje, se ha elegido el convertidor TMA 0515D de la compañía especializada en este tipo de convertidores, TRACO Power. El último componente de la alimentación que se debe seleccionar es otro convertidor DC-DC con salida dual, pero en este caso la salida debe ser de ± 24 V, que permitirá la correcta alimentación del amplificador operacional de potencia de la etapa de amplificación. En este caso, el convertidor elegido, ha sido el R2D-0524, de la compañía RECOM Power.

Por otro lado, se han tenido que elegir los diferentes dispositivos que permiten la modificación de los parámetros del impulso. En el caso de selector de tiempo de duración del impulso, se ha elegido un interruptor giratorio de 10 posiciones de la Serie 56 del fabricante Grayhill. Dentro de las opciones de las que dispone este fabricante para el interruptor giratorio, se ha elegido la correspondiente a montaje en PCB. Por otra parte, para la regulación de la amplitud del impulso, se ha de elegir un potenciómetro de 220 k Ω . En este caso, el único requisito que debe tener el potenciómetro es que posea un mando regulador para poder modificar la resistencia. De todas las opciones que hay disponibles en el mercado, se ha optado por un potenciómetro de la Serie 23 del fabricante TE Connectivity.

Para la conexión de la fuente de alimentación con el conector de red del dispositivo se utilizarán cables especiales para alimentación de tipo unifilar con

una sección de 1.5 mm², el cual soporta una tensión máxima de 450 V y una intensidad máxima de 17.5 A. Por otra parte, para conectar la entrada de sincronismo al sistema de conformación de pulsos se utilizará un cable de señal de Categoría 5 con un recubrimiento de PVC, el cual es más que suficiente para esta aplicación. Por último, para la conexión de los diferentes selectores y el potenciómetro con la placa se hará uso de cables planos de diferentes vías; para el caso de los potenciómetros se usará un cable plano de 11 vías, y para el caso del potenciómetro se usará un cable plano de 3 vías.

Para la conexión de la señal de salida, esta se hará mediante un conector Jack de 6.35 mm que es el utilizado por los electrodos mediante los cuales se realiza la estimulación del corazón.

Por último, para el correcto montaje de los diferentes componentes dentro de la carcasa, se deben tener en cuenta una serie de pautas:

- La PCB debe situarse en la parte posterior izquierda de la carcasa, e irá anclada a la carcasa mediante los soportes que están instalados en la propia PCB.
- La fuente de alimentación debe situarse en la parte derecha de la carcasa, con los terminales de conexión en el mismo sentido en el que está colocado el conector de alimentación en la carcasa.
- Los dos convertidores DC-DC irán soldados a la PCB y colocados en la parte superior de la misma, en una situación cercana a los terminales correspondientes a la alimentación del sistema.

A continuación, se muestra una vista preliminar de la situación de cada uno de los componentes dentro de la carcasa.

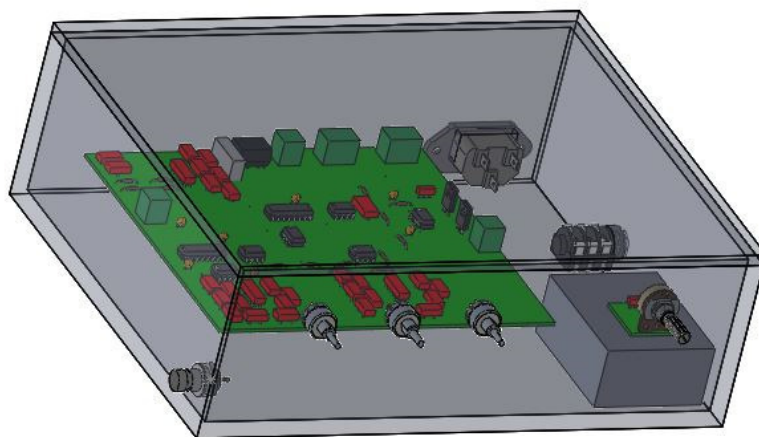


Ilustración 40: Vista preliminar del dispositivo

5 Conclusiones

Tras la discusión, estudio y análisis de los datos, se concluye el proyecto de una forma satisfactoria y positiva.

En primer lugar, se ha conseguido diseñar y montar un circuito que permite la creación de estímulos de diferente naturaleza, así como hacer posible la modificación de los parámetros característicos de estos (duración y amplitud), adaptándose así a las necesidades de cada uno de los experimentos a realizar.

Aunque finalmente no se ha podido llegar a realizar un montaje real que pudiera ser utilizado y probado en un experimento real, sino que se ha montado un prototipo para comprobar el correcto funcionamiento del sistema diseñado; se ha dejado diseñado todas las partes necesarias, desde la PCB hasta la carcasa que alberga la instrumentación, incluyendo los diferentes componentes que se utilizan para la modificación de los impulsos, así como los componentes que hará posible la alimentación del sistema, para si se requiere en un futuro realizar el montaje, este se pueda hacer sin ningún tipo de impedimento. Dentro del diseño del dispositivo, se ha realizado un estudio exhaustivo de diferentes posibilidades para el circuito de acondicionamiento basado principalmente en la utilización de amplificadores operacionales que posibilitaran, en la medida de lo posible, la reducción de espacio e hicieran que el dispositivo fuera un sistema económicamente viable.

Este conjunto de experiencias y búsqueda de soluciones han hecho que el proyecto tuviera una trayectoria multidisciplinar, ya que se han utilizado conocimientos tanto de instrumentación electrónica como de diseño de productos.

