ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
GRADO DE INGENIERÍA DE LA SALUD MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DISEÑO DE UN MARCAPASOS EXTERNO TEMPORAL

DESIGN OF A TEMPORARY EXTERNAL PACEMAKER

Realizado por
Ana Miguel García
Tutorizado por
Antonio Jesús Bandera Rubio
Departamento
Tecnología electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, junio de 2018

Fecha defensa:
El Secretario del Tribunal

Resumen

La ingeniería biomédica permite, basándose en conocimientos físico-matemáticos, electrónicos y de programación, analizar información específica biológica para crear y diseñar equipos electrónicos que se utilizarán en el campo de la salud y posibilitarán la mejora de la calidad de vida de las personas; así como harán más eficaz la labor del profesional médico.

Se ha desarrollado, en este trabajo, el diseño de un marcapasos temporal externo que permite la selección de diferentes modos de estimulación. Para implementar este diseño se ha realizado un estudio previo de los componentes electrónicos comerciales existentes, con el objetivo de elegir correctamente los mismos y obtener un modelo que cumpla con los requisitos fijados en este trabajo. Finalizado el diseño del circuito se ha procedido a su implementación en una placa de circuito impreso. El algoritmo de detección de la actividad cardíaca se ha programado en la placa de desarrollo NXP lpc1768, cuyo núcleo es un microcontrolador ARM Cortex-M3 de 32-bits programable usando la plataforma MBED de ARM. A su vez, este ARM controla el resto del dispositivo. El profesional que utilice el equipo tendrá la posibilidad de visualizar y controlar los diferentes modos de actuación del marcapasos.

Finalmente se ha validado la funcionalidad del dispositivo en el laboratorio.

Palabras claves: Marcapasos, corazón, PCB, circuito electrónico, microcontrolador, electrograma, estimulación, MBED.

Abstract:

The biomedical engineering allows, based on physical-mathematical, electronic and programming knowledge, to consult specific information in order to create and design electronic equipment used in the health field. It will enable the improvement of quality of life, as well as it will make more effective the medical professional`s work.

The design of a temporary external pacemaker that allows the selection of different stimulation modes has been developed in this work. To implement this design, a study of the commercial electronic components has been made for their correct election and to obtain a model that fulfills the requirements determined in this work. Once the circuit design was completed, it has been implemented on a printed circuit board. The cardiac activity detection algorithm has been programmed in the development board NXP lpc1768, whose core is a 32-bit ARM Cortex-M3 microcontroller, programmable in the MBED platform of ARM. In turn, it controls the whole device. The professional who uses the device will have the possibility of visualizing and controlling the different modes of operation of the pacemaker.

Finally, the functionality of the device has been validated in the laboratory.

Keywords: Pacemaker, heart, PCB, electronic circuit, microcontroller, electrogram, stimulation, MBED.

ÍNDICE GENERAL

1 Introducción 1

1.1. Introducción 1

1.2. Motivación 2

1.3. Objetivos 2

1.4. Estructura de la memoria 3

1.5. Tecnologías a utilizar 5

2 Fundamentos biológicos 7

2.1. El corazón 7

2.2. El potencial de membrana 8

2.3. Potencial de acción cardíaco 10

2.4. Sistema de conducción cardíaco 11

2.5. El electrocardiograma 12

2.6. El electrograma intracardiaco 15

3 Fundamentos tecnológicos 17

3.1. ¿Qué es un marcapasos? 17

3.1.1. Código genérico de marcapasos 19

3.2. Marcapasos externos comerciales 20

4 Diseño y requisitos del marcapasos 23

4.1. Requisitos 23

4.2. Diseño 24

5 Desarrollo hardware 29

5.1. Etapa de acondicionamiento 29

5.2. Etapa de estimulación 39
5.3. Etapa de alimentación 41
5.4. Control y visualización 44
5.5. Etapa de procesamiento 47
5.6. Diseño de la placa de circuito impreso 50
6 Desarrollo software 53
6.1. Plataforma MBED 53
6.2. Algoritmo del marcapasos 54
7 Validación del diseño 57
7.1. Etapa de acondicionamiento 57
7.2. Gestión de la pantalla LCD 60
7.3. Validación del sistema completo 61
8 Conclusiones 69
8.1. Trabajo futuro 71
9 Bibliografía 73
10 Anexos 77
ANEXO I. Código MBED 77
ANEXO II. Presupuesto 85
ANEXO III. Manual de usuario 87
ANEXO IV. Esquemáticos 91
ANEXO V. Máscaras 103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Tiempos, voltajes y medidas de las ondas. Fuente de los datos: El electrocardiograma. 14
Tabla 3.1. Código genérico de marcapasos Fuente: Bernstein et al.2002 19
Tabla 3.2. Características del modelo 53401 de Medtronic. Fuente: (Medtronic, Single Chamber Temporary External Pacemaker Model 53401, 2016)..... 20
Tabla 3.3. Características del Modelo 5392 de Medtronic. Fuente: (Medtronic, Dual Chamber Temporary External Pacemaker model 5392, 2016)..... 21
Tabla 3.4. Características del Modelo Pace 101H de Oscor. (Oscor, 2013) 22
Tabla 5.1. Estado de la técnica de amplificadores operacionales. Fuente: Propia... 30
Tabla 5.2. Estado de la técnica de amplificadores de instrumentación. Fuente: Propia 32
Tabla 5.3. Estado de la técnica de amplificadores de aislamiento. Fuente: Propia.. 34
Tabla 5.4. Estado de la técnica de interruptores analógicos. Fuente: Propia. 40
Tabla 5.5. Estado de la técnica de un convertidor de tensión. Fuente: Propia. 41
Tabla 5.6. Estado de la técnica de reguladores de tensión. Fuente: Propia. 42
Tabla 5.7. Estado de la técnica de transformadores. Fuente: Propia. 43
Tabla 5.8. Estado de la técnica de pantallas LCD. Fuete: Propia. 45
Tabla 5.9. Conexiones pines de la pantalla LCD. Fuente: Propia 46
Tabla 5.10. Estado de la técnica en placas de desarrollo. Fuente: Propia. 47
Tabla 5.11. Función de los pines de la placa de desarrollo. Fuente: Propia 49
10.1. Presupuesto del coste material total. Fuente: Propia. 86

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 2.1. Anatomía del corazón. Fuente: Texas Heart Institude, recuperado en http://www.cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-el-corazon..... 8
Ilustración 2.2: Potencial de acción. Fuente: (Mulroney & Myers, 2011) 10
Ilustración 2.3. El sistema de conducción cardíaco. Fuente: (Mulroney & Myers, 2011) 12
Ilustración 2.4: Electrocardiograma normal Fuente: (Tortora & Derrickson, 2008) ... 14
Ilustración 2.5. Electrogramas endocavitarios de aurícula derecha (AD) en bipolar y monopolar. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)..... 16

Ilustración 2.6. Electrogramas endocavitarios de ventrículo derecho (VD) en bipolar y monopolar. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)..... 16
Ilustración 2.7: Representación gráfica de las características de las ondas del electrograma. Fuente: Bronzino, 1999. 16
Ilustración 4.1. Diagrama del diseño del marcapasos externo. 24
Ilustración 4.2. Curva voltaje/duración de estimulación. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007) 26
Ilustración 5.1. Diagrama de bloques de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia 29
Ilustración 5.2: Esquema de un seguidor de tensión. Fuente: (Malvino, Castro, Luis, & López Cortón, 2000). 30
Ilustración 5.3: Esquema general de un amplificador de instrumentación. Fuente: (Malvino, Castro, Luis, & López Cortón, 2000). 31
Ilustración 5.4: Esquemático simplificado interno del INA828. Fuente: Datasheet del componente INA828 33
Ilustración 5.5. Amplificador de aislamiento ISO124. Fuente: Datasheet ISO124 Precision Lowest-Cost Isolation Amplifier de Texas Instrument. 35
Ilustración 5.6: Esquema de un filtro activo de paso banda no inversor. Recuperado en: http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-pasa-banda.php..... 36
Ilustración 5.7: Amplificador genérico. 37
Ilustración 5.8. Esquemático de la etapa de acondicionamiento sin amplificador de aislamiento. 38
Ilustración 5.9.Esquemático de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia. 38
Ilustración 5.10.Diagrama de bloques de la etapa de estimulación. Fuente: Propia 39
Ilustración 5.11. Esquemático de la etapa de estimulación. Fuente: Propia. 40
Ilustración 5.12. Modo de aplicación del regulador ADP1720. Fuente: Datasheet ADP1720. 42
Ilustración 5.13. Esquemático de la etapa de alimentación. Fuente: Propia. 44
Ilustración 5.14. Pulsador con resistencia pull-down. Fuente: Propia..... 45
Ilustración 5.15. Diagrama de pines de la placa de desarrollo mbed NXP LPC1768.Fuente: (NXP, 2007)..... 48
Ilustración 5.16. Esquemático del marcapasos. Fuente: Propia. 50
Ilustración 5.17. Cara FRONT de la PCB del Acondicionamiento. Fuente: Propia... 51

Ilustración 5.18. Cara BOTTOM de la PCB del Acondicionamiento. Fuente: Propia.. 51
Ilustración 5.19. Cara frontal de la PCB del marcapasos. Fuente: Propia. 51
Ilustración 5.20. Cara trasera de la PCB del marcapasos. Fuente: Propia. 51
Ilustración 6.1. Diagrama de flujo del funcionamiento del marcapasos. Fuente: Propia. 54

ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 5.1. Implementación del diseño hardware del marcapasos. Fuente: Propia.52
Imagen 7.1. Placa de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia. 58
Imagen 7.2. Amplificación de la señal de entrada. Fuente: Propia. 59
Imagen 7.3. Offset en la señal de salida. Fuente: Propia. 59
Imagen 7.4. Señal de salida de 1 Hz atenuada. Fuente: Propia. 60
Imagen 7.5. Señal de salida de 35 Hz atenuada. Fuente: Propia. 60
Imagen 7.6. Señal de salida de 100 Hz atenuada. Fuente: Propia. 60
Imagen 7.7. Comprobación del funcionamiento de la pantalla LCD. Fuente: Propia.61
Imagen 7.8. Placa del marcapasos con alimentación modificada. Fuente: Propia. .. 62
Imagen 7.9. Tensión de salida del componente TC962. Fuente: Propia. 63
Imagen 7.10. Tensión de salida de 1,24V del regulador de tesión de offset. Fuente: Propia. 63
Imagen 7.11. Tensión de salida de 5 V del regulador de tensión de alimentación del LCD y microcontrolador. Fuente: Propia. 63
Imagen 7.12. Señal de salida de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia. .. 64
Imagen 7.13.Señal de salida de 5 Hz atenuada. Fuente: Propia..... 64
Imagen 7.14. Señal de salida de 50 Hz atenuada. Fuente: Propia. 64
Imagen 7.15. Correcto conexionado entre la alimentación, la placa de desarrollo y la pantalla LCD. Fuente: Propia. 65
Imagen 7.16. Modo de estimulación asíncrono. Fuente: Propia. 66
Imagen 7.17. Impulso de estimulación cada 2 s. Fuente: Propia. 66
Imagen 7.18. Impulso de estimulación de 2 V y 75 ms. Fuente: Propia. 66
Imagen 7.19. Modo de estimulación síncrono. Fuente: Propia. 67
Imagen 7.20. Funcionamiento del modo síncrono. Fuente: Propia. 68

Imagen 7.21. Estimulación cada 1 segundo de 3V. Fuente: Propia. 68

1 INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

La arritmia, una de las afecciones cardíacas más comunes, es una alteración del ritmo cardíaco provocado por la inadecuada generación, conducción u origen del impulso eléctrico. Este estímulo eléctrico es generado en el nódulo sinoauricular, conocido como el marcapasos natural del cuerpo, y atraviesa el corazón para provocar una contracción sincrónica entre las dos cámaras superiores (aurículas) e inferiores (ventrículos). Las arritmias se pueden clasificar según el valor de la frecuencia cardíaca. Las bradiarritmias son aquellas donde la frecuencia cardíaca es menor a 60 latidos por minuto, mientras que, en las taquiarritmias, la frecuencia cardíaca supera los 100 latidos por minuto (Fundación Española del Corazón, 2015).

La principal solución utilizada para tratar las bradiarritmias, así como otras afecciones cardíacas, es la implantación de un marcapasos.

Un marcapasos es un dispositivo implantable que reúne requisitos para ser considerado una prótesis activa. Básicamente, este dispositivo consta de un generador de impulsos, un cable destinado a la conducción de dicho impulso, y un electrodo, que es la porción terminal del cable en contacto con el corazón, bien con su superficie interna (endocardio) o con la externa (epicardio) (Rodríguez García, 2005). Existen dos tipos de marcapasos: los permanentes y los temporales.

Este Trabajo Fin de Grado (TFG) desarrollará el diseño de un marcapasos externo temporal; dispositivo cuyo generador no se encuentra implantado en el paciente. Los marcapasos temporales son utilizados ante urgencias médicas, permitiendo la estabilidad de un paciente mientras se evalúa el implante de un marcapasos definitivo.

1.2. Motivación

Nos encontramos en una sociedad caracterizada por un nivel de vida que presenta y sufre un gran estrés. De igual forma, la población envejece considerablemente, al alargarse la esperanza de vida.

Estos factores condicionan y favorecen la aparición de problemas de índole cardíaca y, por ello, fuerzan la necesidad de buscar soluciones a los mismos.

Los avances tecnológicos desarrollados en el campo de la electromedicina permiten salvar vidas. El uso de marcapasos externos temporales son una prueba de ello, ya que posibilitan estabilizar pacientes para resolver urgencias, permitiendo conservar la estabilidad hemodinámica y la perfusión mientras se evalúa la necesidad de implantar un marcapasos definitivo.

En concreto, la utilización de estos marcapasos permiten hacer frente a (Villuendas Sabaté, y otros, 2004):

- Bradiarritmias severas.
- Supresión de taquiarritmias como el aleteo auricular.
- Recambio del generador en pacientes con marcapasos definitivos.
- Infarto agudo del miocardio.

Debido al envejecimiento de la población, la incidencia de enfermedades cardíacas es cada vez más elevada, por lo que se necesita un mayor número de marcapasos definitivos y, por ende, de marcapasos externos temporales.

Estos motivos me llevan a decidir marcarme como reto el diseño de un marcapasos externo temporal, de coste no elevado pero de suficiente calidad. El objetivo futuro sería que pudiera ser de gran utilidad, una vez fuera sometido a los procesos que permitieran su certificación, en los servicios médicos de urgencias.

1.3. Objetivos

Este Trabajo Fin de Grado (TFG) tiene como fin el diseño de un marcapasos temporal externo monocameral, que permita la elección de los modos de estimulación, la frecuencia, el umbral de sensibilidad y la amplitud del pulso. Se busca además el diseño de un dispositivo económico y de sencilla interfaz.

Para ello se deberán cumplir los siguientes objetivos:

- Capturar los requisitos del diseño y determinar los requerimientos, especialmente de seguridad.
- Diseñar un plan de aceptación que valide el correcto funcionamiento del sistema.
- Evaluar y analizar el estado de la técnica, buscando minimizar el coste sin prescindir de las medidas de seguridad.
- Diseñar el circuito eléctrico, trazar el esquemático y diseñar la placa de circuito impreso (PCB).
- Seleccionar y adquirir los elementos necesarios para montar el diseño.
- Verificar parcialmente los módulos del circuito.
- Validar el prototipo final.

1.4. Estructura de la memoria

El presente TFG consta de nueve capítulos organizados según la siguiente estructura:

- **Capítulo 1: INTRODUCCIÓN**

  Se hará una pequeña reseña a la introducción del TFG; así como la motivación para la realización del mismo y los objetivos que se pretenden alcanzar junto con las tecnologías necesarias para su logro.

- **Capítulo 2: FUNDAMENTOS BIOLÓGICOS**

  Se presentarán las características anatómicas y fisiológicas del corazón. Se analizarán y compararán las señales recogidas en el electrocardiograma y el electrograma intracardiaco. Todo ello constituye la base esencial para el correcto diseño del marcapasos.

- **Capítulo 3: FUNDAMENTOS TECNOLÓGICOS**

  Se analizarán los distintos tipos de marcapasos existentes en el mercado actual. Se expondrán las propiedades de varios marcapasos temporales externos comerciales con el fin de usarlos de referencia para determinar las

características básicas de este tipo de productos, e incluirlas en el diseño propuesto.

- **Capítulo 4: DISEÑO DEL MARCAPASOS**

  Se determinarán los requisitos que deberá cumplir el diseño del marcapasos; junto con la explicación a modo de diagrama de bloques de las diferentes etapas que conformarán la estructura del circuito del mismo.

- **Capítulo 5: DESARROLLO HARDWARE**

  Se expondrán los componentes electrónicos necesarios en cada etapa del diseño. Para cada uno se realizará el estado de la técnica, un estudio de las características de diferentes elementos comerciales, finalizando con la elección del más adecuado atendiendo a los requisitos de seguridad, funcionalidad y valor económico.

- **Capítulo 6: DESARROLLO SOFTWARE**

  Se presenta la arquitectura lógica y el diseño software de sus distintos componentes.

- **Capítulo 7: VALIDACIÓN DEL DISEÑO**

  Se presentarán los resultados obtenidos en las pruebas de verificación de requisitos y de validación del prototipo, que avalan el funcionamiento del mismo. Se analizarán los errores cometidos y cómo se han corregido.

- **Capítulo 8: CONCLUSIÓN**

  Se reseñarán los elementos más importantes del TFG acompañándolos con una serie de valoraciones del mismo a modo de conclusión que determinen a su vez, las líneas de trabajo futuro.

- **Capítulo 9: BIBLIOGRAFÍA**

  Se enumerarán las diferentes referencias bibliográficas que han servido de referencia e información para la elaboración del TFG.

- **Capítulo 10: ANEXOS**

  Se adjuntarán los esquemáticos, las máscaras para la elaboración de la placa, el programa, el manual de uso y la lista de materiales, junto al presupuesto, empleados en la implementación del marcapasos externo temporal.

1.5. Tecnologías a utilizar

Las tecnologías utilizadas para desarrollar el diseño del marcapasos han sido:

- Microsoft Excel, con la aplicación de esta hoja de cálculo se ha conseguido plasmar el cálculo contable del presupuesto, así como el marco para la comparativa del estado de la técnica.
- KiCad, es un gestor de proyectos utilizado para el diseño del esquemático del dispositivo, su diseño en un circuito impreso (PCB) y el control de los ficheros de fabricación.