Por último, cabe hacer mención de las posibles mejoras que se puedan realizar en líneas futuras en el proyecto. Por una parte, en cuanto al diseño de la PCB, si se quisiera reducir el tamaño de esta, se podrían utilizar componentes de encapsulado SMD que facilitarían la disminución del tamaño de este componente. Por otra parte, como camino abierto, queda propuesta la realización de un sistema que incluya en un mismo dispositivo la creación de la señal de sincronismo y la modificación de los impulsos estimulantes, teniendo así todo el sistema necesario para la estimulación en un mismo dispositivo, prescindiendo así de la necesidad de disponibilidad de los dos dispositivos por separado.

6 Presupuesto

Tabla 7: Capítulo 1 del presupuesto. Instrumentación del circuito

Capítulo 1: Hardware			
Circuito de conformación de impulsos			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Monoestable CD4098BE	2 ud	0,45 €	0,90 €
Amplificador Operacional UA741	5 ud	0,58 €	2,90 €
Amplificador Operacional OPA551	2 ud	4,56 €	9,12 €
Transistor NPN BD137	2 ud	0,46 €	0,92 €
Transistor PNP BD138	2 ud	0,23 €	0,46 €
Condensador 8,2 nF	2 ud	0,45 €	0,90 €
Condensador 100 nF	4 ud	0,39 €	1,58 €
Resistencia variable 1 M Ω	28 ud	1,48 €	41,33 €
Potenciómetro 220 k Ω	2 ud	3,91 €	7,82 €
Selector 10 posiciones Serie 56 Grayhill	3 ud	9,45 €	28,35 €
Resistencia 100 Ω	2 ud	0,05 €	0,10 €
Resistencia 3,9 k Ω	2 ud	0,05 €	0,09 €
Resistencia 1 k Ω	8 ud	0,13 €	1,04 €
Resistencia 8,2 k Ω	2 ud	0,10 €	0,20 €
Resistencia 680 k Ω	1 ud	0,21 €	0,21 €
Resistencia 47 k Ω	1 ud	0,05 €	0,05 €
Resistencia 560 k	1 ud	0,09 €	0,09 €
Resistencia 100 k Ω	1 ud	0,13 €	0,13 €
Fuente de alimentación RS-15-5	1 ud	11,74 €	11,74 €
Convertidor DC/DC TMA 0515D	1 ud	4,88 €	4,88 €
Convertidor DC/DC R2D-0524	1 ud	9,79 €	9,79 €
Placa circuito impreso	1 ud	5,00 €	5,00 €
		Subtotal	127,59 €
5% Medios auxiliares			6,38 €
		Total	133,97 €

Tabla 8: Capítulo 2 del presupuesto. Carcasa del sistema.

Capítulo 2: Carcasa			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Caja de poliestireno 250 x 200 x 122 mm	1 ud	45,29 €	45,29 €
		Total	45,29 €

Tabla 9: Capítulo 3 del presupuesto. Mano de obra.

Capítulo 3: Mano de obra			
Concepto	Unidades	Precio/Ud.	Subtotal
Búsqueda de soluciones y diseño del sistema. Ingeniero técnico electrónico.	230 h	24,11 €	5.545,30 €
Montaje del sistema. Operario de montaje	80 h	16,58 €	1.326,40 €
Subtotal			6.871,70 €
5 % Medios auxiliares			343,59 €
Total			7.215,29 €

Tabla 10: Resumen del presupuesto.

Resumen	
Capítulo	Importe
Capítulo 1	133,97 €
Capítulo 2	45,29 €
Capítulo 3	7.215,29 €
Presupuesto de ejecución	7.394,54 €
13% de gastos generales	961,29 €
6% de beneficio industrial	443,67 €
Suma	8.799,51 €
IVA 21%	1.847,90 €
Total	10.647,40 €

7 Bibliografía

- 1- García Pérez, M.A. (2014). *Instrumentación electrónica*. Madrid: Paraninfo.
- 2- Boylestad, R. (2009). *Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos (10ª Edición)*. Estados Unidos: Prentice Hall.
- 3- Enfermedades. Muerte súbita.
<http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/muerte-subita.html>
- 4- Cardiopatía isquémica.
<http://isquemia.org/cardiopatia-isquemica/>
- 5- Wikipedia (26 de Abril de 2010) *Langendorff heart*. Obtenido de https://en.wikipedia.org/wiki/Langendorff_heart
- 6- Wikipedia (16 de mayo de 2010) *Oskar Langendorff*. Obtenido de https://en.wikipedia.org/wiki/Oskar_Langendorff
- 7- Isolated heart perfusion according to Langendorff, Skrzypiec-Spring, M., Grotthus, B., Szelag, A., Schulz, R., Elsevier, 2006
- 8- Solidworks Tutorials.
<http://www.solidworks.com/sw/resources/solidworks-tutorials.htm>
- 9- Isolated Heart Perfusion Systems for mouse to rabbit animal models, Hugo Sachs Elektronik - Harvard Apparatus
- 10- Apuntes de Instrumentación Electrónica, Berjano, E. – Tormos, Á, 2017
- 11- Texas Instruments (Noviembre de 2004). Datasheet CD4098B
- 12- Recom Power (Enero de 2014). Datasheet R2D-0524
- 13- Mean Well (Noviembre de 2017). Datasheet RS-15-5
- 14- Texas Instruments (Julio de 1999). Datasheet OPA551

- 15- Texas Instruments (Noviembre de 1970). Datasheet UA741
- 16- Traco Power (Febrero de 2014). Datasheet TMA 0515D
- 17- RS Pro. Datasheet Miniature Toggle Switch.
- 18- TE Connectivity (Junio de 2011). Datasheet Potenciómetro Serie 23
- 19- Grayhill (Septiembre 2012). Datasheet Interruptor giratorio Serie 56.

8 Anexos

8.1 Bases teóricas

8.1.1 Buffer

En el acondicionamiento de la señal de salida de los monoestables ha sido necesaria la utilización de amplificadores operacionales en configuración de *Buffer*. A continuación, se detallan algunas características de este tipo de configuración.

Un búfer, en electrónica, es aquel dispositivo que permite realizar una adaptación de impedancias entre diferentes circuitos. El búfer, idealmente tiene una resistencia de entrada infinita, por lo que no permite la circulación de corriente por sus terminales de entrada, permitiendo así que no circule intensidad entre los dos circuitos a los que está conectado el búfer.

Por otro lado, mediante la realimentación de la entrada inversora con la señal de salida, se obtiene la misma tensión a la entrada que a la salida del búfer, de manera que la tensión de salida no dependerá de la carga conectada a la salida del búfer.

A continuación, se muestra la construcción de un búfer mediante un amplificador operacional:

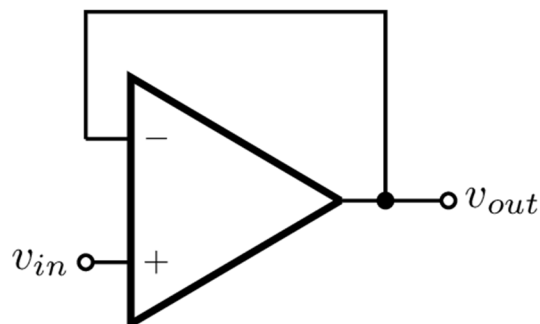


Ilustración 41: Seguidor de tensión

8.1.2 Condensador de desacoplo

Siguiendo con el acondicionamiento de la señal, a la hora de utilizar de utilizar un búfer en la salida del segundo monoestable y en la amplificación de la etapa de salida, para eliminar el ruido acoplado por la fuente de alimentación ha hecho falta la utilización de estos componentes, de los cuales a continuación se detallan algunas de sus características.

Los condensadores permiten la circulación de corriente a partir de una frecuencia determinada, por lo que si la alimentación de tensión continua de un circuito integrado tiene acoplada una componente de alterna, estos condensadores conectados entre el pin de Vcc del integrado y la masa del circuito, permiten la circulación de corriente alterna a través de ellos hacia masa, bloqueando la componente continua de la intensidad, y obteniendo así una componente de continua libre de ruido con la que poder alimentar los circuitos integrados.

8.1.3 Transistor

En la última etapa del circuito ha sido necesaria la utilización de dos transistores para crear así una fuente de corriente. A continuación, se detallan algunas características de este componente.

Un transistor es un dispositivo que permite regular la intensidad que circula a través de él y por lo tanto la tensión, pudiendo actuar como interruptor o como amplificador de señales. Este puede funcionar en 3 diferentes zonas dependiendo de la intensidad que circule por la base:

- Zona activa: es la zona en la que el transistor funciona como amplificador dejando pasar más o menos intensidad.
- Zona de corte: es la zona en la que el transistor funciona como interruptor y en esta zona el transistor no deja pasar la intensidad.
- Zona de saturación: al igual que la zona de corte, en esta zona el transistor también funciona como un interruptor, pero en este caso deja pasar toda la intensidad a través suyo.

A continuación, se muestra un esquema general de los diferentes terminales de un transistor:

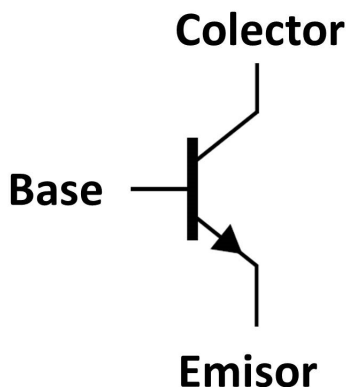


Ilustración 42: Transistor NPN

8.2 Planos

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

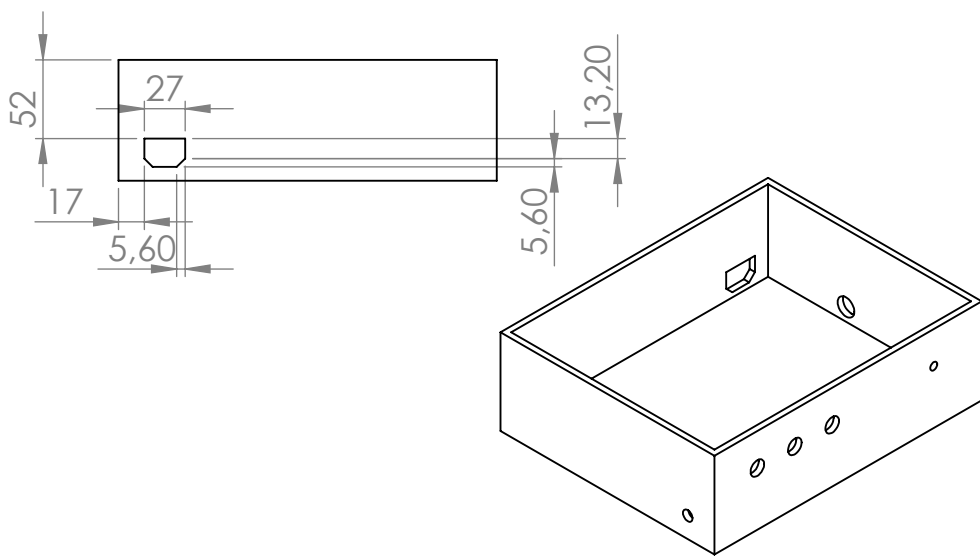
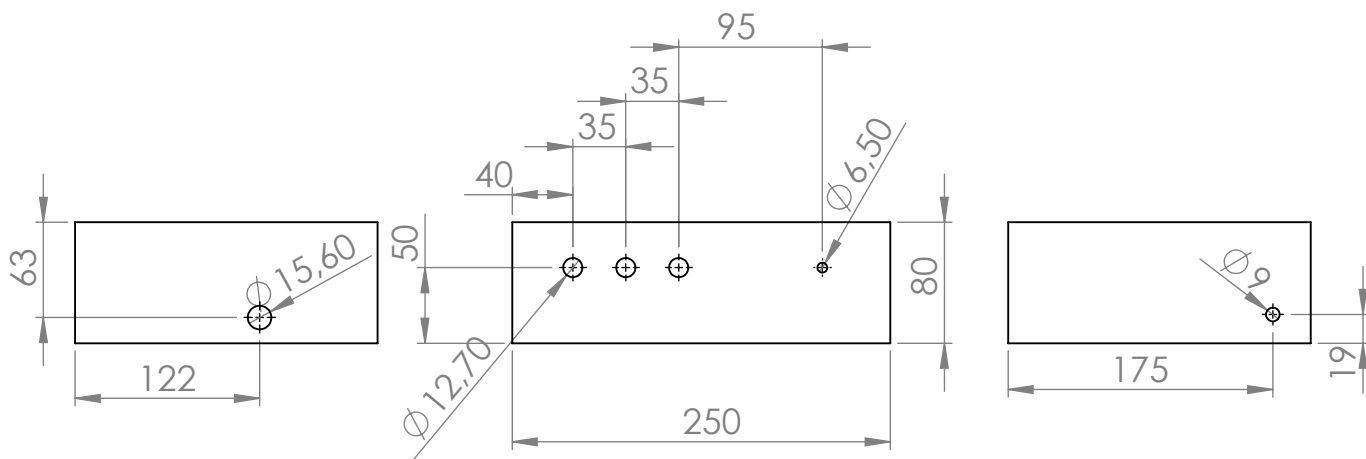
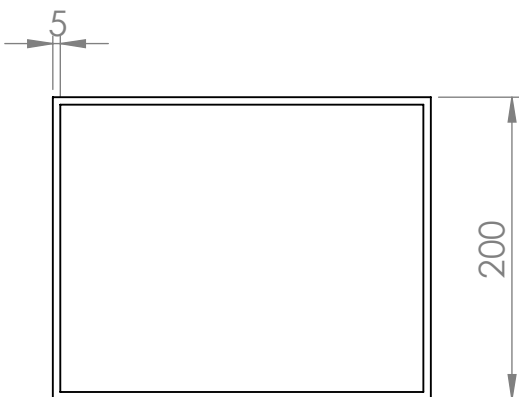
C

B

B

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN
NOMBRE			TÍTULO:		
DIBUJ.	Iván Salvador Cambroner	FECHA	Caja estimulador		
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.		MATERIAL:	N.º DE DIBUJO		A4
		Poliestireno	Plano 1		
		PESO:	ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

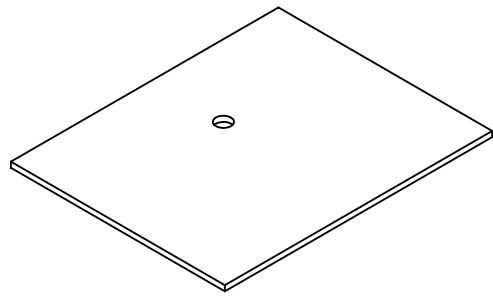
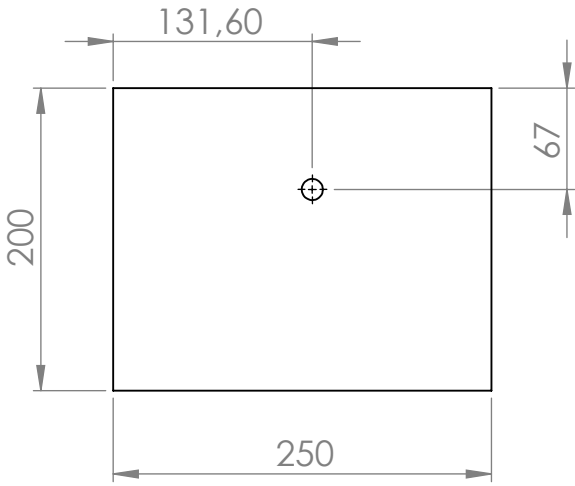
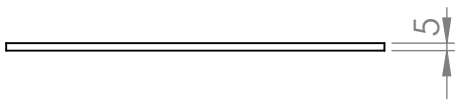
C