  Los distintos programas que a su vez se utilizan son:
  - Eeschema, un editor de esquemáticos.
  - Pbnew, un editor de circuitos impresos.
  - Cvpcb, programa que asocia los componentes del esquemático con los módulos presentes en el circuito impreso.
  - Gerbview, un visor de ficheros Gerber.
- MBED, plataforma de prototipado rápido con microcontroladores ARM Cortex-M de 32 bits. Su utilización ha permitido la programación de la placa de desarrollo del marcapasos.
- Lenguaje C/C++, lenguaje de programación utilizado para la programación en MBED.
- AutoCad, un software de diseño utilizado para la realización del manual de uso del dispositivo.

2 FUNDAMENTOS BIOLÓGICOS

2.1. El corazón

El corazón es un órgano muscular, componente principal del sistema circulatorio. Está formado por cuatro cámaras: dos superiores, denominadas aurículas, y dos inferiores, denominados ventrículos. Una pared muscular, conocida como tabique, separa las cavidades izquierdas de las derechas.

El corazón bombea la sangre siguiendo un circuito determinado (Mulroney & Myers, 2011):

- La sangre no oxigenada llega a la aurícula derecha a través de las venas sistémicas, que transportan sangre proveniente de todo el cuerpo. Las venas sistémicas son tres: la vena cava superior, la vena cava inferior y el seno coronario.
- La sangre pasa al ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide, para ser bombeada hacia la circulación pulmonar por la arteria pulmonar.
- La sangre reoxigenada en los pulmones vuelve a la aurícula izquierda por las venas pulmonares.
- La sangre oxigenada pasa al ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral y bombea la sangre hacia la circulación sistémica arterial por la aorta.

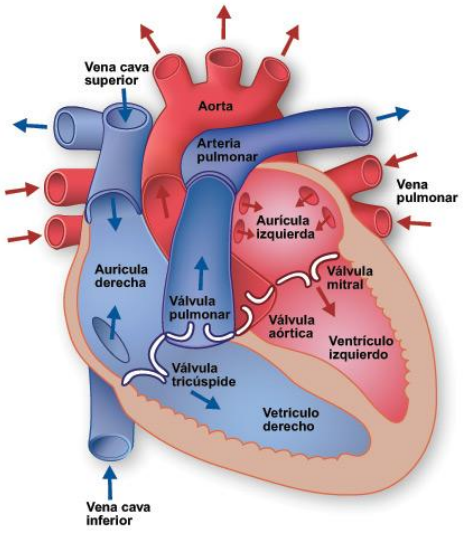


Ilustración 2.1. Anatomía del corazón. Fuente: Texas Heart Institude, recuperado en http://www.cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-el-corazon.

“La eyección eficaz de la sangre desde el corazón requiere la contracción y relajación coordinadas de las cámaras. En reposo, este ciclo se produce aproximadamente 70 veces por minuto y para conseguirlo, el nódulo sinoauricular (SA) actúa como marcapasos, iniciando la despolarización del corazón” (Mulroney & Myers, 2011).

La pared cardíaca está compuesta por tres capas: el endocardio, el miocardio y el epicardio. El endocardio es una delgada capa de endotelio que recubre las cámaras y válvulas cardíacas. El miocardio es el tejido muscular encargado de las contracciones cardíacas. El epicardio es la capa más externa encargada de proteger al corazón (Tortora & Derrickson, 2008).

2.2. El potencial de membrana

Las membranas celulares son semipermeables, por lo que pueden actuar como barrera ante determinadas moléculas. Esta condición tiene su origen en su composición química.

> “…la permeabilidad es selectiva. Las variables que más influyen en la difusión pasiva son la polaridad y el tamaño de la molécula. Así, moléculas pequeñas sin carga, por ejemplo el CO2, N2, O2, o moléculas con alta solubilidad en grasas como el etanol, cruzan las membranas prácticamente sin oposición, por un proceso de difusión pasiva. La permeabilidad de la membrana es

> menor para aquellas moléculas con cargas pero globalmente neutras como el agua o el glicerol…Es menor aún la capacidad de atravesar la membrana para moléculas grandes neutras pero con cargas, como la glucosa. Sin embargo, es altamente impermeable a los iones y a las moléculas que también tienen carga neta…" (Molist, Pombal, & Megías, 2011)

Existen proteínas transmembranales que actúan como canales y aumentan la permeabilidad de la membrana celular para un alto número de iones y moléculas polares sin carga que no pueden atravesarla sin ayuda. Cada proteína transmembranal es específica a una molécula o ión (Tortora & Derrickson, 2008).

Esta permeabilidad selectiva permite que las concentraciones de varias sustancias, a ambos lados de la membrana, puedan ser distintas. La diferencia de concentración de carga existente por la desigual distribución de iones y moléculas se denomina potencial de membrana.

El potencial de membrana de una célula en estado de reposo es alrededor de -70 mV, alcanzando en las células nerviosas los -90mV. Los iones que más intervienen en este potencial de reposo son el K+,el Na+ y el Cl- (Mulroney & Myers, 2011).

La permeabilidad puede aumentar como consecuencia de una estimulación eléctrica o química, dando lugar a un potencial de acción, esto es, a una veloz despolarización en la célula excitable. Las características más importantes de este proceso son las siguientes (Mulroney & Myers, 2011):

- Potencial umbral. Potencial mínimo al que debe llegar a despolarizarse una célula para que se inicie un potencial de acción.
- Respuesta <<todo o nada>>.El potencial de acción se da con una forma típica y una amplitud de voltaje fija, aproximadamente de +20mV
- Propagación sin disminución de la señal. El potencial de acción se transmite a lo largo de toda la membrana celular.
- Período refractario absoluto. Periodo del potencial de acción donde es imposible que se dé otro potencial.
- Período refractario relativo. Período donde se puede generar otro potencial si existe un estímulo mayor.

En la ilustración 2.2 se puede observar la representación de un potencial de acción.

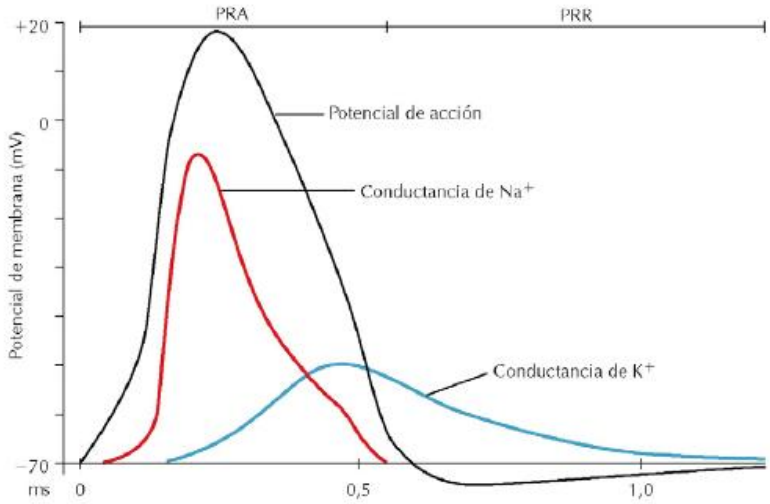


Ilustración 2.2: Potencial de acción. Fuente: (Mulroney & Myers, 2011)

2.3. Potencial de acción cardíaco

El nodo sinoauricular (SA) es el responsable de la generación de pulso cardíaco. Las células de este nodo SA poseen un potencial de membrana en reposo de -60 mV, y se despolarizan de forma espontánea generando un potencial de acción. Este potencial se transmite por el músculo cardíaco generando la despolarización de las cámaras cardíacas.

El potencial de acción de las fibras contráctiles cardiacas posee diferentes fases (Mulroney & Myers, 2011):

- Fase 0. Pendiente ascendente del potencial de acción. Se produce cuando la estimulación alcanza el umbral y se abren los canales de Na^+.
- Fase 1. Repolarización rápida hasta la meseta. Causada por la desactivación de los canales de Ca^{2+} y la activación de los canales de K^+ sensibles al votaje. Se inicia el periodo refractario efectivo.
- Fase 2. Meseta. Se caracteriza por la entrada de Ca^{2+}, provocada por la activación de los canales de Ca^{2+} sensibles a voltaje. También por la disminución de la concentración de K^+, que se mueven a través de canales de K^+. Esta fase impide que la célula se despolarice de forma prematura.
- Fase 3. Repolarización. Causada por la desactivación de los canales de Ca^{2+} y la activación de los canales de K^+. Finaliza el periodo refractario efectivo y comienza el relativo.

- Fase 4. Potencial de membrana en reposo. Las concentraciones de iones previamente alteradas se restauran por efecto de la Na^+/K^+ -ATPasa, un intercambiador Na^+/Ca^{2+} y una bomba de Ca^{2+} dependiente de ATP. El periodo refractario relativo finaliza cuando se restaura por completo el potencial de membrana en reposo.

2.4. Sistema de conducción cardíaco

Las fibras automáticas son fibras musculares cardíacas especializadas autoexcitables, capaces de generar por sí mismas potenciales de acción de forma reiterada. Esto permite la contracción continuada del corazón. Poseen dos funciones (Tortora & Derrickson, 2008):

- Ejercen de marcapasos natural del cuerpo, determinando la frecuencia de latido.
- Forman el sistema de conducción que transmite el estímulo de contracción a todas las cámaras cardíacas.

Los potenciales de acción se transmiten por el denominado sistema de conducción, que consta de las siguientes estructuras: el nodo sinoauricular (SA), el nodo auriculoventricular (AV), el haz de His y las fibras de Purkinje. Este esquema se observa en la ilustración 2.3. Se aprecia la siguiente secuencia (Tortora & Derrickson, 2008):

- El nódulo sinoauricular (SA) se encuentra en la unión de la pared de la aurícula derecha y la vena cava superior. “Es la fuente de donde emana el ritmo del corazón” (Sánchez-Quintana & Ho, 2003). Desde este nódulo se genera el estímulo eléctrico que inicia la despolarización del corazón, y se extiende por las aurículas generando la contracción de las cámaras superiores.
- El nódulo auriculoventricular (AV) se encuentra en la parte inferior del tabique interauricular. Es la vía de conducción de la despolarización hacia el ventrículo. Su función es retrasar el impulso cardíaco. (Sánchez-Quintana & Ho, 2003) Este retraso permite que los ventrículos se llenen en la contracción auricular.

- El haz de His, también denominado fascículo auriculoventricular, es la continuación del nódulo AV y se encuentra en el tabique. Se divide en dos fascículos que finalmente se ramifican en las fibras de Purkinje. Permite que el potencial de acción viaje desde las aurículas hasta los ventrículos.
- Las fibras de Purkinje permiten la despolarización de los ventrículos transmitiendo el estímulo eléctrico al resto de fibras del miocardio ventricular. Finalmente los ventrículos se contraen.

“A medida que los potenciales de acción se propagan a través del corazón, generan corrientes eléctricas que pueden ser detectadas desde la superficie corporal” (Tortora & Derrickson, 2008).

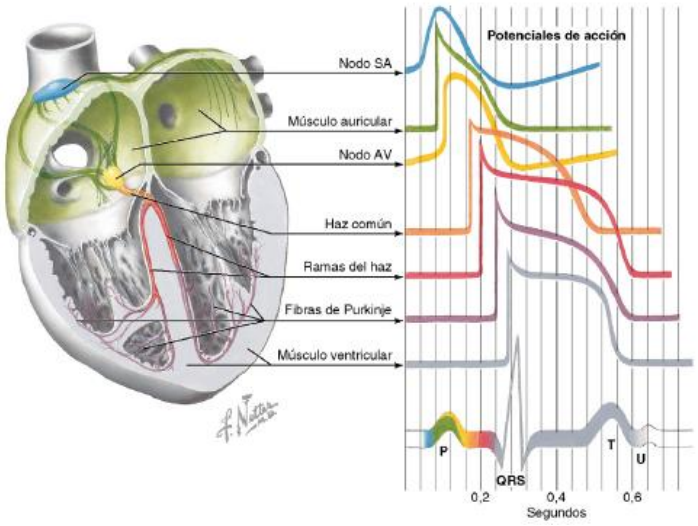


Ilustración 2.3. El sistema de conducción cardíaco. Fuente: (Mulroney & Myers, 2011)

2.5. El electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica cardíaca desde la superficie del cuerpo por medio de electrodos.

Los electrodos captan la señal eléctrica cardíaca , que varía levemente dependiendo de la posición de medida con respecto al corazón. El registro de la diferencia de voltaje entre dos puntos se denomina derivación. La combinación de las derivaciones periféricas, donde los electrodos se colocan en los brazos y en las piernas, y de las derivaciones precordiales, donde los electrodos se ubican en seis puntos a nivel torácico, genera trazados diferentes de la actividad cardíaca (Bronzino, 1999). En un ECG normal se pueden observar diferentes ondas

representativas de la despolarización y la repolarización de las cámaras cardíacas. En su versión más popular se establece que en el ECG existen cinco ondas que siempre aparecen en el mismo orden, (aunque, a veces, se habla de seis ondas, incluyendo la onda U que se menciona en esta relación):

- Onda P. Aparece como resultado de la despolarización auricular.
- Complejo QRS. Representa la despolarización ventricular. Está compuesto por las ondas rápidas:
    - Onda Q
    - Onda R
    - Onda S
- Onda T. Representa la repolarización ventricular.
- Onda U. No es una onda constante y es infrecuente. “Su origen no está bien establecido, aunque se supone que corresponde a la activación tardía de algunos sectores del miocardio ventricular” (El electrocardiograma)

También se pueden medir los intervalos o segmentos existentes entre las deflexiones u ondas.

- Intervalo PQ. Intervalo entre el inicio de la onda P y la onda Q. Indica el tiempo de conducción del potencial de acción desde las aurículas hasta los ventrículos.
- Segmento ST. Intervalo entre el final del complejo QRS y e inicio de la onda T. Representa el tiempo de activación de los ventrículos, en el que puede comenzar la repolarización ventricular.
- Intervalo RR. Corresponde al intervalo entre dos ondas R de dos complejos QRS consecutivos. Muestra la duración de un latido.
- Intervalo QT. Intervalo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T. Representa la sístole cardíaca, esto es, el tiempo transcurrido desde la despolarización ventricular hasta el final de la repolarización, y, a su vez, el ritmo cardíaco.

Las características de ondas e intervalos se recogen en la Tabla 2.1 y en la ilustración 2.4.

Características	Amplitud [mV]	Duración [ms]
Onda P	0,5-2,5	60-100
Intervalo PR	-	120-200
Complejo QRS	<25 en derivación precordial	60-80
Onda R	< 20 en derivación estándar <25 en derivación precordial	-
Onda Q	< 3	< 30
Onda S	<17 en derivación precordial	
Onda T	De 1/5 hasta 1/3 de la amplitud de R	100-250
Intervalo QT	-	360
Segmento ST	-	<150
Onda U	0,3-2	160-240

Tabla 2.1. Tiempos, voltajes y medidas de las ondas. Fuente de los datos: El electrocardiograma.

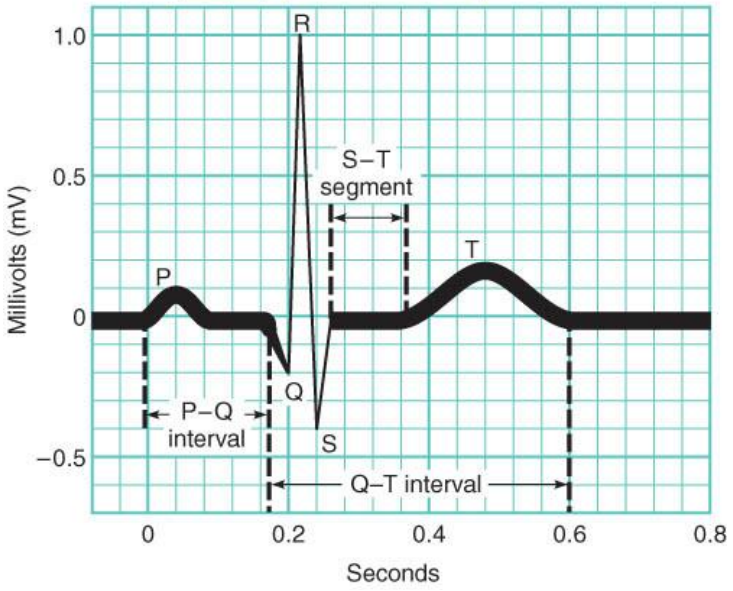


Ilustración 2.4: Electrocardiograma normal Fuente: (Tortora & Derrickson, 2008)

2.6. El electrograma intracardiaco

“La actividad eléctrica correspondiente a la activación de una cámara cardíaca, recogida desde el epicardio o desde el endocardio, conforma el electrograma local” (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007). Si el electrocardiograma normal se mide usando electrodos ubicado en la piel, para el registro del electrograma local se utilizan electrodos intracardiacos.

Existen dos tipos de derivaciones (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007):

- Monopolares. Se registra la diferencia de voltaje entre un electrodo conectado con el corazón y otro electrodo alejado del mismo, cuyo voltaje debe ser cero. Como segundo electrodo se suele utilizar la carcasa del generador.
  Esta derivación es sensible al ruido, pero como ventaja, la magnitud de la señal capturada es mayor.
- Bipolares. Se registran la diferencia relativa de potencial entre dos electrodos conectados generalmente próximos en el corazón. Es la resta de dos derivaciones monopolares.
  Esta derivación es menos sensible a ruido, sin embargo, la magnitud de la señal capturada es menor.

Con las ilustraciones 2.5 y 2.6 se muestra una comparativa de electrogramas locales obtenidos por ambas derivaciones. En la parte superior de ambas imágenes se muestran tres registros del electrocardiograma de superficie, en las denominadas derivaciones DII, V1 y V6. En la parte inferior se muestran tres señales eléctricas endocavitarias o electrogramas, de la aurícula o ventrículo derechos, respectivamente.

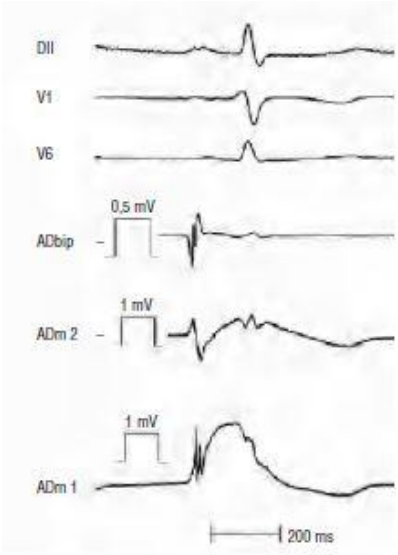


Ilustración 2.5. Electrogramas endocavitarios de aurícula derecha (AD) en bipolar y monopolar. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)

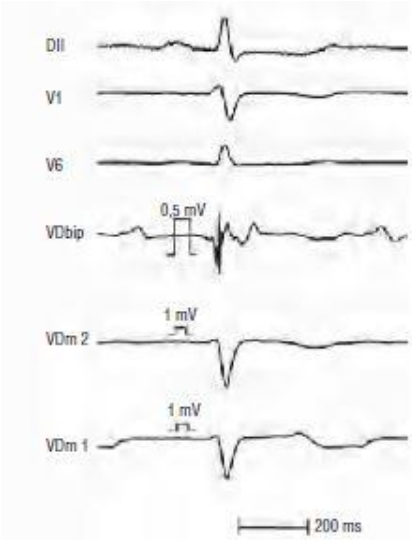


Ilustración 2.6. Electrogramas endocavitarios de ventrículo derecho (VD) en bipolar y monopolar. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)

En la ilustración 2.7 se muestra de forma gráfica las características de las ondas recogidas en el electrograma local: el rango de amplitud de la onda y el ancho del pulso.

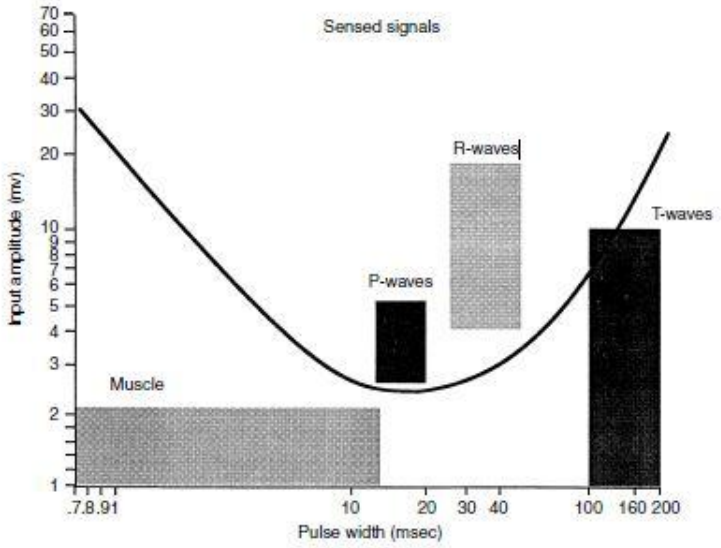


Ilustración 2.7: Representación gráfica de las características de las ondas del electrograma. Fuente: Bronzino, 1999.

3 FUNDAMENTOS TECNOLÓGICOS

3.1. ¿Qué es un marcapasos?

Los marcapasos son dispositivos generadores de impulsos eléctricos que permiten mantener, una vez implantados, un ritmo normal y coordinado de la contracción cardíaca.

Generalmente los marcapasos están compuestos por tres elementos (Bronzino, 1999):

- *Generador de pulso*. Contiene los circuitos correspondientes al sensado de la señal cardíaca y a la generación del estímulo eléctrico. Aunque es un elemento aparte, se suele añadir en este bloque la batería que alimenta al dispositivo.
- *Electrodos*. Conductores encargados, por un lado, de capturar la señal eléctrica cardíaca y transmitirla hasta el generador y, por otro, de llevar el impulso generado al corazón.
- *Programador*. Dispositivo que crea una comunicación por telemetría entre el marcapasos y el médico. Este componente está presente en los marcapasos implantables permanentes.

Los marcapasos pueden clasificarse en diferentes categorías.

- Temporales o definitivos.

Los marcapasos temporales son aquellos cuyo generador no se encuentra implantado en el paciente, por lo que también son conocidos como marcapasos externos. Existen varias formas de estimulación dependiendo de la ubicación de los electrodos (Serrano & Madrid, 2006):

- *Estimulación temporal transcutánea*. Es una estimulación no invasiva donde los electrodos son parches adhesivos que se colocan en la piel. “Consta de dos parches: uno positivo, que se debe ubicar en la región subclavicular derecha o en la espalda (en niños más pequeños), y otro negativo, que se debe poner en la región del ápex cardiaco” (Reynolds & Vega Llamas, 2015).
- *Estimulación temporal transesofágica.* Estimulación no invasiva realizada en la región esofágica más cercana a la aurícula derecha (Reynolds & Vega Llamas, 2015). Para ello se introduce un electrodo por vía bucal o nasal.
- *Estimulación temporal epicárdica*. Estimulación invasiva donde los electrodos son colocados en la superficie del epicardio mediante cirugía cardíaca.
- *Estimulación temporal transvenosa o endocavitaria*. Estimulación invasiva donde el endocardio es estimulado por “un electrocatéter introducido por vía endovenosa hasta la cámara o cámaras que se desea estimular” (Reynolds & Vega Llamas, 2015).

Los marcapasos definitivos son aquellos cuyo generador se encuentra implantado en pacientes que precisan de un tratamiento permanente. También son conocidos como marcapasos internos. Pueden realizar una estimulación epicárdica o endocavitaria (Reynolds & Vega Llamas, 2015).

- Asíncrono y síncrono

Identifican los dos modos de estimulación que poseen los marcapasos. Un marcapasos asíncrono es aquel que emite el impulso eléctrico a una frecuencia fija independientemente de la actividad cardíaca. Los marcapasos síncronos, o a demanda, detectan la actividad electrofisiológica cardíaca liberando el estímulo eléctrico solo cuando es requerido.

- Estimulación monocameral o bicameral

Los marcapasos monocamerales son aquellos que sensan y estimulan una única cámara cardíaca, bien la aurícula o bien el ventrículo.

Los marcapasos bicamerales son aquellos que pueden detectar y estimular ambas cámaras.

3.1.1. CÓDIGO GENÉRICO DE MARCAPASOS

Existe un amplio abanico de marcapasos dependiendo de los diferentes modos de estimulación. Para identificar todos estos dispositivos se utiliza un código genérico de cinco posiciones descritos por la Sociedad Norteamericana de Marcapasos y Electrofisiología (NASPE)/Grupo Británico de Marcapasos y Electrofisiología (BPEG). (Rapsang & Bhattacharyya, 2014)

Las posiciones I y II indican las cámaras donde se lleva a cabo la detección de la actividad cardíaca y la estimulación. La posición III expresa el efecto del sensado en la activación o la inhibición del estímulo eléctrico. La posición IV indica la ausencia (O) o la presencia (R) de un mecanismo adaptativo de la frecuencia. La posición V es utilizada para indicar en qué cámara hay estimulación multisitio (Berstein, y otros, 2002). En la siguiente tabla podemos ver un resumen de este código.

Posición I	Posición II	Posición III	Posición IV	Posición V
Cámara de estimulación	Cámara de detección	Respuesta a la detección	Programación	Estimulación multisitio
O= ninguna A = aurícula V=ventrículo D=dual (A+V)	O=ninguna A=aurícula V=ventrículo D=dual (A+V)	O=ninguna T=disparo I=inhibición D=dual (T+I)	O=ninguna R=modulación de la frecuencia	O=ninguna A = aurícula V=ventrículo D=dual (A+V)

Tabla 3.1. Código genérico de marcapasos Fuente: Bernstein et al.2002

3.2. Marcapasos externos comerciales

Siendo el objetivo del presente Trabajo Fin de Grado el diseño de un marcapasos externo temporal, en esta sección se presentan las características principales de algunos marcapasos externos temporales comerciales. Los datos se recogen en las Tablas 3.2, 3.3 y 3.4.

Marcapasos externo temporal unicameral Modelo 53401 Medtronic	
Modos	AAI, AOO, VVI, VOO
Frecuencias de estimulación básicas	30 – 200 ppm
Frecuencias de estimulación auricular rápida	80 – 800 ppm
Amplitud de estimulación	0.1 – 25 mA
Ancho del pulso	1.5 ms
Sensibilidad	0.4 – 20 mV
Dimensiones (cm)	6.688 x 20.27 x 4.14
Peso	499 g
Vida de la batería	Hasta 19 días
Tipo de electrodos	Unipolar o bipolar

Tabla 3.2. Características del modelo 53401 de Medtronic. Fuente: (Medtronic, Single Chamber Temporary External Pacemaker Model 53401, 2016)

Marcapasos externo temporal bicameral Modelo 5392 Medtronic		
Modos		AAI, AOO, VVI, VOO, DDD, DOO, DDI
Frecuencias de estimulación básicas		30 – 200 ppm
Frecuencias de estimulación auricular rápida		80 – 800 ppm
Amplitud de estimulación	**Aurícula**	0.1 – 20 mA
	Ventrículo	0.1 – 25 mA
Ancho del pulso	**Aurícula**	1.0 ms
	Ventrículo	1.5 ms
Sensibilidad	**Aurícula**	0.4 – 10 mV
	Ventrículo	0.8 – 20 mV
Dimensiones (cm)		8.6 x 20.3 x 4.45
Peso		680 g
Vida de la batería		Normalmente 9 días

Tabla 3.3. Características del Modelo 5392 de Medtronic. Fuente: (Medtronic, Dual Chamber Temporary External Pacemaker model 5392, 2016)

Marcapasos externo temporal unicameral **Oscor Pace 101H**	
Modos	AAI, AOO, VVI, VOO
Frecuencias de estimulación básicas	30 – 180 ppm
Frecuencias de estimulación auricular rápida	60 – 360 ppm
Amplitud de estimulación	0.3 – 12 V
Ancho del pulso	0.75 ms
Sensibilidad	1 – 20 mV
Dimensiones (cm)	6 x 11.5 x 2
Peso	185 g

Tabla 3.4. Características del Modelo Pace 101H de Oscor. (Oscor, 2013)

Esta recopilación sirve como referencia para determinar las características del diseño propuesto, establecidas en los requisitos educidos y descritos en el Capítulo 4 de esta Memoria.

4 DISEÑO Y REQUISITOS DEL MARCAPASOS

4.1. Requisitos

Para determinar el correcto diseño del dispositivo se capturarán una serie de requisitos previos, que permitirán y favorecerán el óptimo desarrollo del mismo.

Requisitos funcionales

- El sistema emitirá impulsos eléctricos para estimular el corazón cuando falle la estimulación fisiológica normal.
- El sistema podrá ser apagado o encendido.
- El sistema permitirá la elección del modo de estimulación.
- El sistema permitirá la elección de la frecuencia cardíaca mínima.
- El sistema permitirá la elección de la amplitud del impulso eléctrico.
- El sistema permitirá la elección del umbral de sensibilidad de sensado.
- El sistema mostrará en un display los elementos programables.

Requisitos no funcionales

- El sistema debe permitir los siguientes modos de estimulación: VOO y VVI.
- El sistema debe permitir un rango de frecuencia de 30 a 180 pulsaciones por minuto.
- El sistema debe permitir un rango de amplitud de estimulación de 1 a 10 V.
- El sistema debe permitir un rango de umbral de sensibilidad de 1 a 20 mV.
- El coste del material del sistema no superará los 120 €.
- El sistema poseerá una interfaz sencilla e intuitiva.

4.2. Diseño

El marcapasos externo consta de seis bloques, tal y como se muestra en el esquema de la ilustración 4.1:

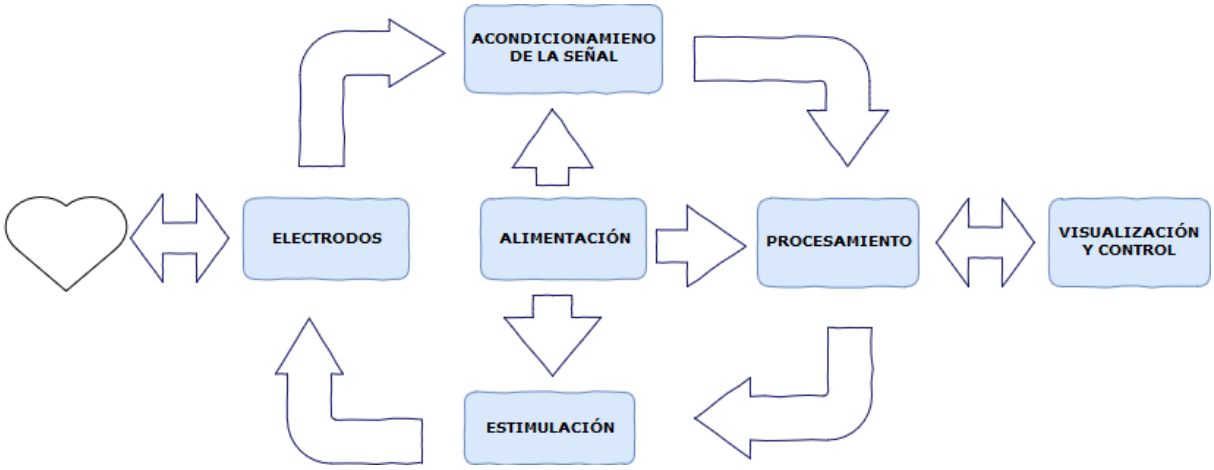


Ilustración 4.1. Diagrama del diseño del marcapasos externo.

Para el correcto funcionamiento del dispositivo y cumplimiento de los requisitos previamente establecidos, el sistema completo deberá cumplir una serie de características específicas en cada uno de los bloques que lo integran:

- **Electrodos**

  Se utilizará una derivación bipolar, ya que a pesar de amplificar la señal capturada en menor magnitud que la derivación monopolar, es menos sensible al ruido. De esta forma se evita capturar señales no deseadas, como pueden ser los miopotenciales del músculo esquelético en movimiento. También cabe destacar que es el tipo de derivación más utilizada en los marcapasos actuales.

- **Acondicionamiento de la señal**

  La señal obtenida por los electrodos no es adecuada para poder procesarla. Así, por ejemplo, la señal cardíaca puede presentar ruido, que distorsiona la información útil de la misma.

  Para minimizar estos problemas se introduce una etapa de acondicionamiento de la señal. Esta etapa incluye:

  - Etapa de amplificación. Permite obtener una señal de mayor amplitud.

- Etapa de filtrado. Elimina toda aquella información no deseada de la señal.
- Protección ante sobrecargas. Evita que sobrecargas generadas por otros dispositivos, como son los desfibriladores o los dispositivos de electrocirugía, dañen al marcapasos.
- Aislamiento del paciente.

La onda R es la que más relevancia posee en el diseño del marcapasos, por lo que se amplificará y filtrará la señal para obtener únicamente esta onda. Es, por ello, necesario saber que su frecuencia se encuentra ente 10-30 Hz y su amplitud oscila entre los 5 mV y los 25 mV. La velocidad de cambio de la onda puede estar entre 0.75 y 2.50 V/s. (Bronzino, 1999)

- **Procesamiento**

Procesa la señal ya acondicionada con el fin de determinar el pulso, decidiendo la emisión del pulso de estimulación en función de los datos obtenidos. Estas decisiones dependerán de los valores programados en la etapa de control y que serán determinados por el profesional sanitario.

La señal analógica acondicionada será digitalizada por un conversor analógico-digital (ADC) de alta resolución para impedir la pérdida de información. Se procesa la señal digitalizada y el procesador actúa según la programación indicada. Finalmente, la señal de salida pasará por un conversor digital-analógico (DAC) para emitir la señal analógica del pulso de estimulación.

- **Visualización y control**

Posee los elementos analógicos necesarios para controlar la funcionalidad del dispositivo. Este bloque permitirá elegir el modo de estimulación, la frecuencia mínima a la que se puede generar el estímulo, la amplitud del mismo y el valor de sensibilidad. Los valores se han obtenido tomando como referencia las características presentes de los marcapasos comerciales mostrados en el Apartado 3.2.

Como valores programables se seleccionan:

- Modo de estimulación: síncrono (VVI) y asíncrono (VOO).

- Frecuencia cardíaca: de 30 a 180 pulsaciones por minuto.
- Amplitud de estimulación: de 1 a 10 V.
- Sensibilidad: de 1 a 20 mV.

Se facilita la visualización de los valores programables por medio de una pantalla pequeña, conectada al elemento central del módulo de control, como se verá en el Capítulo 5.

- **Estimulación**

Permite la generación y conducción del impulso de estimulación cardíaco con la frecuencia establecida. Este impulso será la señal de salida del procesador.

El impulso eléctrico generado debe superar el umbral de estimulación, esto es, la cantidad mínima de energía necesaria para provocar un estímulo.

En la Ilustración 4.2. se puede observar una curva voltaje/duración con puntos de cronaxia y reobase. Esta curva relaciona diferentes duraciones del impulso a voltaje constante con el umbral de estimulación. Se basa en la ley de Lapicque. Superpuesta a esta curva se muestra una curva de consumo de energía. (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)

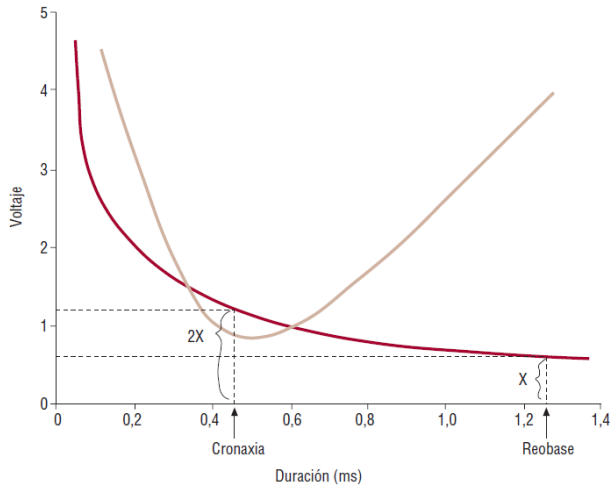


Ilustración 4.2. Curva voltaje/duración de estimulación. Fuente: (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)

Lapicque obtuvo la relación entre la intensidad y su duración para provocar un estímulo. Según postuló, la reobase es el menor voltaje de impulso eléctrico para una duración del impulso infinita, mientras que la cronaxia es la duración del

impulso que obtiene una estimulación con un voltaje doble a la reobase. (García, Carreño, Granell, & Novela, 2007)

Por lo tanto, según esta curva, todo voltaje superior al umbral generará la estimulación cardíaca. En este caso se generará una onda cuadrada de estimulación de 0,75 ms de ancho, cuya amplitud variará según el valor programado.