B

B

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FECHA		TÍTULO: Tapa caja estimulador			
DIBUJ. Iván Salvador Cambroner		21/06/2018					
VERIF.							
APROB.							
FABR.							
CALID.		MATERIAL:		N.º DE DIBUJO		A4	
		Poliestireno		Plano 1.1			
		PESO:		ESCALA:1:5		HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

C

B

B

A

A

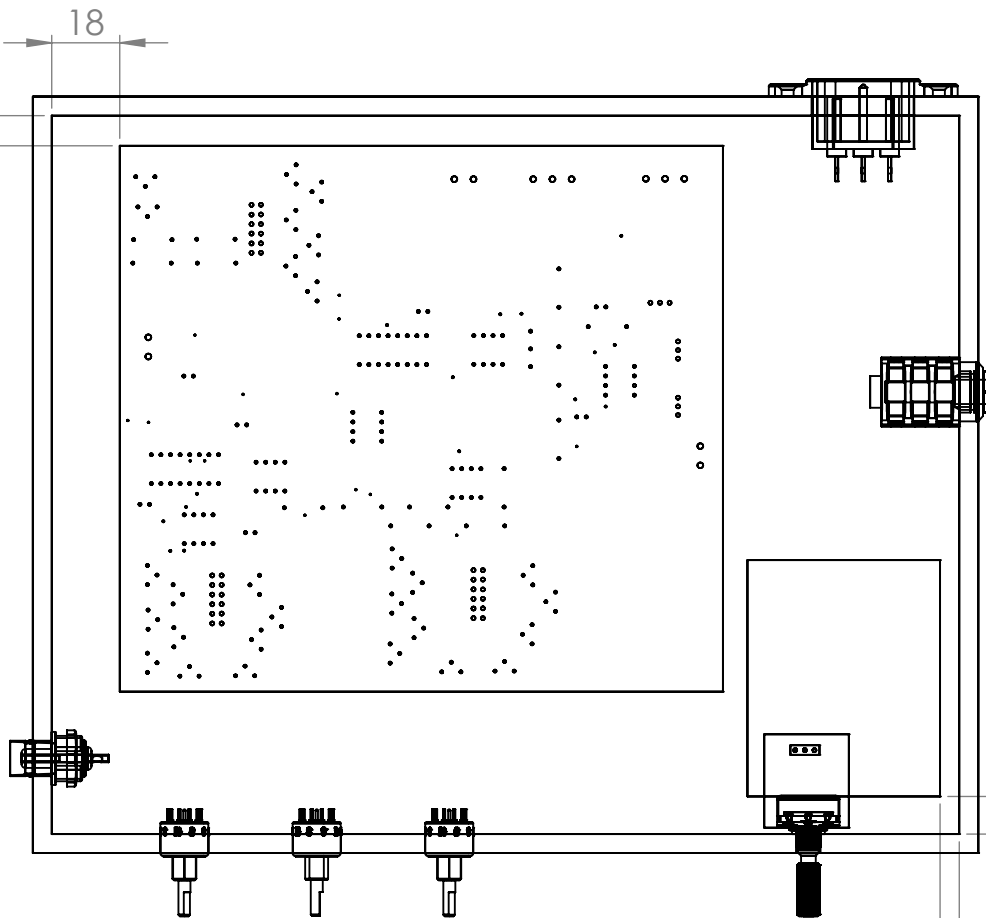
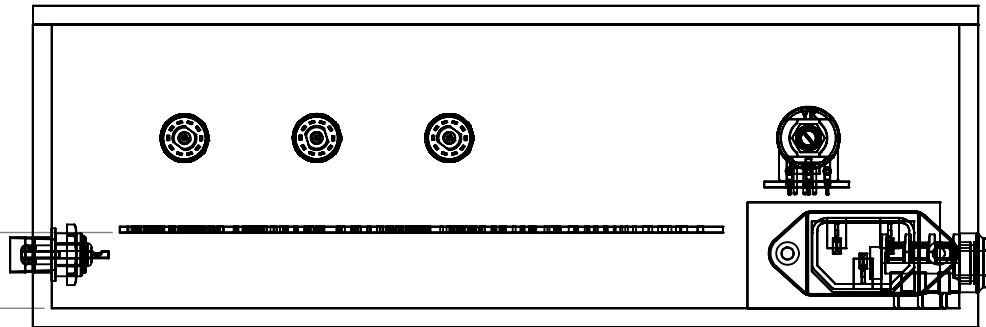
20