- **Alimentación**

Suministra la energía adecuada para el correcto funcionamiento del dispositivo.

5 DESARROLLO HARDWARE

En este Capítuo se detalla la realización del diseño del marcapasos, indicando los componentes utilizados, la elección de los mismos y su conexión en el circuito..

5.1. Etapa de acondicionamiento

El circuito desarrollado para el acondicionamiento de la señal consta de los elementos que se muestran en la ilustración 5.1. Básicamente, se observa un lazo secuencial en el que se aísla eléctricamente la captura del resto del circuito, se amplifica y aísla, ahora físicamente, la señal del resto del circuito electrónico, se filtra para sólo dejar pasar la frecuencia deseada, y, finalmente, se desplaza para su posterior entrada al conversor A/D, puerta del sistema de procesamiento digital.

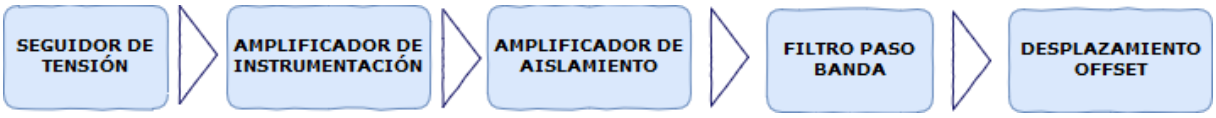


Ilustración 5.1. Diagrama de bloques de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia

La justificación de esta etapa radica en que la señal obtenida por los electrodos no es adecuada para poder realizar una digitalización y un posterior procesamiento de la misma. Por tanto, esta etapa tiene como fin preparar la señal obtenida, amplificándola y filtrándola para eliminar los elementos no deseados. A continuación se detalla cada uno de los bloques de la etapa de acondicionamiento.

➢ SEGUIDOR DE TENSIÓN

Se compone de un amplificador operacional. Es muy útil para incrementar la impedancia de entrada.

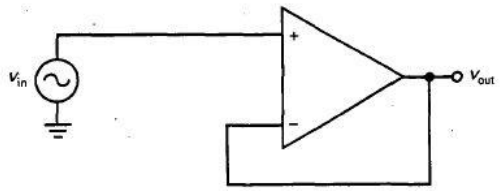


Ilustración 5.2: Esquema de un seguidor de tensión. Fuente: (Malvino, Castro, Luis, & López Cortón, 2000).

Presenta una ganancia unitaria, tal y como se puede observar en su simple función de transferencia:

$$Vout = Vin \tag{1}$$

Tras realizar una comparación entre amplificadores operacionales, se ha elegido la utilización del amplificador NCS20071, principalmente por su precio y el amplio rango de tensión de alimentación.

AMPLIFICADOR OPERACIONAL	PINES	SLEW RATE (V/µs)	ANCHO DE BANDA	RANGO TENSIÓN ALIMENTACIÓN	PRECIO (€)
TLV172IDBVR	5	10	10MHz	4.5V a 36V, ±2.25V a ± 18V	0.972
NCS20071 SN2T1G	5	2.4	3MHz	2.7V a 36V, ± 1.35V a ± 18V	0.359
OPA191IDBVT	5	5.5	2.5 MHz	4.5V a 36V, ± 2.25V a ± 18V	2.90
TLV271IDBVR	5	2.4	3MHZ	2.7V a 16V, ± 1.35V a ± 8V	0.697

Tabla 5.1. Estado de la técnica de amplificadores operacionales. Fuente: Propia

El *slew rate* es la capacidad que posee el componente de cambiar su salida ante las variaciones de la señal de entrada. Aunque es uno de los más bajos, presenta una capacidad apropiada para el fin, puesto que la velocidad de cambio máxima de la señal solo puede alcanzar los 2.5 V/s (Apartado 4.2. Acondicionamiento de la señal).

➢ EL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

El principal objetivo de esta etapa del acondicionamiento de la señal es la de amplificar la señal obtenida, ya que, en condiciones normales, ésta posee valores de amplitud muy bajos.

Los amplificadores de instrumentación son utilizados para amplificar señales con niveles de tensión, corriente o carga eléctrica reducidos, siendo los más adecuados para amplificar señales bioeléctricas.

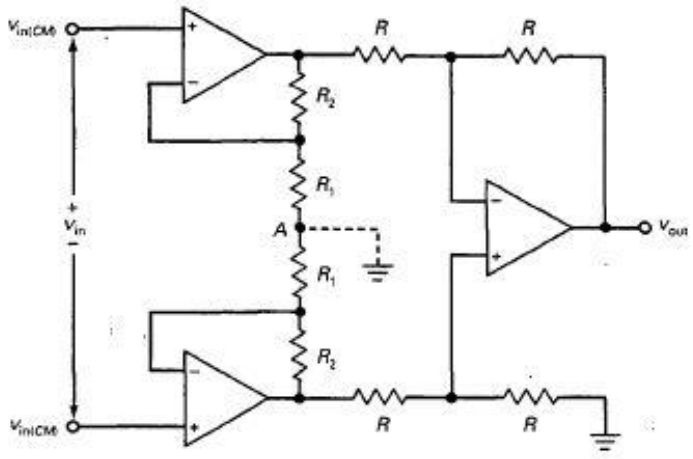


Ilustración 5.3: Esquema general de un amplificador de instrumentación. Fuente: (Malvino, Castro, Luis, & López Cortón, 2000).

Como se puede observar en la ilustración 5.3 , los amplificadores de instrumentación están, de forma general, compuestos internamente por tres amplificadores operacionales.

Gracias a sus componentes y disposición, las características de estos amplificadores son las siguientes:

- Elevada impedancia de entrada, para evitar pérdidas de tensión en la señal de origen.
- Ganancia estable, que puede variarse gracias a una sola resistencia.
- Relación de rechazo de modo común (CMRR) elevada, evitando el ruido en modo común a la entrada del amplificador.
- Elevado ancho de banda, que permite amplificar, sin ningún tipo de atenuación, todas las frecuencias presentes en la señal.

- Tensión y corrientes de asimetría bajas, con pequeñas derivas por temperatura, permitiendo trabajar con pequeñas señales.
- Impedancia de salida baja

Tras comparar varios amplificadores de instrumentación se ha optado por el INA828ID por las características que presenta.

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	CMRR (dB)	SLEW RATE (V/µs)	ANCHO DE BANDA	RANGO TENSIÓN ALIMENTACIÓN	PRECIO (€)
INA111BP	115	17	2 MHz	±6V a ±18V	15,23
INA155UA	100	6.5	550 kHz	2.5V a 6V	2,92
AMP02FPZ	115	6	1.2 MHz	±4.5 V a ±18V	14,42
INA128U	120	4	1.3 MHz	±2.25V a ±18V	9,77
INA828ID	145	1.2	2 MHz	4.5V a 36V,±2.25V a ±18V	5,71
INA114APG4	115	0.6	1 MHz	±2.25V a ±18V	10.49
AD8230YRZ	120	2	2 kHz	8V a 16V, ±4V a ±18V	7.16

Tabla 5.2. Estado de la técnica de amplificadores de instrumentación. Fuente: Propia

El amplificador INA828ID es un amplificador de instrumentación de bajo consumo y de alta precisión, muy utilizado en amplificadores de electrocardiograma o en instrumentación médica. Tal y como se puede observar en la Tabla 5.2, presenta un alto rango de tensión de alimentación, un alto rechazo al modo común, y un elevado ancho de banda. Ofrece un bajo voltaje de compensación de entrada, de 50µV**.**

A pesar de presentar un *slew rate* bajo en comparación con el resto de componentes, presenta una capacidad apropiada para nuestro fin.

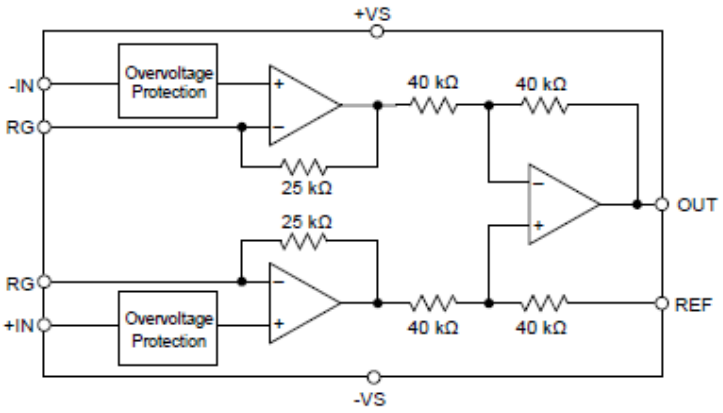


Ilustración 5.4: Esquemático simplificado interno del INA828. Fuente: Datasheet del componente INA828

El INA828 presenta una ganancia ajustable con un solo resistor , determinada por la siguiente ecuación.

$$G = 1 + \frac{50\ k\Omega}{Rg} \tag{2}$$

Adicionalmente, el INA828 posee en las entradas del amplificador un protector contra sobretensiones que sobrepasen los ± 40V.

La señal de salida obtenida viene indicada en la siguiente ecuación:

$$Vout = G(V_{+IN} - V_{-IN}) \tag{3}$$

Como es la primera fase del acondicionamiento de la señal y no se ha filtrado, la señal recogida presenta un potencial de offset y ruido. Si se eleva la amplitud con una alta ganancia, la señal puede saturarse en las siguientes etapas. Por lo tanto se debe evitar esta situación utilizando una baja ganancia. El valor de Rg vendrá determinado por la ganancia según la ecuación:

$$Rg = \frac{50\ k\Omega}{G - 1} \tag{4}$$

Elegido para la ganancia G un valor de 6, el valor de Rg toma el de 10 kΩ.

➢ AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO

El amplificador de aislamiento es utilizado para eliminar bucles de tierra, proporcionar aislamiento a pacientes y equipos electrónicos para protegerlos. El principal propósito del diseño es eliminar el riesgo de choque eléctrico resultante entre la interacción del paciente, los amplificadores y otros dispositivos electromédicos presentes, como pueden ser los desfibriladores y equipos electroquirúrgicos (Bronzino, 1999).

AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO	T. AISLAMIENTO	ANCHO BANDA (KHz)	RANGO TENSIÓN ALIMENTACIÓN	PRECIO
INTRONICS 284J	5KV	100	8V a 15.5V	488 €
AMC1200SDUBR	4KV	100	2.7V a 5.5V	3,27 €
HCPL-7840-000E	3.75KV	100	4.5V a 5.5V	5.71€
ACPL-C79B-000E	5KV	200	3V a5.5V,4.5V a5.5V	7,28 €
HCPL-7800	3.75KV	100	4.5V a 5.5V	8.02€
ISO124U/1K	1500 Vrms	140	±4.5V a ± 18V	18,57 €

Tabla 5.3. Estado de la técnica de amplificadores de aislamiento. Fuente: Propia.

El amplificador de aislamiento INTRONICS 284J queda totalmente descartado por su precio, escogiéndose el amplificador ISO124U/1K por poseer un alto rango de tensión de alimentación y permitir su utilización en este diseño. Posee un alto rechazo del modo común, con un valor de 140 dB. Presenta un tipo de aislamiento capacitivo galvánico, eliminando cualquier camino directo para la corriente mediante condensadores. Presenta la ventaja de poseer una ganancia unitaria.

En la Ilustración 5.5 se indica la forma de conexión del amplificador según su hoja técnica:

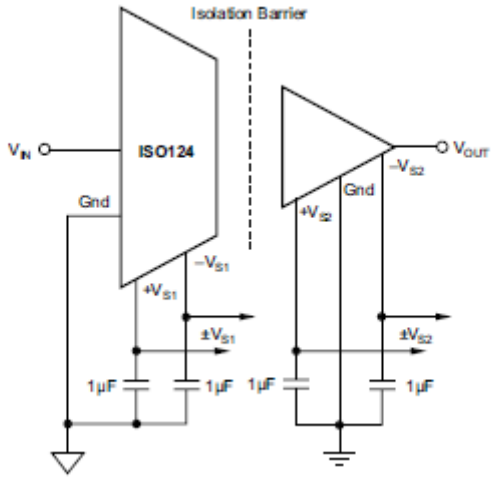


Ilustración 5.5. Amplificador de aislamiento ISO124. Fuente: Datasheet ISO124 Precision Lowest-Cost Isolation Amplifier de Texas Instrument.

➢ FILTRO PASO BANDA

El objetivo de esta fase es la de eliminar toda señal que no corresponda con el complejo QRS de la señal cardíaca, ya que en la etapa de procesamiento se utilizará un algoritmo detector de dichos complejos para determinar la actividad cardíaca. Con este filtro se esperan eliminar las ondas pertenecientes a los miopotenciales, parte de las ondas P, las ondas T, las señales rápidas y las señales lentas.

Los filtros son circuitos bipuerto que disminuyen determinadas frecuencias de la señal de entrada y permiten el paso de las demás sin atenuarlas.

En concreto, en este diseño se utiliza un filtro paso banda, que solo amplificará las señales comprendidas en el rango de 10 Hz a 30 Hz. En concreto, este es el rango de frecuencias perteneciente a las ondas R.

Se utilizará un filtro activo de primer orden inversor, el cual consta de resistencias, condensadores y un único amplificador operacional. Por lo tanto, en esta fase, se presenta una segunda etapa de amplificación. En la ilustración 5.6 se muestra el filtro a utilizado. Los parámetros del filtro son:

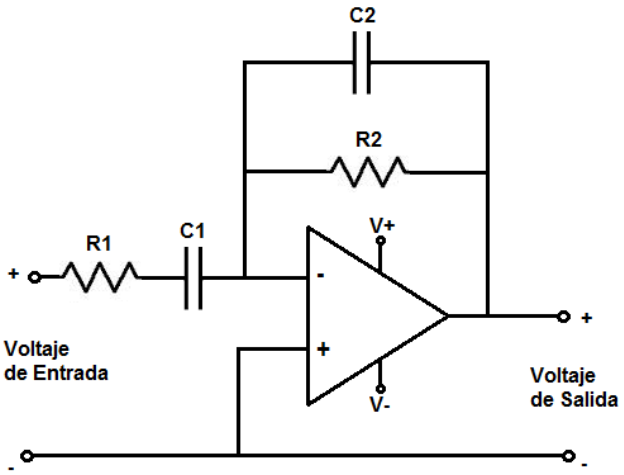


Ilustración 5.6: Esquema de un filtro activo de paso banda no inversor. Recuperado en: http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-pasa-banda.php

$$Frecuencia\ de\ corte\ baja\ F_L = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \tag{5}$$

$$Frecuencia\ de\ corte\ alta\ F_H = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \tag{6}$$

$$Ganancia = -\frac{R_2 C_1}{R_1 C_1 + R_2 C_2} \tag{7}$$

Para que el filtro amplifique por 10 la amplitud de la señal cuya frecuencia se encuentre en el rango [10,30] Hz, los valores de los componentes pasivos son:

$$R_1 = 1061{,}03\ \Omega$$

$$C_1 = 15\ uF$$

$$R_2 = 14{,}133\ k\Omega$$

$$C_2 = 0{,}375\ uF$$

Para la realización de este filtro se hará uso del amplificador operacional NCS20071 SN2T1G, anteriormente seleccionado para el seguidor de entrada puesto que presenta un bajo coste económico y un amplio rango de tensión de alimentación. Aunque presenta el menor valor de *slew rate*, en la Tabla 5.1 de selección, sigue siendo apto para nuestro objetivo.

- **DESPLAZAMIENTO OFFSET**

El circuito de desplazamiento consiste en un amplificador sumador, que desplazará la línea basal de la señal cardíaca hasta la mitad del rango del convertidor analógico digital (Huerta Ibarra & Gutiérrez Aldana, 2008). También puede ser utilizado para amplificar la señal cardíaca, y así poder aprovechar al máximo el rango de conversión del conversor ADC del microcontrolador.

Se realiza este desplazamiento puesto que la señal recogida presenta actividad bipolar y es necesario conservarla de forma intacta. Si no se desplazase su línea basal, toda aquella señal inferior al voltaje mínimo de conversión sería eliminada.

El amplificador operacional utilizado en este circuito será el mismo utilizado en el filtro. En la ilustración 5.7 se muestra el esquema genérico que posee el amplificador sumador/restador.

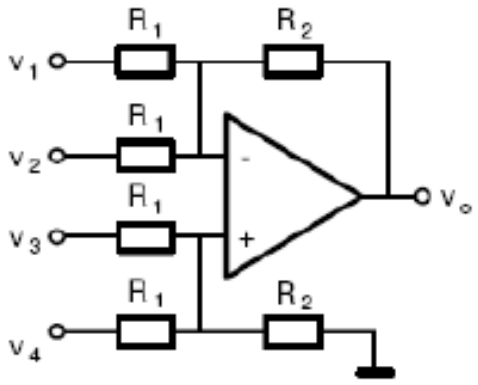


Ilustración 5.7: Amplificador genérico.

Su ecuación de salida será:

$$Vout = \frac{R_2}{R_1}(-V_1 - V_2 + V_3 + V_4) \tag{8}$$

La señal de entrada V_1corresponderá a la señal de salida del filtro, mientras que V_3 corresponderá a la señal que sumaremos para desplazar la línea basal hasta nuestro valor deseado. Este valor deseado será el central en el rango de voltaje de entrada que admita el conversor ADC.

Los valores V_2y V_4, por su parte, tendrán un valor nulo.

Para que la señal entrante sea amplificada con una ganancia igual a la unidad, las resistencias tomarán los siguientes valores:

$$R_1 = 100\ \Omega$$

$$R_2 = 100\ \Omega$$

En la ilustración 5.8 se muestra un primer diseño del esquemático correspondiente a esta etapa. Inicialmente este esquema no presenta el amplificador de aislamiento.

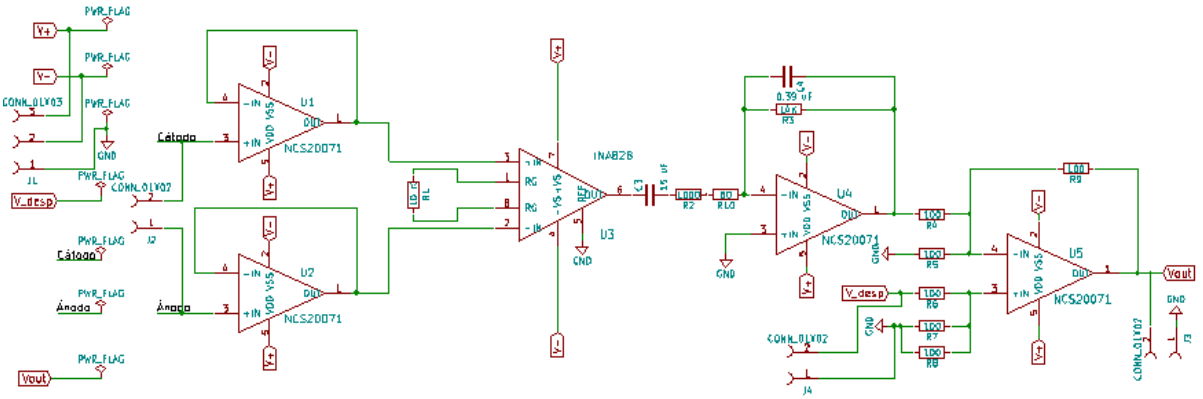


Ilustración 5.8. Esquemático de la etapa de acondicionamiento sin amplificador de aislamiento.

Fuente: Propia.

Este esquema se implementó en placa de circuito impreso, y permitió verificar cada una de las funciones de las etapas presentes en el diseño. En una segunda iteración el diseño se completó con el amplificador de aislamiento.

El esquemático de la ilustración 5.9 muestra el segundo diseño de esta etapa.

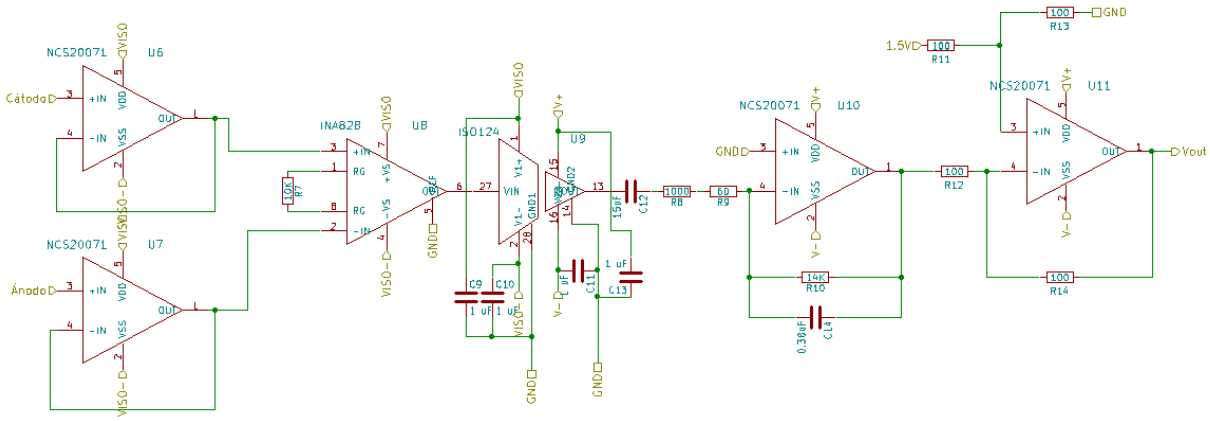


Ilustración 5.9.Esquemático de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia.

5.2. Etapa de estimulación

Esta fase del circuito recibe la señal de entrada directamente del conversor digital a analógico (DAC) de la placa de desarrollo. Esta señal tendrá una amplitud máxima de 3.3 V. Para obtener la señal de estímulo deseada, y mantener el requerido aislamiento, se seguirá el esquema de la ilustración 5.10:

Ilustración 5.10.Diagrama de bloques de la etapa de estimulación. Fuente: Propia

Los elementos en este diseño son:

- **AMPLIFICADOR NO INVERSOR**

La señal de salida generada en la placa de desarrollo no alcanza la amplitud máxima del voltaje de estimulación requerida, siendo necesario aumentarla.

Tal como su nombre indica, el amplificador no inversor elevará el valor de la amplitud de la señal de entrada de forma proporcional y no inversora. Para ello se requiere un amplificador operacional acompañado de una disposición específica de resistencias para lograr esta ganancia.

Se utilizará el amplificador operacional NCS20071, el mismo que se ha seleccionado en etapas anteriores.

La ecuación de salida de este amplificador es:

$$Vout = Vin\left(1 + \frac{Rf}{R1}\right) \tag{9}$$

Como tenemos diferentes voltajes de estimulación, el valor de la ganancia se determinará a partir del valor máximo del DAC y de la amplitud máxima de estimulación. Siendo el valor máximo del DAC 3,3 V, y la amplitud máxima de estimulación 10 V, Rf obtiene un valor de 1010Ω y R1 un valor de 500Ω.

➢ AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO

Se ha escogido el mismo amplificador de aislamiento ISO124 para obtener las mismas características expuestas anteriormente.

➢ INTERRUPTOR ANALÓGICO

Controlado por el procesador, este componente permite u obstruye el paso de la señal, generando así el estímulo eléctrico del marcapasos, el cual, a través de los electrodos, estimulará el corazón.

INTERRUPTOR ANALÓGICO	RESISTENCIA	PINES	RANGO TENSIÓN ALIMENTACIÓN	PRECIO
DG412LEDJ-GE3	26	16	3.6V a 16V, ± 3V a ± 8V	1.62€
DG411DVZ	35	16	5V a 44V, ± 5V a ± 20V	1.77€
DG308BDJ	85	16	4V a 44V, ± 4V a ± 22V	1.83€

Tabla 5.4. Estado de la técnica de interruptores analógicos. Fuente: Propia.

El interruptor escogido ha sido el DG411DVZ, por presentar un alto rango de tensión de alimentación. No hay diferencias significativas en cuanto a precio.

El esquemático de la ilustración 5.11 muestra el circuito de esta etapa de estimulación.

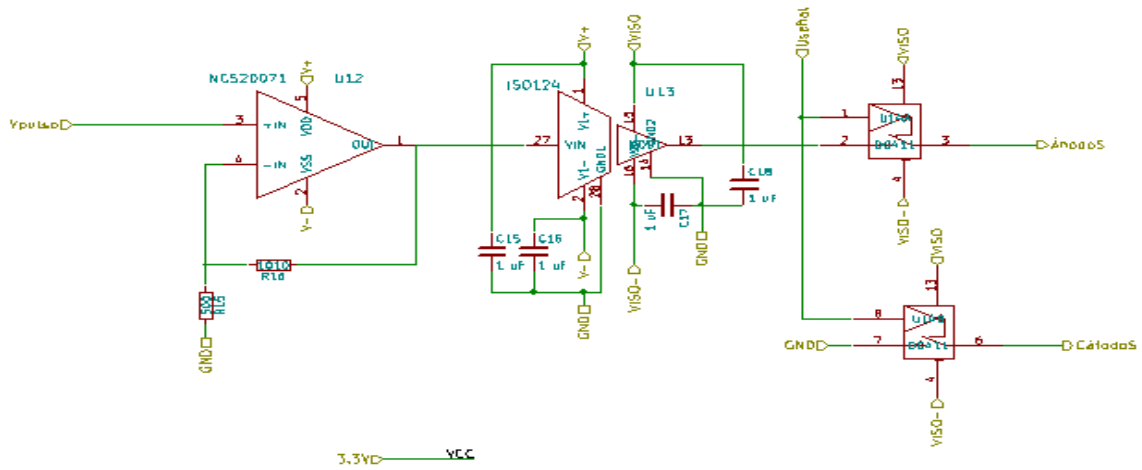


Ilustración 5.11. Esquemático de la etapa de estimulación. Fuente: Propia.

5.3. Etapa de alimentación

La etapa de alimentación deberá aportar las tensiones de ±12 V, que necesitan determinados amplificadores y tensiones adicionales de 1,5 V y 5V.

- **BATERÍA**

Se utilizará una fuente para alimentar inicialmente al dispositivo con 12 V.

- **CONVERSOR DE TENSIÓN**

Invierte la tensión de alimentación de la batería para obtener una alimentación bipolar. De este modo, se alimentan los amplificadores de la etapa de acondicionamiento y de la generación del estímulo.

CONVERTIDOR DC/-DC	V MIN/MAX	CORRIENTE SALIDA	V AJUSTABLE MIN	V AJUSTABLE MAX	PRECIO
TC962EPA	3V - 18 V	80 mA	-18	-3	2.96€
TC962CPA	3V - 18 V	80 mA	-18	-3	2.96€
LTC1261CS8#PBF	3V-8V	20 mA	-8	-1,25	3.47€
TC7662AEPA	3V-18V	40 mA	-18	-3	3.57€

Tabla 5.5. Estado de la técnica de un convertidor de tensión. Fuente: Propia.

Se ha seleccionado el TC962CPA por su amplio rango de conversión de la tensión y su precio económico.

- **REGULADOR DE TENSIÓN**

Permite generar una tensión constante y fija. No todos los componentes se alimentan con la misma tensión que aporta la batería, por lo que se utilizan reguladores que generen la tensión apropiada para alimentarlos.

Las tensiones utilizadas son de 1,5 V para el desplazamiento de la línea basal de la señal acondicionada y de 5 V para alimentar la placa de desarrollo.

REGULADOR DE TENSIÓN	V salida	V entrada MAX	V entrada MIN	PRECIO
LT1575CS8-1.5#PBF	1.5V	22V	5V	4 €
ICL7663SCBAZA	1.3V-16V	16V	1.5V	2.48€
ICL7663SACBAZA	1.3V-16V	16V	1.6V	3.52€
ICL7663ACSA+	1.3V-16V	16V	1.5V	4.06€
ICL7663AESA+	1.3V-16V	16V	1.5V	5.04€
MAX666ESA+	5V	16.5V	2.2V	4.72€
LP3878MR-ADJ/NOPB	1V-5.5V	16V	2.5V	2.01€
ADP1720	1.225V-5V	28V	4V	1.47 €
UA78M33CDCYR	3.3V	25V	5.3V	0.48
LM317AEMP/NOPB LM317LPIK	1.2V a 37V	40V	4.2V	1.39
NCP5500DADJR2G	1.25V-5V	16V	2.5V	0,49 €

Tabla 5.6. Estado de la técnica de reguladores de tensión. Fuente: Propia.

Se ha elegido el regulador de tensión ADP1720 por permitir ajustar al voltaje de salida de forma sencilla. El rango de ajuste de la tensión concuerda con las dos tensiones que se necesitan en el circuito, y presenta uno de los precios más baratos de toda la selección.

En la lustración 5.12 se muestra el esquema de conexión del regulador de tensión que permite obtener los valores de salida deseados.

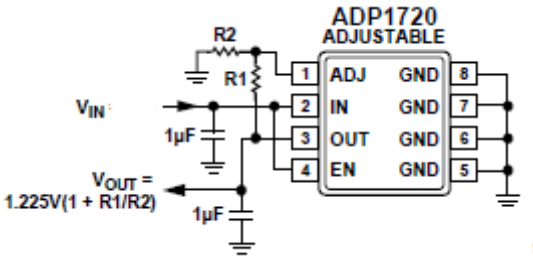


Ilustración 5.12. Modo de aplicación del regulador ADP1720. Fuente: Datasheet ADP1720.

Según la hoja técnica del regulador, el voltaje deseado se ajusta conectado un divisor de tensión desde el pin de salida OUT hasta el de ajuste ADJ. El voltaje de salida se calcula según la siguiente ecuación:

$$Vout = 1.225V\ (1 + \frac{R1}{R2}) \quad (10)$$

Una posible combinación de resistencias para la obtención de 1.5 V de salida es R1= 113 Ω y R2 = 500 Ω. Para la obtención de una salida de 5 V se pueden emplear: R1 = 1540 Ω y R2 = 500 Ω.

- **TRANSFORMADOR**

A las etapas de acondicionamiento y generación de estímulo se les ha añadido un amplificador de aislamiento para poder aislar al paciente del dispositivo y así eliminar el riesgo de la generación de una descarga eléctrica indeseada.

Al dividir todo el diseño en dos secciones, una aislada, la que está en contacto con el paciente, y una no aislada, constituida por el resto del circuito, deberán también existir dos alimentaciones aisladas para cada una de las secciones.

El transformador permitirá generar el suministro necesario para alimentar a la sección aislada del circuito y mantener así el aislamiento del paciente.

TRANSFORMADOR	V PRIMARIO	V SECUNDARIO MÁXIMO	RELACIÓN TRANS.	CORRIENTE SALIDA MÁXIMA	PRECIO
7491196501	9-57 V	5V	1,14:1:1:2	2A	6,30 €
7491195501	9-57 V	5V	3:1:1:2	2.2A	6,30 €
750314597	10-40V	15.5V	1.5:1	250 mA	3,25 €

Tabla 5.7. Estado de la técnica de transformadores. Fuente: Propia.

Se ha escogido el transformador 750314597 principalmente por poseer el mayor voltaje secundario máximo, permitiendo así alimentar al circuito con una tensión adecuada, y el precio más económico.

➢ **INTERRUPTOR**

Se ha añadido un interruptor que permite el encendido y el apagado del dispositivo.

En la ilustración 5.13 se muestra el esquemático de esta etapa de alimentación.

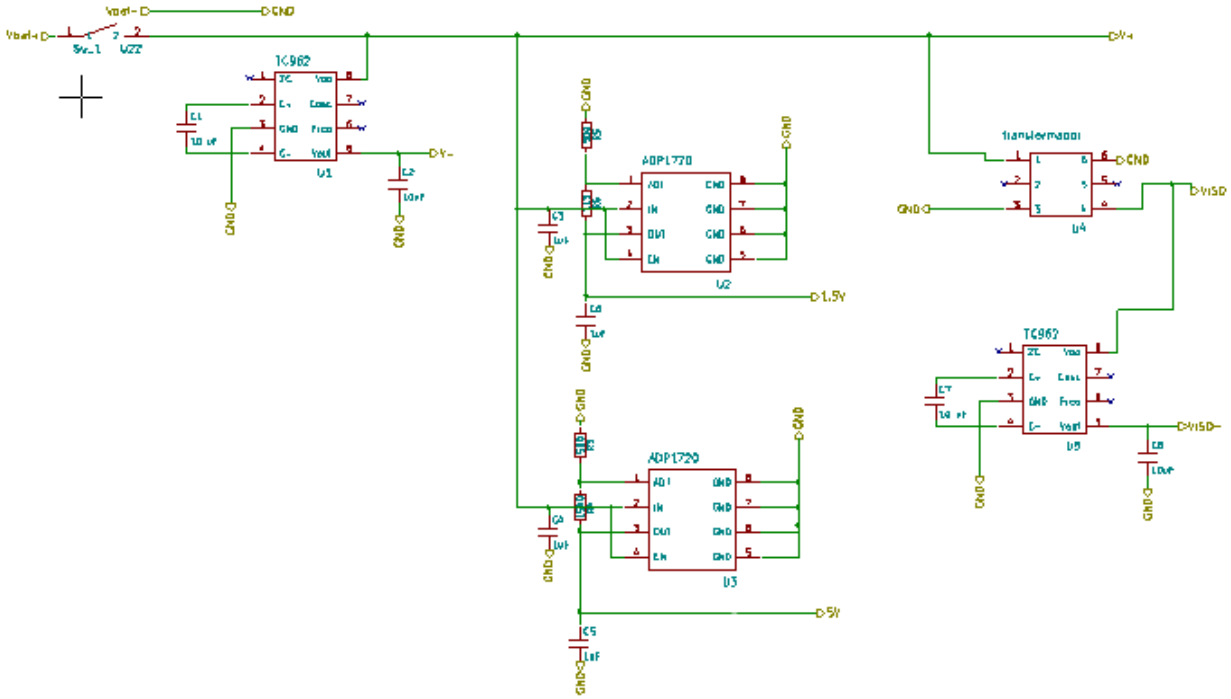


Ilustración 5.13. Esquemático de la etapa de alimentación. Fuente: Propia.

5.4. Control y visualización

➢ **CONTROL**

Para la selección de los distintos parámetros programables se han utilizado pulsadores. Éstos estarán relacionados con la selección del modo, la frecuencia, el umbral de sensibilidad y la amplitud del estímulo.

La forma de conexión es con una resistencia pull-down, tal y como se muestra en la ilustración 5.14.

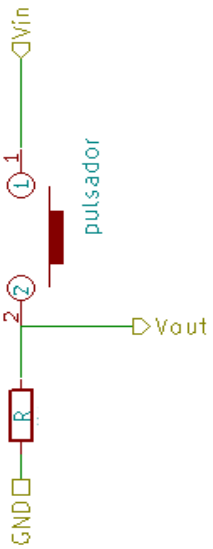


Ilustración 5.14. Pulsador con resistencia pull-down. Fuente: Propia

➢ VISUALIZACIÓN

Se utilizará una pantalla de cristal líquido para permitir la visualización de las opciones de elección del modo de estimulación, la frecuencia, la amplitud y el umbral de sensibilidad de sensado.

Las pantallas LCD buscadas han sido aquellas que utilicen el controlador LCD HD44780, controlador muy extendido y disponible para distintos formatos de pantalla. La razón de esta elección es que, de este controlador, se dispone de librerías para su uso por el microcontrolador seleccionado.

HERRAMIENTA DE DESARROLLO DE PANTALLA	TENSIÓN	DIMENSIONES	USO CON	PRECIO
LCD-16X2B	5V	80mm x 36 mm x 14 mm	HD44780	14,03 €
LCD-20x4B	5V	98 mm x 60 mmx14 mm	HD44780	18,06 €
LCD-16X2Y	5V	80mm x 36 mm x 14 mm	HD44780	12,02 €

Tabla 5.8. Estado de la técnica de pantallas LCD. Fuete: Propia.

Se ha escogido, dentro de la selección mostrada en la Tabla 5.8, la pantalla LCD-16X2Y, una pantalla de 2x16 que posee el menor tamaño y precio.

La Tabla 5.9 muestra la conexión de cada uno de los pines de esta pantalla:

Pin	Conexión	Pin	Conexión
1 VSS	Tierra	**9 DB2**	Sin conectar
2 VDD	Alimentación de 5 V	**10 DB3**	Sin conectar
3 V0	Potenciómetro de 10 k	**11 DB4**	Pin p25
4 RS	Pin p21	**12 DB5**	Pin p26
5 R/W	Tierra	**13 DB6**	Pin p27
6 E	Pin p23	**14 DB7**	Pin p28
7 DB0	Sin conectar	**15 A**	Alimentación de 5V
8 DB1	Sin conectar	**16 K**	Tierra

Tabla 5.9. Conexiones pines de la pantalla LCD. Fuente: Propia

La función de cada uno de los pines es:

- El pin 1 VSS es tierra.
- El pin 2 VDD es la alimentación.
- El pin 3 V0 controla el contraste del display, por lo que se usa un potenciómetro conectado entre el pin de alimentación y el de tierra.
- El pin 4 RS selecciona el registro de escritura (0 lógico) o el de datos (1 lógico).
- El pin 5 R/W indica la escritura de la pantalla (0 lógico) o la lectura (1 lógico).
- El pin 6 Enable indica el inicio de la escritura o lectura (1 lógico) o desactiva todas las funciones (0 lógico)
- Pines 7-14 correspondientes al bus de datos. En este caso solo se utilizarán los 4 últimos.
- Pin 15 ánodo de retroiluminación.
- Pin 16 cátodo de retroiluminación.