18

8

10

5



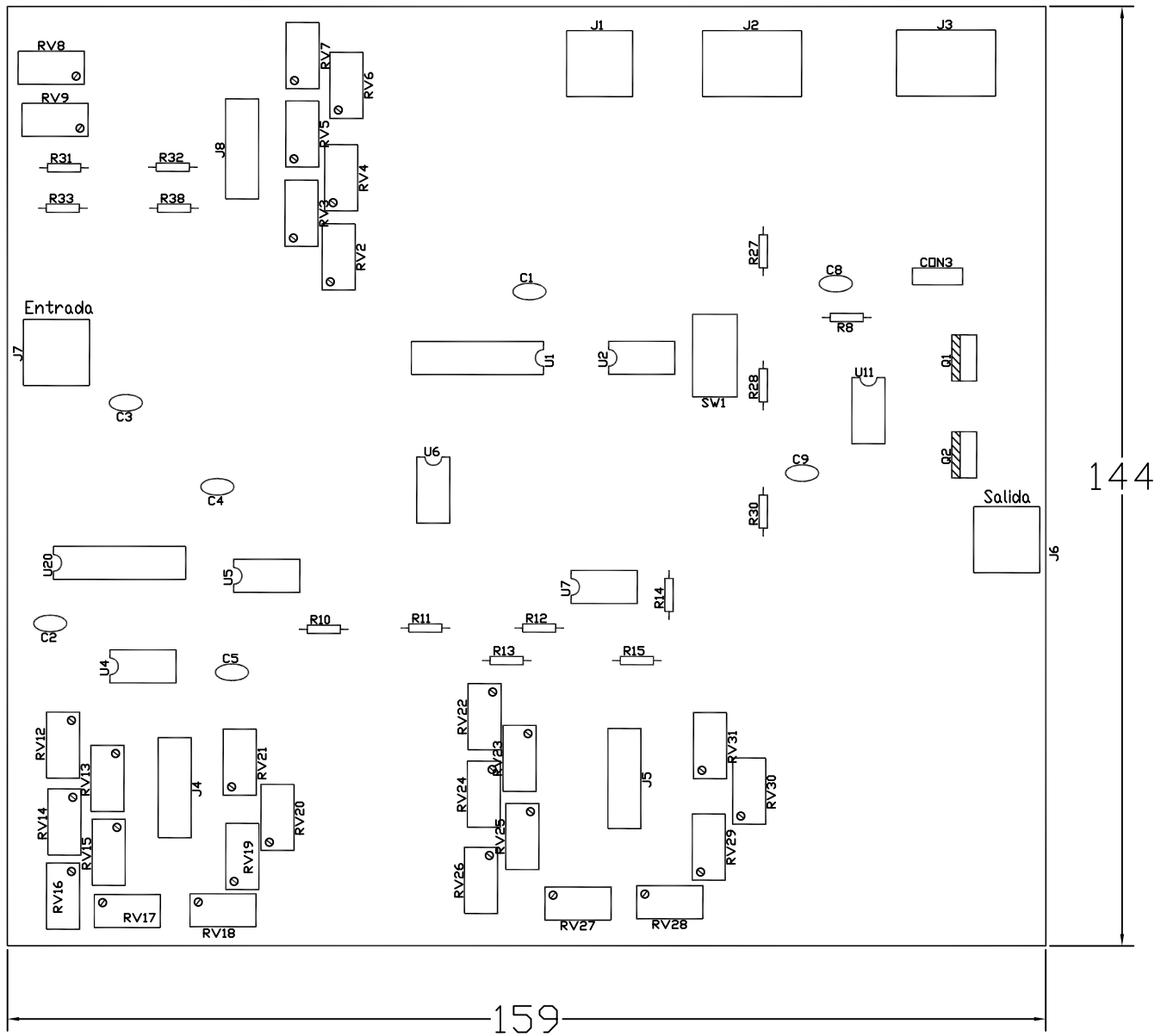
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN
NOMBRE			TÍTULO:		
DIBUJ.	Iván Salvador Cambronero	FECHA	Plano de Ensamblaje		
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.		MATERIAL:	N.º DE DIBUJO		A4
			Plano 1.2		
		PESO:	ESCALA:1:2	HOJA 1 DE 1	

4

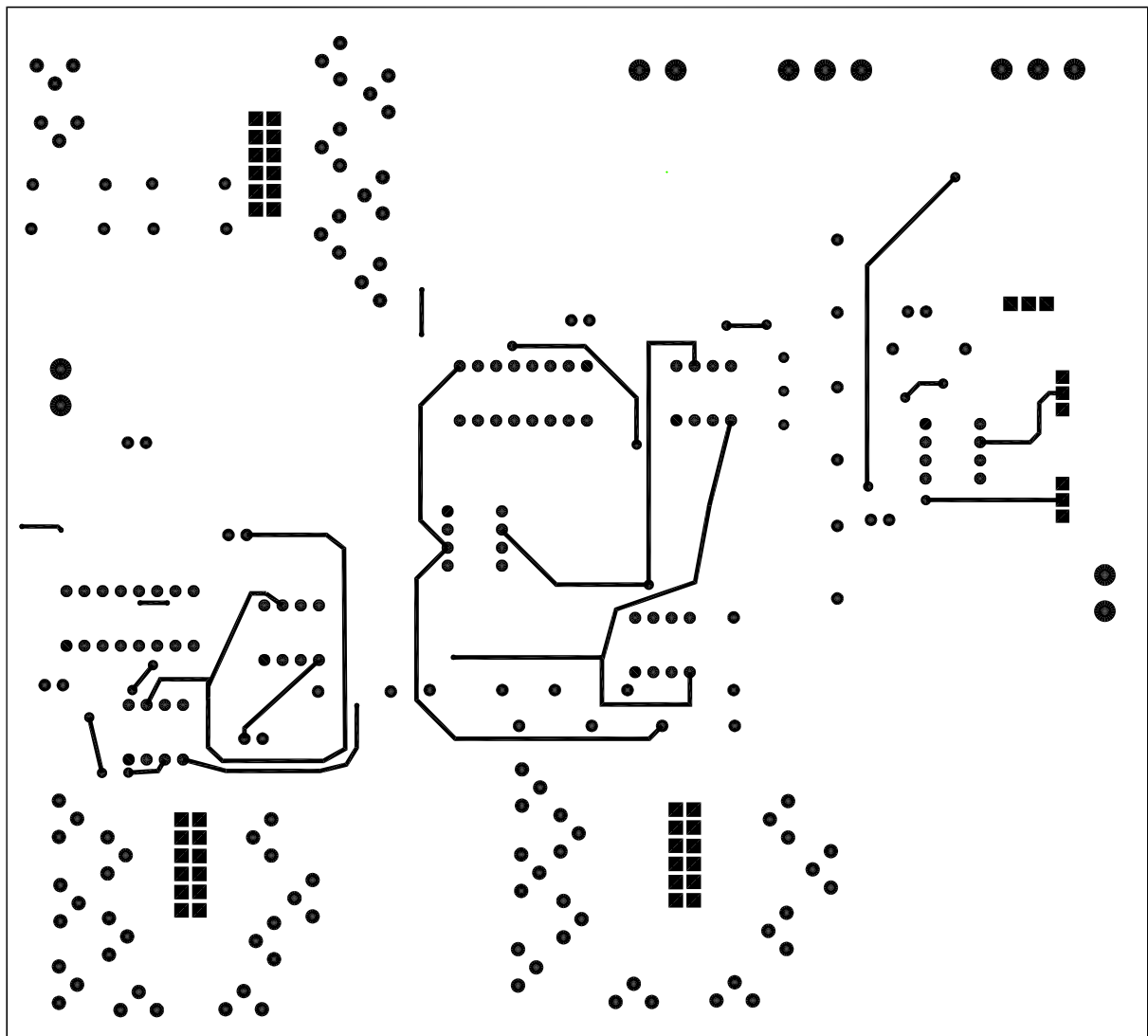
3

2

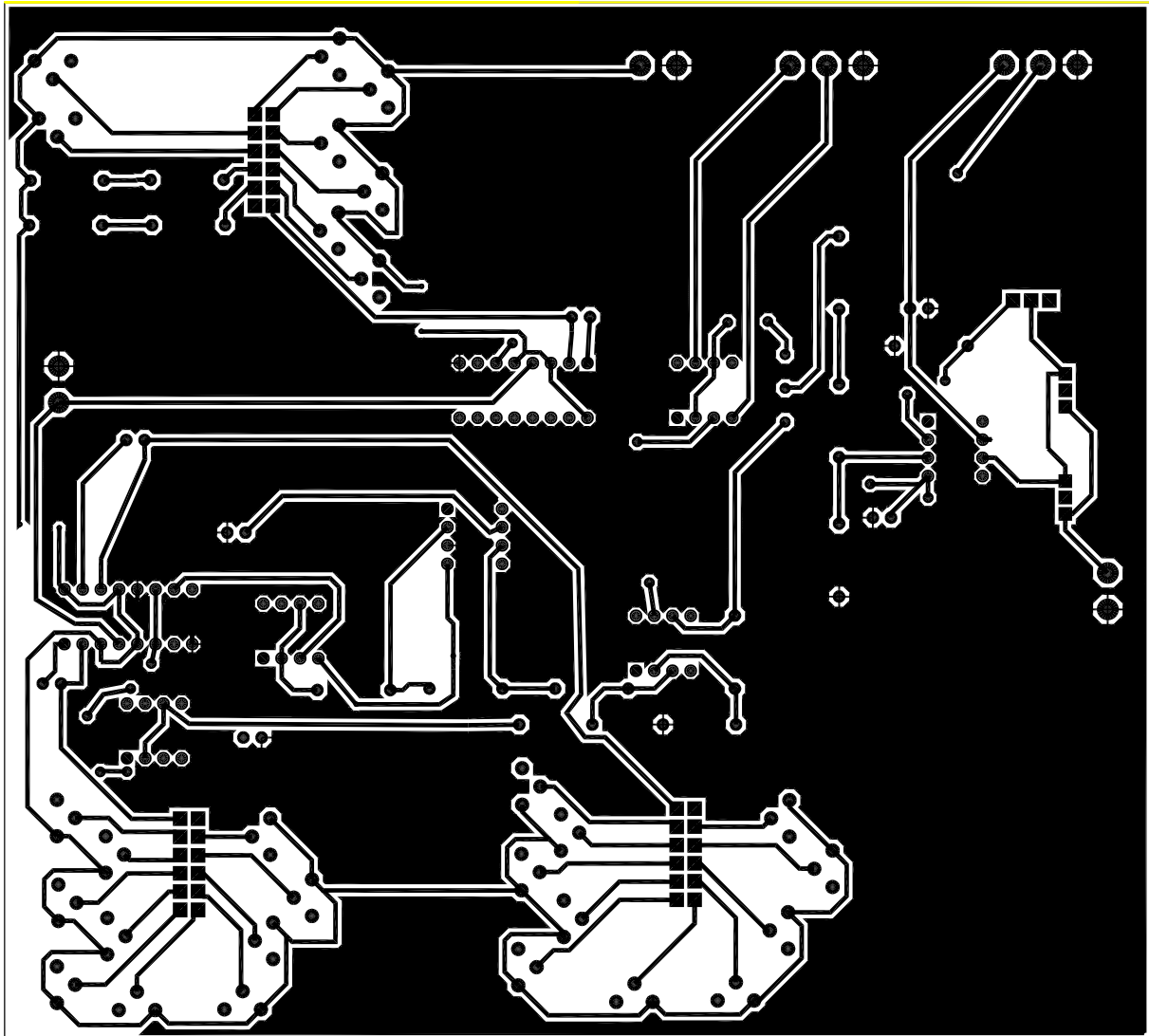
1



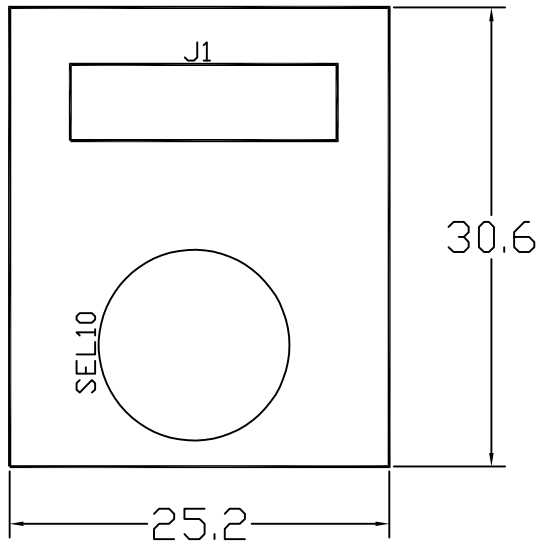
PROYECTO SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL		PLANO N° <h1 style="text-align: center;">2</h1>
CONJUNTO CIRCUITO IMPRESO		
AUTOR IVÁN SALVADOR CAMBRONERO		FIRMA
ESCALA <h2 style="text-align: center;">1:1</h2>	TÍTULO <h1 style="text-align: center;">SERIGRAFÍA</h1>	
FECHA 18/06/2018		



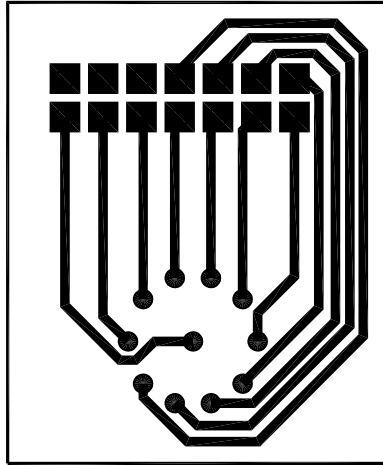
PROYECTO SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL		PLANO N° <h1 style="text-align: center;">2.1</h1>
CONJUNTO CIRCUITO IMPRESO		
AUTOR IVÁN SALVADOR CAMBRONERO		FIRMA
ESCALA <h2 style="text-align: center;">1:1</h2>	TÍTULO <h2 style="text-align: center;">PISTAS CAPA SUPERIOR</h2>	
FECHA 18/06/2018		



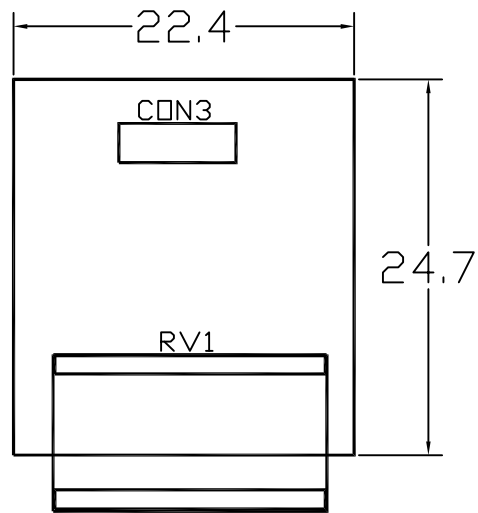
PROYECTO	SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL	PLANO N°
CONJUNTO	CIRCUITO IMPRESO	2.2
AUTOR	IVÁN SALVADOR CAMBRONERO	FIRMA
ESCALA	TÍTULO	