5.5. Etapa de procesamiento

En esta etapa se utilizará un procesador ARM. ARM es una arquitectura que garantiza un alto rendimiento y alta eficiencia energética.

La serie de procesadores ARM Cortex-M están optimizados para ser utilizados en un amplio rango de usos como es el del control de motores, dispositivos con interfaz, sistemas de control industrial y automotriz, electrodomésticos, productos de consumo e instrumentación biomédica. (ARM Developer). En nuestro caso, se usará directamente una placa de desarrollo que contenga el ARM, ya que esto permite un prototipado rápido y evita el soldado del ARM en nuestra placa de circuito impreso, un proceso para el cual no disponemos de medios en el Laboratorio.

PLACAS DE DESARROLLO	ARQUITECTURA	VEOCIDAD CPU	RAM	FLASH	ENTRADA -SALIDA
NXP LPC1768	ARM CortexM3	96 MHz	32	512	26
NXP LPC11U24	ARM CortexM0	48 MHz	8	32	26
MKL25Z128VLK4	ARM CortexM0+	48 MHz	16	128	50
LPC1114FN28	ARM CortexM0	48 MHz	4	32	22
MKL46Z256VLL4	ARM CortexM0+	48 MHz	32	256	84

Tabla 5.10. Estado de la técnica en placas de desarrollo. Fuente: Propia.

PLACAS DE DESARROLLO	ALIMENTACIÓN	INTERFAZ	ADC	DAC	PRECIO
NXP LPC1768	4,5 - 9 V	CAN,SPI,2C	12 bits	10 bits	44,40€
NXP LPC11U24	4,5 - 9 V	SPI,UART	10 bits	X	32 €
MKL25Z128VLK4	5 - 9 V	SPI,I2C,UART	16 bits	12 bits	30€
LPC1114FN28	3,3 V	SPI,I2C	10 bits	X	42€
MKL46Z256VLL4	4,5 - 9 V	SPI,I2C,UART	6 bits	12 bits	28,81 €

Tabla 5.11. Estado de la técnica en placas de desarrollo. Fuente: Propia.

Para la elección de la placa de desarrollo a utilizar, se usa, como principal criterio, que disponga de dos conversores, analógico-digital (ADC) y digital-analógico (DAC).

Puesto que la señal cardíaca varía constantemente y de forma rápida, es fácil perder información en el proceso de digitalización. Por tanto se necesita una exactitud de conversión alta entre la señal analógica y digital. En este punto interviene la resolución del conversor.

La resolución indica el máximo número de combinaciones en la salida digital y viene dado por el número de bits del conversor. Dado n números de bits habrá 2^n niveles de tensión. Por lo tanto, una mayor cantidad de bits implica mayor precisión, pero a su vez implica una conversión más lenta. (Huircán, 2007)

Valorando las propiedades de cada uno de ello, se ha escogido la placa de desarrollo NXP LPC1768.

Esta placa utiliza un núcleo Cortex-M3, desarrollado para obtener dispositivos de alto rendimiento y bajo costo. (ARM Developer) Posee los dos tipos de conversores necesarios en este diseño con una alta resolución. Adicionalmente posee suficiente memoria RAM y Flash para almacenar los programas y datos.

Para el correcto conexionado del mismo es necesario consultar su ficha técnica, donde se describe las posibilidades y funciones de cada uno de los pines de la placa. El esquema se muestra en la ilustración 5.15.

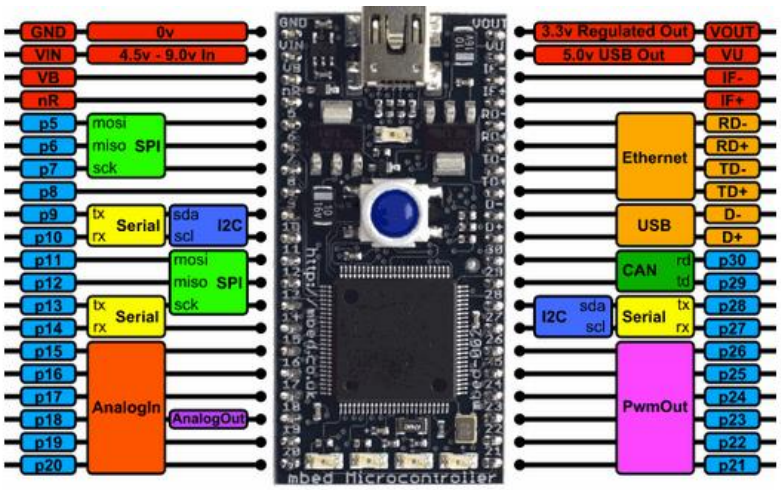


Ilustración 5.15. Diagrama de pines de la placa de desarrollo mbed NXP LPC1768.Fuente: (NXP, 2007)

Finalmente, la Tabla 5.12 muestra la función de cada uno de los pines de esta placa de desarrollo en este diseño.

Pin	Función	Pin	Función
GND	Tierra	**VOUT**	Salida de alimentación de 3,3V
VIN	Alimentación de 5V	**VU**	
VB		**IF-**	
nR		**IF+**	
p5	Control de la sensibilidad	**RD-**	
p6	Control de la sensibilidad	**RD+**	
p7	Control de la amplitud	**TD-**	
p8	Control de la amplitud	**TD+**	
p9	Control de la frecuencia	**D-**	
p10	Control del interruptor analógico	**D+**	
p11	Control de la frecuencia	**p30**	
p12	Control del modo de estimulación	**p29**	
p13		**p28**	Bus de datos DB7 pantalla LCD
p14		**p27**	Bus de datos DB6 pantalla LCD
p15		**p26**	Bus de datos DB5 pantalla LCD
p16	Señal cardíaca acondicionada	**p25**	Bus de datos DB4 pantalla LCD
p17		**p24**	
p18	Señal de estimulación	**p23**	E de la pantalla LCD
p19		**p22**	
p20		**p21**	RS de la pantalla LCD

Tabla 5.11. Función de los pines de la placa de desarrollo. Fuente: Propia

En la ilustración 5.16 podemos observar el conexionado final del diseño.

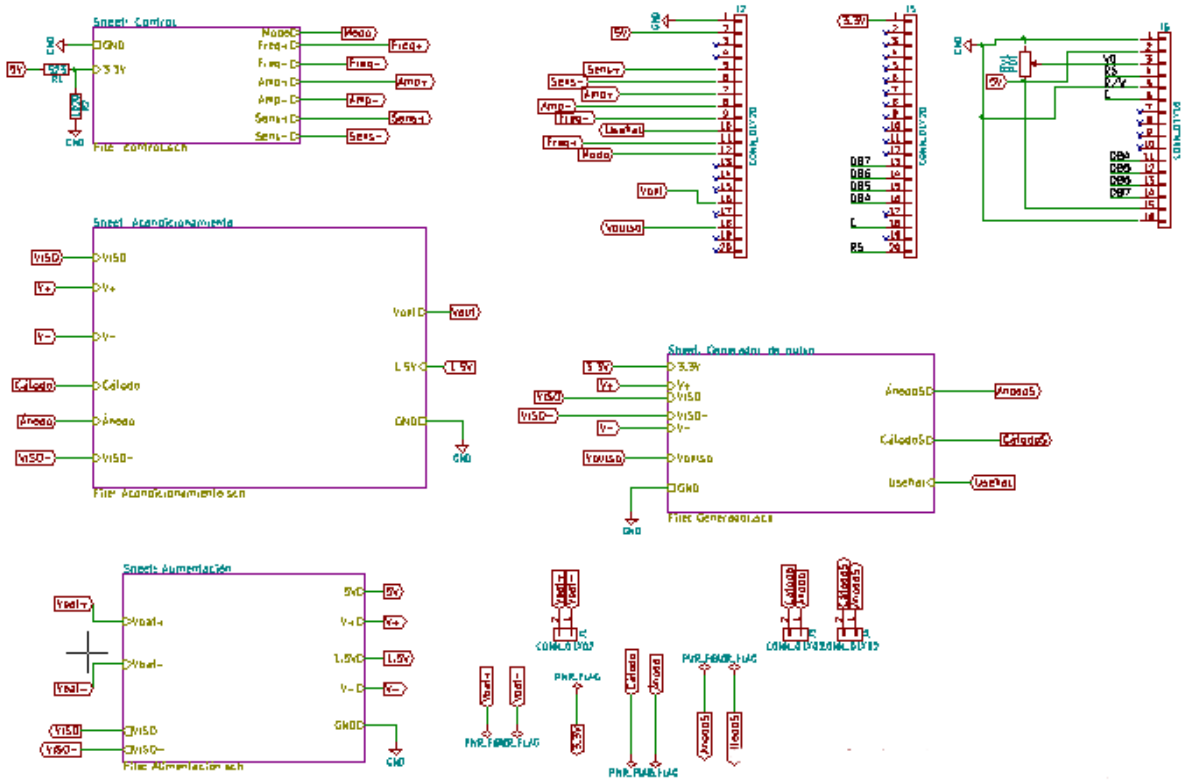


Ilustración 5.16. Esquemático del marcapasos. Fuente: Propia.

5.6. Diseño de la placa de circuito impreso

Tras la finalización de los esquemáticos, usando de nuevo el programa KiCad, se realiza el diseño de la placa de circuito impreso, que dará soporte a toda la electrónica. El proceso de diseño deberá cumplir unas determinadas reglas de diseño. Al terminar esta etapa del desarrollo se pueden obtener los ficheros correspondientes para la generación de las máscaras de cobre, necesarias en la fabricación de la PCB.

En las ilustraciones 5.17, 5.18 se muestran las caras frontal y trasera de la primera versión de placa construida para evaluar la etapa de acondicionamiento (que no contiene amplificador de aislamiento). Con componentes de montaje en superficie, trabajar sobre la placa es la única forma de verificar el correcto funcionamiento de esta etapa.

En las ilustraciones 5.19, y 5.20 se muestran, por su parte, las partes frontal y trasera de la placa que alberga el sistema completo. Sus dimensiones son de 117,47 x 150,5 mm.

En los anexos se encuentran los planos de los esquemáticos generados en el desarrollo del diseño. También se encuentran las máscaras para la elaboración de la placa.

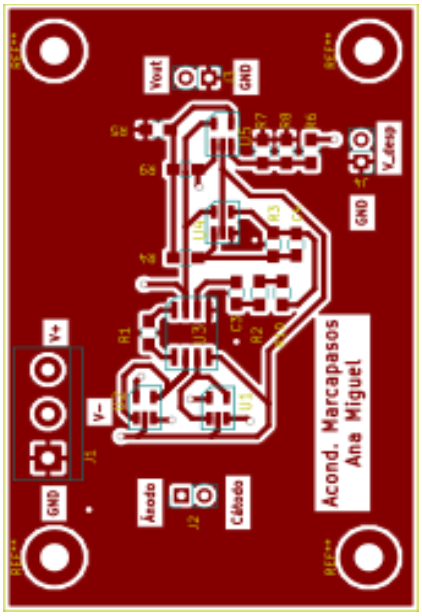


Ilustración 5.17. Cara FRONT de la PCB del Acondicionamiento. Fuente: Propia

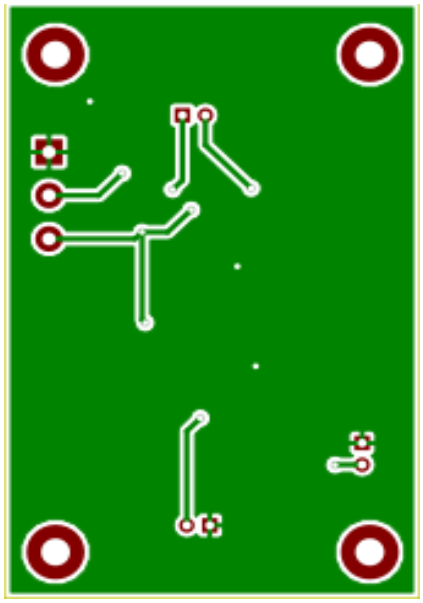


Ilustración 5.18. Cara BOTTOM de la PCB del Acondicionamiento. Fuente: Propia..

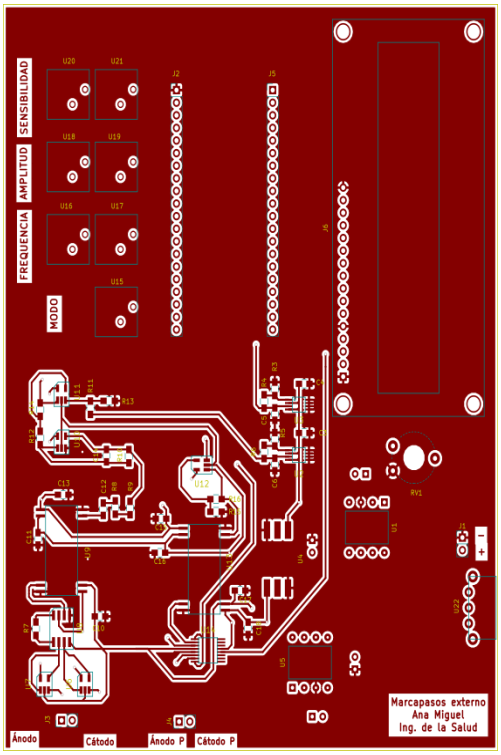


Ilustración 5.19. Cara frontal de la PCB del marcapasos. Fuente: Propia.

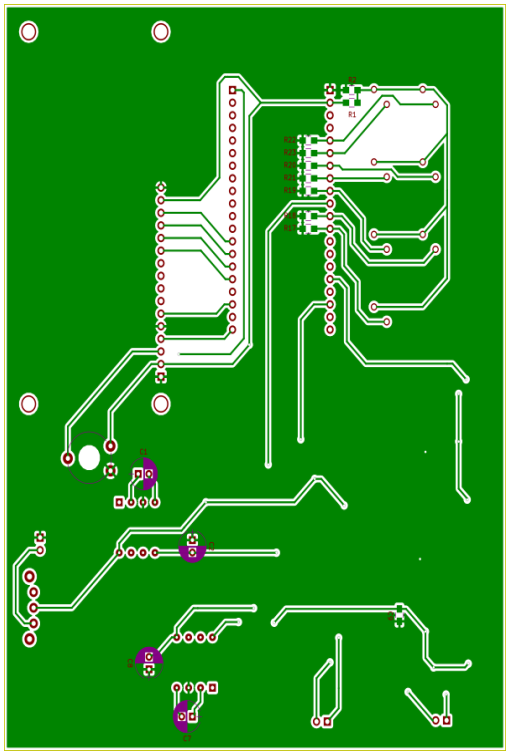


Ilustración 5.20. Cara trasera de la PCB del marcapasos. Fuente: Propia.

En la ilustración se muestra la implementación del diseño hardware del marcapasos.

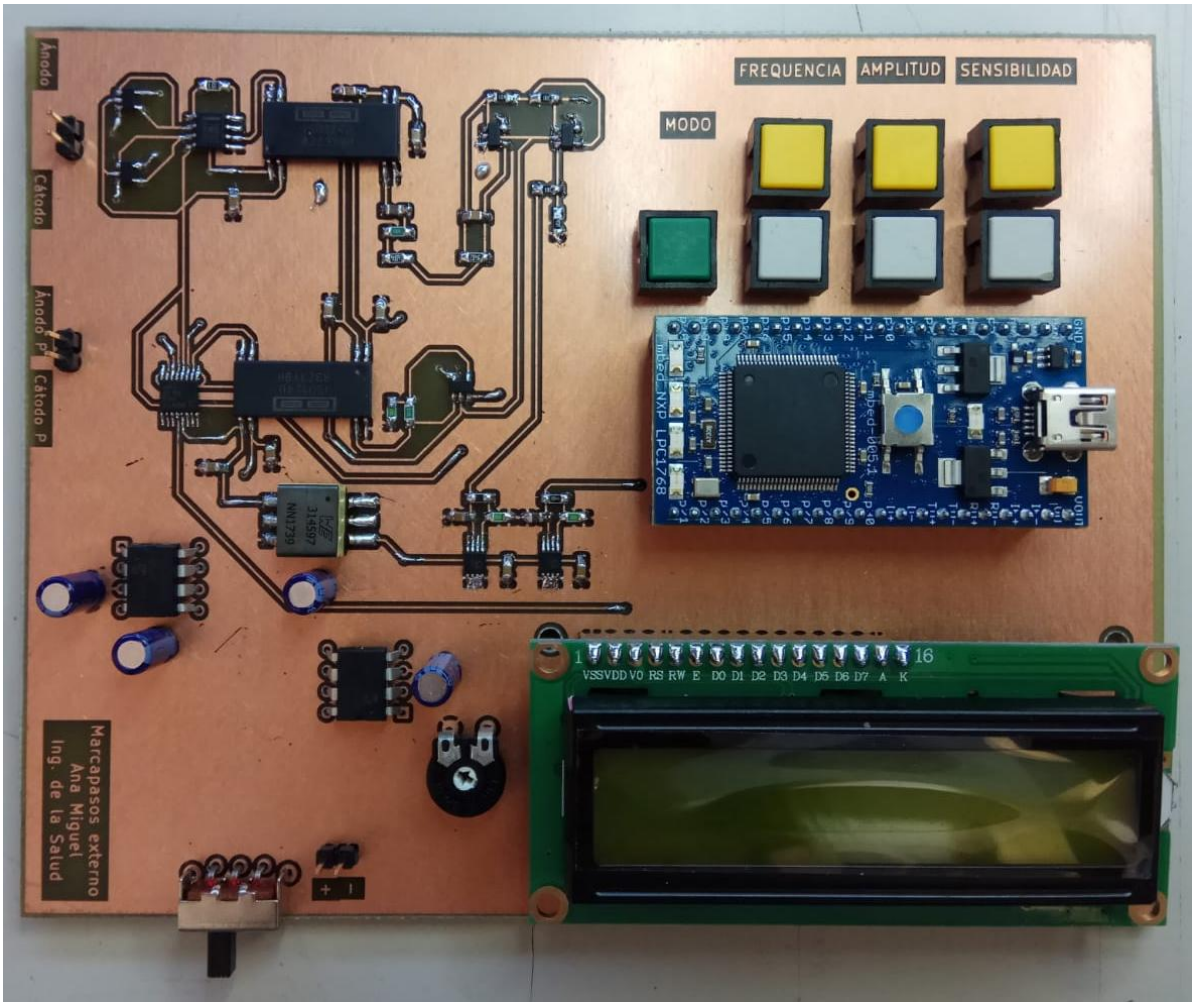


Imagen 5.1. Implementación del diseño hardware del marcapasos. Fuente: Propia.

6 DESARROLLO SOFTWARE

Terminado el diseño hardware e implementado en una placa de circuito impreso (PCB), el último paso a dar es programar el dispositivo, utilizando para ello la plataforma MBED.

6.1. Plataforma MBED

MBED es un entorno de desarrollo completamente online y gratuita para prototipado rápido de productos basados en microprocesadores ARM de 32 bits.

Posee una comunidad muy activa, que facilita el desarrollo de librerías y ejemplos de desarrollo para microcontroladores MBED.

Para el desarrollo de programas, esta plataforma facilita el uso de librerías oficiales online específicas para cada plataforma de trabajo. Éstas permiten programar cualquier dispositivo (entradas y salidas analógicas y digitales, interrupciones, timers, conversores ...) También ofrece librerías variadas que permiten el acceso y control de otros elementos, como:

- TextLCD, permite el acceso y el control de displays LCD.
- USBHost, permite el acceso a dispositivos USB.
- EthernetInterface, permite el acceso a internet.

En este proyecto se escoge como plataforma de trabajo la placa NXP LPC1768 compilándose el programa desarrollado específicamente para esta placa. A su vez, se importan las librerías de las pantallas LCD, en concreto la librería TextLCD de Simon Ford.

6.2. Algoritmo del marcapasos

En la ilustración 6.1 se muestra el diagrama de flujo del programa utilizado.

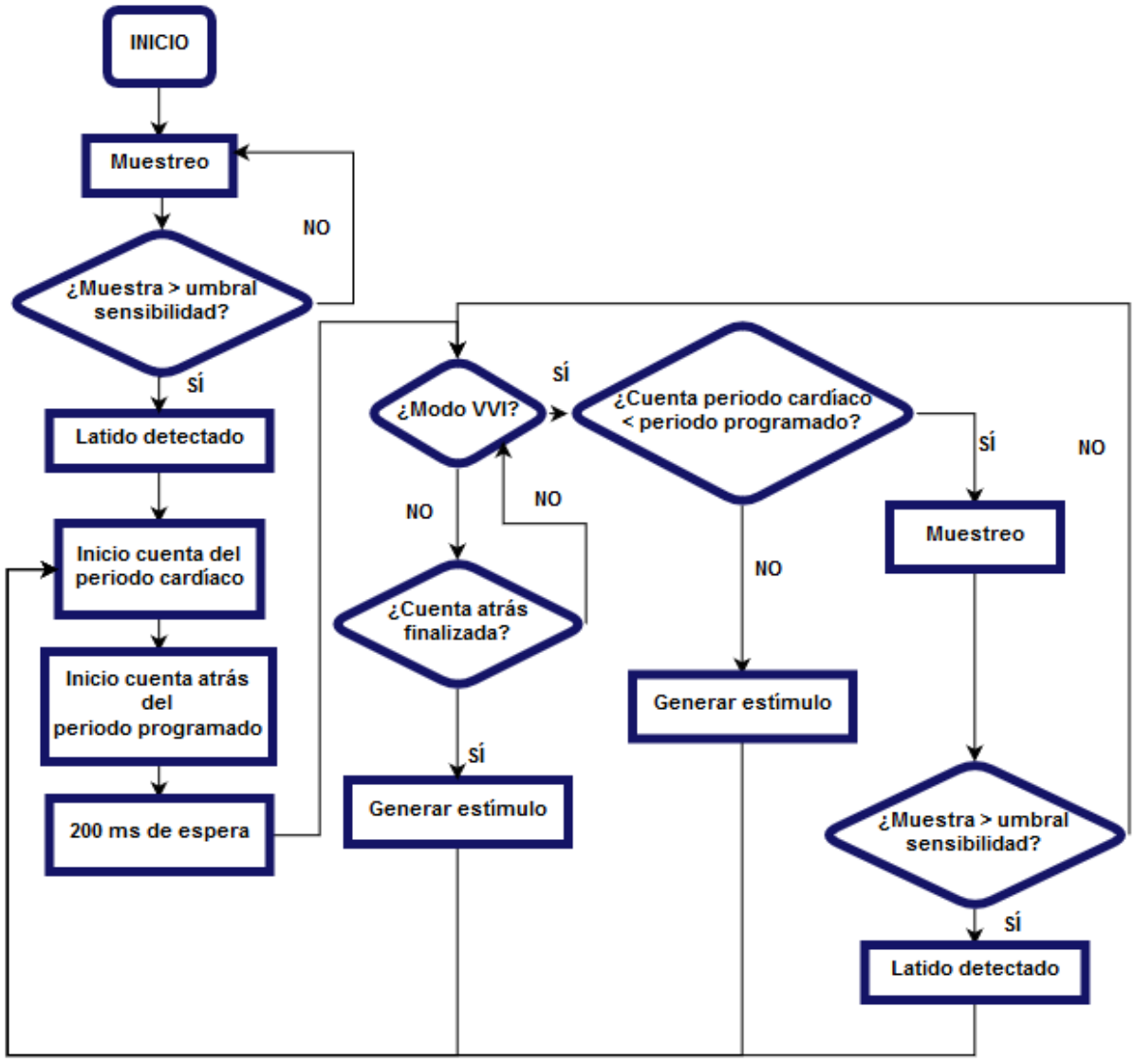


Ilustración 6.1. Diagrama de flujo del funcionamiento del marcapasos. Fuente: Propia.

Se presentan cuatro valores programables que influyen en el desarrollo del algoritmo del marcapasos:

- Frecuencia: Define la frecuencia en pulsaciones por minuto a la que se administrarán los impulsos de estimulación.
  El periodo en el que se genera el estímulo es:

$$T = \frac{60}{PPM} \tag{11}$$

- Amplitud: Define la amplitud en voltios (V) del estímulo de estimulación.
  Como el voltaje máximo de salida de los pines analógicos es de 3,3V, para una amplitud determinada el voltaje real de salida del microcontrolador será de:

$$Vout = \frac{Amplitud}{Amplitud\ máxima} \cdot 3{,}3 \tag{12}$$

- Sensibilidad: Define un umbral para determinar la señal que corresponde con el pulso. El valor de este umbral está en milivoltios (mV).
  La detección de la señal conlleva amplificarla, filtrarla y añadirle una tensión de offset. Por tanto, este valor umbral debe ser amplificado con la misma ganancia, al igual que debe poseer la misma tensión de offset.
  La señal cardíaca es bipolar, por lo que se indicarán dos umbrales, uno positivo y otro negativo. El valor final de estos umbrales es el siguiente:

$$Umbral\ positivo = V.offset + Ganancia \cdot Sensibilidad \tag{13}$$

$$Umbral\ negativo = V.offset - Ganancia \cdot Sensibilidad \tag{14}$$

  Donde V.offset posee el valor de 1,5 V, y la ganancia de amplificación es de 60.

- Modo: Define el tipo de estimulación: síncrono o asíncrono.

Estos valores serán controlados y tratados por medio de las interrupciones mediante la interfaz InterruptIn. Esta interfaz se usa para lanzar un evento cuando un pin de entrada digital cambia, siendo útil para la gestión de los botones que controlan los parámetros programables.

En todo momento es mostrado por pantalla los valores asignados a estos parámetros.

Descripción del algoritmo

Los valores programables se inicializan en sus valores mínimos y en modo asíncrono.

Se activa el conversor analógico/digital que muestrea, cuantifica y codifica la señal cardíaca analógica, utilizando la interfaz AnalogIn. La señal digitalizada será comparada con el umbral de sensibilidad, cuyos valores vienen indicados en las ecuaciones 13 y 14. Cuando se supera indica la presencia del inicio del pulso cardíaco del paciente.

Se inicia un cronómetro que registrará el periodo de la frecuencia cardíaca y comenzará una cuenta atrás del periodo programado, determinado por la ecuación 11. Para ello se usará la interfaz Timer.

Se esperará un tiempo de 200 ms, correspondiente al tiempo refractario de los potenciales de acción, para evitar la posible sobre detección. (Huerta Ibarra & Gutiérrez Aldana, 2008) Este periodo refractario asegura la ausencia de un nuevo pulso.

A continuación se comprueba el modo de estimulación.

En el supuesto de utilizar una estimulación asíncrona, el impulso de estimulación, cuyo valor viene determinado por la ecuación 12, será emitido al finalizar el valor del periodo programado, gracias a la interfaz AnalogOut. Se reiniciará el periodo de la frecuencia cardíaca así como el periodo programado.

En el caso de utilizar la estimulación síncrona se comprueba si el periodo del ritmo cardíaco supera el valor del periodo programado. Si este valor se supera, se emite el impulso eléctrico. Si no se supera, se comprobará la digitalización de la señal para buscar un segundo pulso. Si es detectado antes de la finalización del periodo, el marcapasos no actúa. Se reiniciará el periodo de la frecuencia cardíaca así como el periodo programado.

Constantemente se emitirá el voltaje de salida de estimulación y se controlará el interruptor analógico para permitir su salida durante 0,5 ms. Se obtendrá una onda de estimulación cuadrada.

El programa se encuentra comentado en el apartado 10 (Anexos) de la memoria.

7 VALIDACIÓN DEL DISEÑO

La validación del sistema propuesto se ha hecho en varias fases, alternadas con las de diseño e implementación. Así, una vez obtenido un diseño completo del sistema, se concretó e implementó la etapa de acondicionamiento analógico. Dado que los componentes elegidos eran de montaje en superficie, se diseñó una primera placa de circuito impreso que incluía la etapa de acondicionamiento sin añadir los amplificadores de aislamiento. Durante el montaje de esta etapa, se comenzó a trabajar con el microcontrolador y el display LCD. La verificación parcial de su funcionamiento permitía comprobar el correcto desarrollo del software de visualización, gestión de parámetros, etcétera. Finalmente, el sistema completo se montó en placa y se probó conjuntamente, validando el funcionamiento completo del mismo.

7.1. Etapa de acondicionamiento

Para la evaluación funcional del diseño ha sido necesario comprobar, inicialmente, el correcto funcionamiento por secciones del prototipo. En estas pruebas de verificación la primera sección a evaluar ha sido la fase de acondicionamiento, sin la presencia del amplificador de aislamiento, como se comentaba en el Capítulo 5. El correcto funcionamiento de esta etapa es esencial puesto que de ella depende que la señal cardíaca sea correctamente amplificada y filtrada para poder procesarla y manipularla.

A falta de un simulador de la señal del electrograma intracavitario, se ha utilizado un generador de señales. El objetivo es comprobar que la señal de salida amplifica por 60 veces la señal de entrada, filtra y atenúa aquellas señales que no se encuentran en un rango de frecuencia entre 10 y 30 Hz, y añade una señal de offset de 1,5 V,

logrando que la señal final se encuentre en un rango de amplitud entre los 0 y 3 V, tal y como se han indicado en los cálculos realizados en el desarrollo del diseño.

En la ilustración 7.1 se muestra la placa de circuito impresa (PCB) que implementa este primer diseño de la etapa de acondicionamiento. Como se ha mencionado se ha usado KiCad para su diseño, habiéndose fabricado en el Laboratorio que el Departamento de Tecnología Electrónica dispone en la ETSI Telecomunicación.

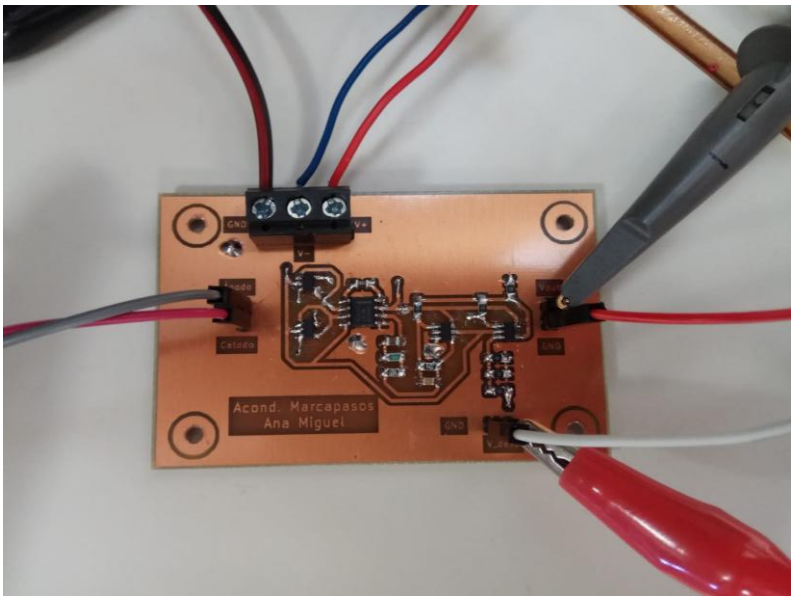


Imagen 7.1. Placa de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia.

Las imágenes en las figuras que se irán detallando a continuación muestran capturas obtenidas del osciloscopio. El canal 1 muestra la señal de entrada, correspondiente a la señal que se recoge entre el ánodo y el cátodo de los electrodos, y el canal 2 la señal de salida, la que va directa al procesador.

Se cumplen con los tres requisitos funcionales de esta etapa.

Amplifica con una ganancia de 60 y añade offset de 1,5 V

Como se puede observar en la imagen 7.2, la señal de entrada es una señal sinusoidal de 20 Hz y de 50 mV de amplitud aproximadamente, por lo que se espera obtener una señal de 3 V. La señal de salida obtenida es una señal sinusoidal de 20 Hz y de 2,8 V de amplitud.

La diferencia de 0,2 V obtenida puede deberse a la presencia de los valores de tolerancia presentes en la resistencias del circuito, pudiendo añadir un pequeño error en el valor final.

Medida a la salida de la etapa, y en comparación con la imagen 7.2, la señal de la imagen 7.3 se ha desplazado cerca de 1,5 V, manteniendo la misma ganancia.

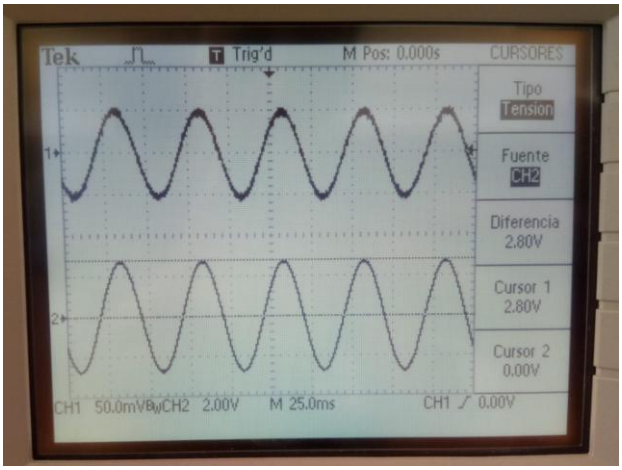


Imagen 7.2. Amplificación de la señal de entrada. Fuente: Propia.

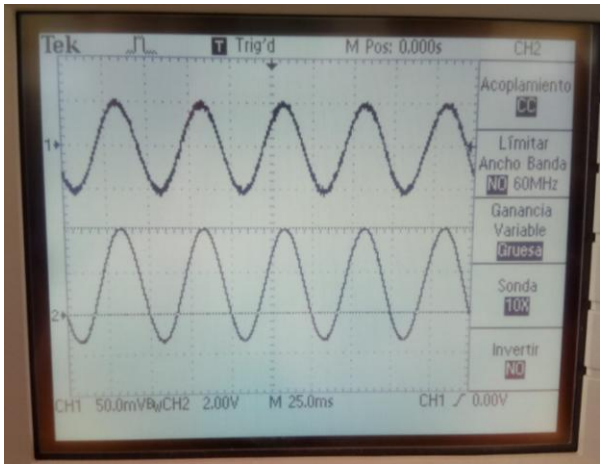


Imagen 7.3. Offset en la señal de salida. Fuente: Propia.

Atenúa señales cuya frecuencia no se encuentra entre los 10-30 Hz

Se han variado las frecuencias de la señal de entrada, obteniendo la atenuación de la señal de salida, tal y como muestran las imágenes 7.4, 7.5 y 7.6.

No se ha añadido el desplazamiento offset.

Frecuencia 1Hz

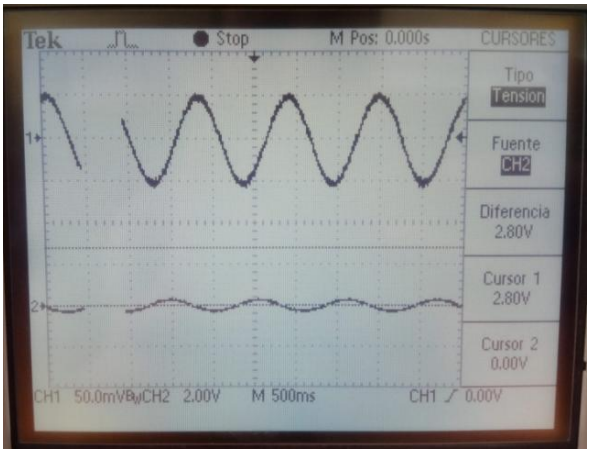


Imagen 7.4. Señal de salida de 1 Hz atenuada. Fuente: Propia.

Frecuencia 35 Hz

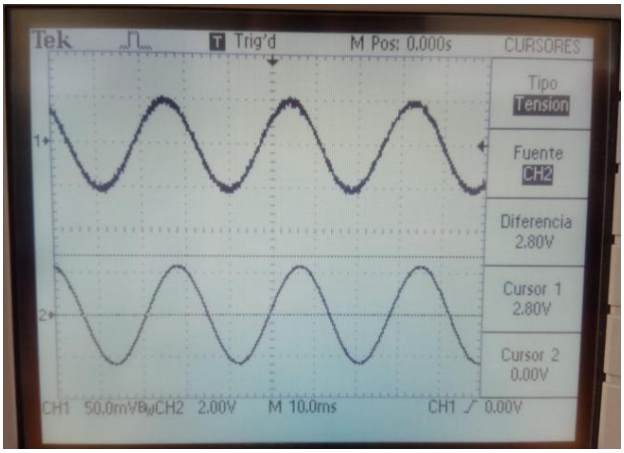


Imagen 7.5. Señal de salida de 35 Hz atenuada. Fuente: Propia.