1:1	PISTAS CAPA INFERIOR	
FECHA		
18/06/2018		



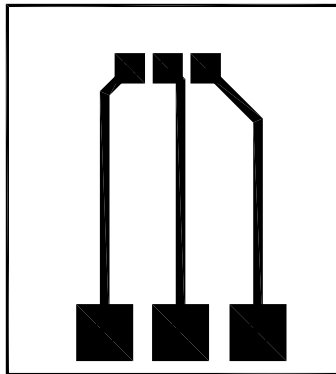
PROYECTO SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL		PLANO N° 3	
CONJUNTO PCB SELECTORES			
AUTOR IVÁN SALVADOR CAMBRONERO		FIRMA	
ESCALA 2:1	TÍTULO SERIGRAFÍA		
FECHA 18/06/2018			



PROYECTO		SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL	PLANO N°
CONJUNTO		PCB SELECTORES	3.1
AUTOR		IVÁN SALVADOR CAMBRONERO	
ESCALA	2:1	TÍTULO	FIRMA
FECHA	18/06/2018	PISTAS CAPA INFERIOR	



PROYECTO SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL		PLANO N° <h1 style="text-align: center;">4</h1>	
CONJUNTO PCB POTENCIÓMETRO			
AUTOR IVÁN SALVADOR CAMBRONERO		FIRMA	
ESCALA 2:1	TÍTULO		
FECHA 18/06/2018	<h2 style="text-align: center;">SERIGRAFÍA</h2>		



PROYECTO		SISTEMA DE CONFORMACIÓN DE IMPULSOS CONFIGURABLES PARA APLICACIÓN EN ELECTRFISIOLOGÍA CARDIACA EXPERIMENTAL	PLANO N°
CONJUNTO		PCB POTENCIÓMETRO	4.1
AUTOR		IVÁN SALVADOR CAMBRONERO	
ESCALA	2:1	TÍTULO	FIRMA
FECHA	18/06/2018	PISTAS CAPA INFERIOR	