Fecuencia 100 Hz

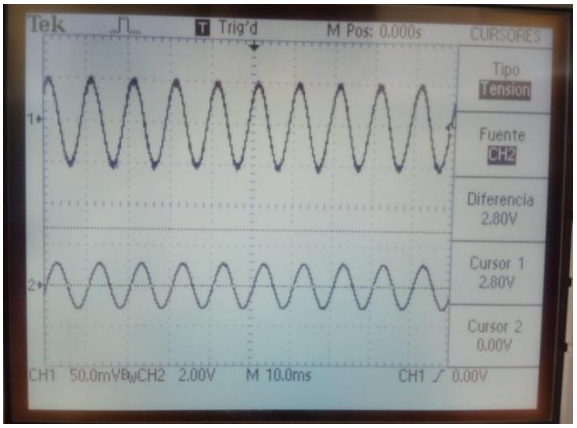


Imagen 7.6. Señal de salida de 100 Hz atenuada. Fuente: Propia.

7.2. Gestión de la pantalla LCD

La segunda etapa a evaluar ha sido la visualización por medio de una pantalla LCD. Se han comprobado las conexiones establecidas para unir la placa de desarrollo con la pantalla LCD son correctas. Se verifica la correcta implementación de las librerías correspondientes.

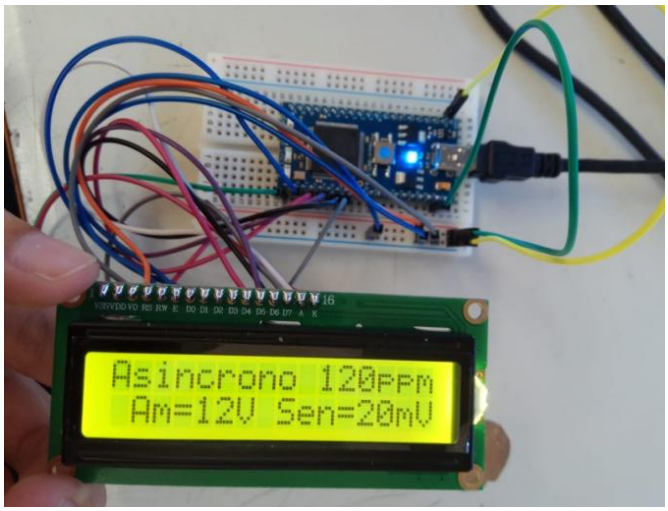


Imagen 7.7. Comprobación del funcionamiento de la pantalla LCD. Fuente: Propia.

7.3. Validación del sistema completo

Una vez finalizada la placa de circuito impreso del marcapasos, se ha procedido a comprobar los módulos que componen el dispositivo.

El primer módulo verificado es el módulo de alimentación. Se han presentado dos problemas iniciales, solventados adecuadamente para poder continuar trabajando con la placa, aunque requerirán esfuerzos posteriores. En lo que respecta al primero de los problemas, el transformador empleado presenta una muy baja impedancia de entrada. Por ello, la entrada requiere de una corriente excesiva, que, en el esquema, no puede ser suministrada por la fuente de alimentación utilizada. Hay que cambiar el transformador, pero, para seguir trabajando, se ha optado por cortocircuitarlo (su relación de trabajo era de 1,5:1). Además, el transformador necesita corriente alterna para su correcto funcionamiento, dato olvidado en la realización del estado de la técnica. Por lo tanto, este componente debería ser sustituido por un convertidor CC/CC aislado. El componente más adecuado es el convertidor SPU01M-12. Según sus especificaciones, la tensión de entrada y salida coinciden con la tensión de alimentación del dispositivo y suministra una corriente de 84 mA, suficiente para alimentar el módulo aislado del marcapasos.

También se estropeó, durante la soldadura, el regulador de tensión que suministra 1,5 V, tensión utilizada para el desplazamiento offset. Suministraba una tensión fija de 5 V. A falta de tiempo y de componentes, se ha añadido una referencia fija de 1,225V, siendo esta tensión la presente en el desplazamiento offset.

Finalmente, se debe documentar un último problema. Los reguladores de tensión seleccionados no suministran suficiente corriente como para alimentar, en la etapa de procesamiento, a la placa de desarrollo, que necesita alrededor de 200 mA. Esto es cuatro veces más que la corriente generada por los reguladores. Este parámetro no se había contemplado en la fase de selección de componentes, mostrando la importancia de analizar en detalle todos los factores posibles. La solución más inmediata ha sido sustituir el regulador que suministraba tensión a la etapa de procesamiento, visualización y control por un regulador fijo de 5V, que suministra los necesarios 200 mA.

En la imagen 7.8 se pueden observar los cambios comentados para resolver estos problemas iniciales y lograr el correcto funcionamiento del módulo de alimentación:

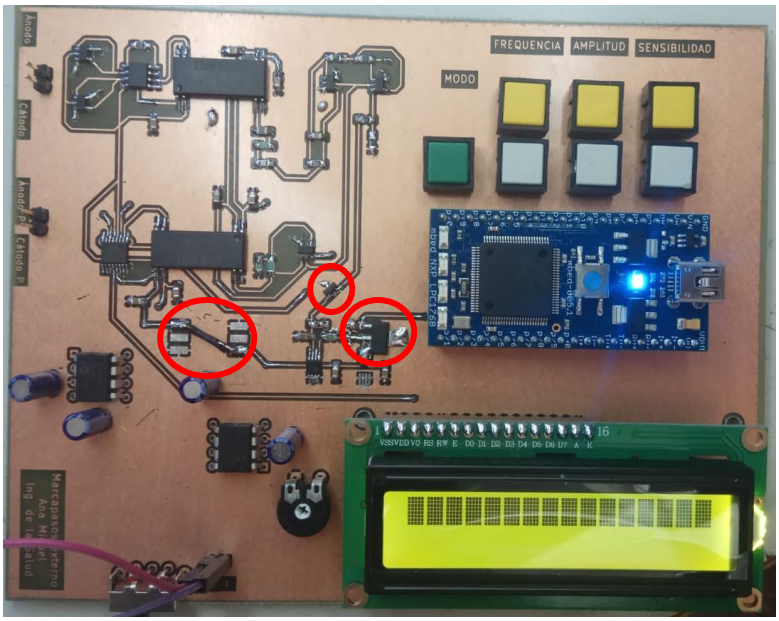


Imagen 7.8. Placa del marcapasos con alimentación modificada. Fuente: Propia.

Solventados estos problemas iniciales, se han verificado el resto de componentes. Se comprueban las tensiones de salida de los reguladores de tensión y de los conversores dc/-dc. Para un voltaje de alimentación de 10 V se obtienen las tensiones deseadas.

En la imagen 7.9 se muestra, como tensión de salida de ambos conversores de tensión, el valor de -10 V, que es la tensión esperada. Aparece un pequeño rizado que no influye al normal funcionamiento del resto del circuito.

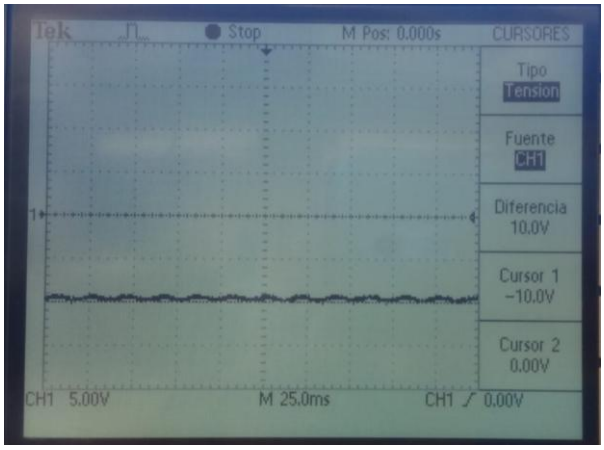


Imagen 7.9. Tensión de salida del componente TC962. Fuente: Propia.

En las imágenes 7.10 y 7.11 se muestran las tensiones de salida obtenidas de los reguladores de tensión, de 1,25V y 5 V respectivamente.

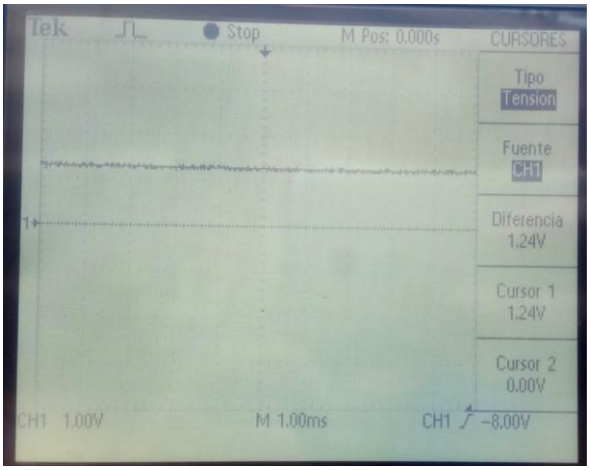


Imagen 7.10. Tensión de salida de 1,24V del regulador de tesión de offset. Fuente: Propia.

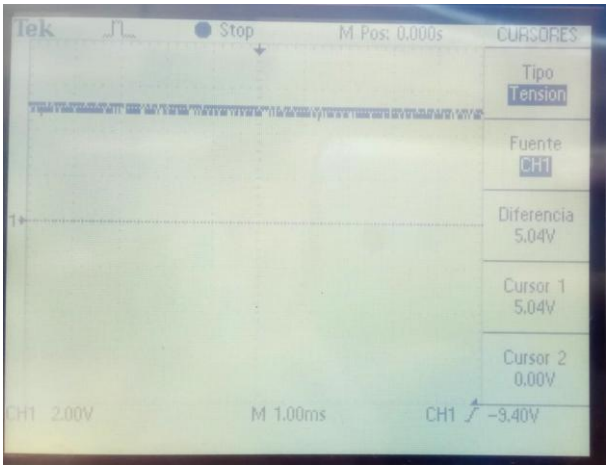


Imagen 7.11. Tensión de salida de 5 V del regulador de tensión de alimentación del LCD y microcontrolador. Fuente: Propia.

El segundo módulo verificado es el módulo de acondicionamiento de la señal. Éste lleva incorporado el amplificador de aislamiento que no poseía la primera versión de esta etapa.

La señal de salida debe ser amplificada por 60 y añadir la tensión de offset, que es de 1,225V, según la corrección realizada y anteriormente explicada. Únicamente amplifica las señales que tengan una frecuencia entre 10-30 Hz.

Para una señal de entrada sinusoidal de 20 Hz y una amplitud de 25 mV se obtiene la señal de la imagen 7.12. La señal generada corresponde a la esperada: señal de 1,5 V de amplitud, de 20 Hz y con una tensión de offset de 1,3 V.

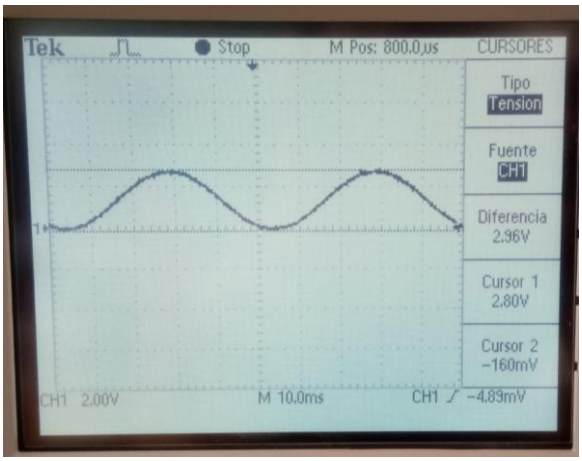


Imagen 7.12. Señal de salida de la etapa de acondicionamiento. Fuente: Propia.

También cumple la atenuación de aquellas ondas cuya frecuencia no esté entre los 10 y 30 Hz, como se pueden ver en las imágenes 7.13 y 7.14, donde se obtiene el resultado de acondicionar una seña de 25 mV de amplitud y 5 y 50 Hz respectivamente.

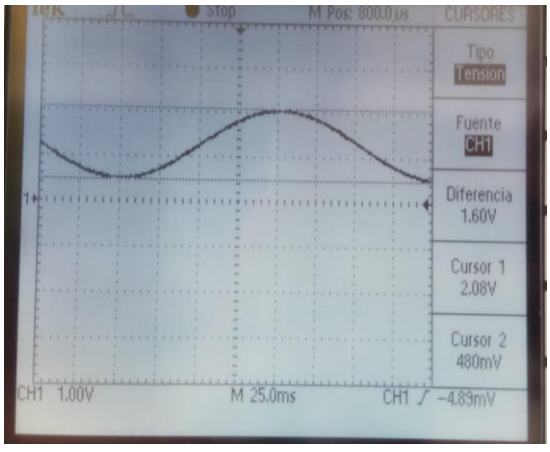


Imagen 7.13.Señal de salida de 5 Hz atenuada. Fuente: Propia

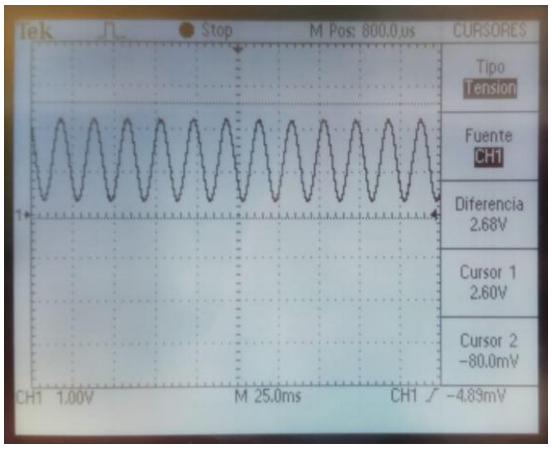


Imagen 7.14. Señal de salida de 50 Hz atenuada. Fuente: Propia.

Las conexiones realizadas entre la pantalla LCD, la placa de desarrollo y el módulo de alimentación se han trazado correctamente, tal y como se muestra en la imagen 7.15. El módulo de control funciona también correctamente, siendo posible cambiar los valores programables, que son mostrados en la pantalla LCD.

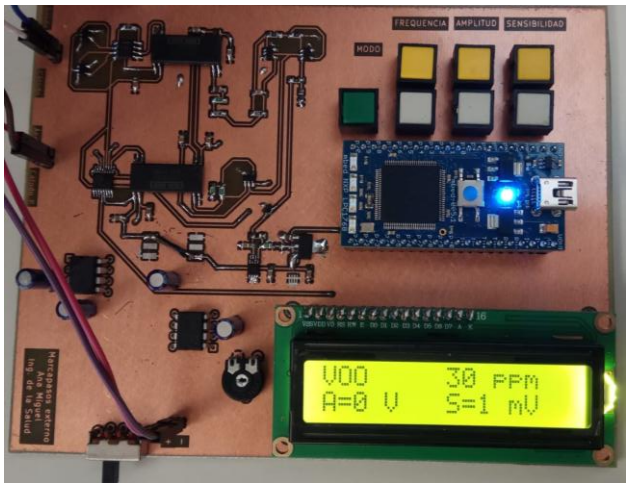


Imagen 7.15. Correcto conexionado entre la alimentación, la placa de desarrollo y la pantalla LCD. Fuente: Propia.

Finalmente se ha verificado el funcionamiento del módulo de estimulación. Se ha generado la tensión máxima de salida del conversor digital/analógico, de 3,3V, obteniendo a la salida del módulo la tensión esperada de 10 V y se ha controlado el interruptor analógico para asegurar su correcto funcionamiento. Se ha observado que, para evitar una saturación previa en la señal de salida por parte del amplificador de aislamiento, este debe ser alimentado por una tensión de 12 V. Este voltaje de salida se obtiene en el ánodo de salida. El valor del cátodo es el esperado de 0V.

Por último se ha procedido a evaluar en conjunto la placa de desarrollo, con el objetivo de comprobar el código del programa. El resultado ha sido positivo. Se han comprobado los dos modos de estimulación, asíncrono (VOO) y síncrono (VVI).

El primer modo comprobado ha sido el asíncrono. En la imagen 7.16 se pueden ver los valores que se han programado: frecuencia de estimulación mínima de 30 p.p.m., amplitud del impulso de estimulación de 2 V y el umbral de sensibilidad se encuentra en 1 mV.

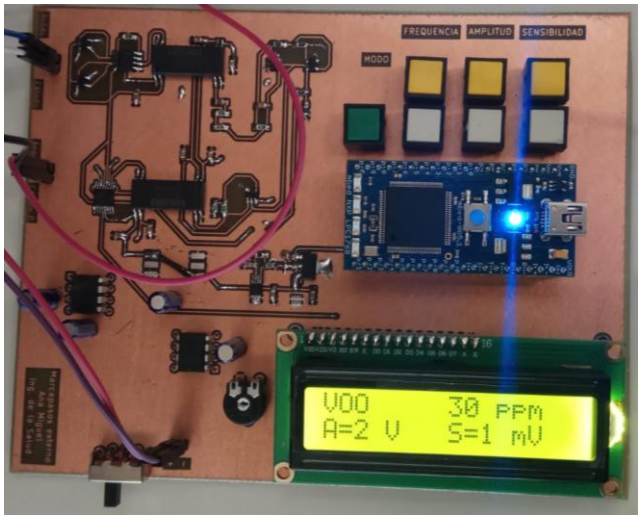


Imagen 7.16. Modo de estimulación asíncrono. Fuente: Propia.

La señal de entrada ha sido una onda sinusoidal de 1 Hz y 25 mV. Programada la frecuencia de estimulación en 30 p.p.m, el estímulo se emitirá cada 2 segundos. Se muestra una señal de amplitud 2 V y un ancho de estimulación de 75 ms en las imágenes 7.17 y 7.18, mostrando el correcto funcionamiento del modo asíncrono. La imagen 7.18 es una imagen ampliada de la imagen 7.17. El canal 1 muestra la señal de entrada a la etapa de acondicionamiento y en el canal 2 se muestra la señal de salida a la etapa de estimulación.

Imagen 7.17. Impulso de estimulación cada 2 s. Fuente: Propia.

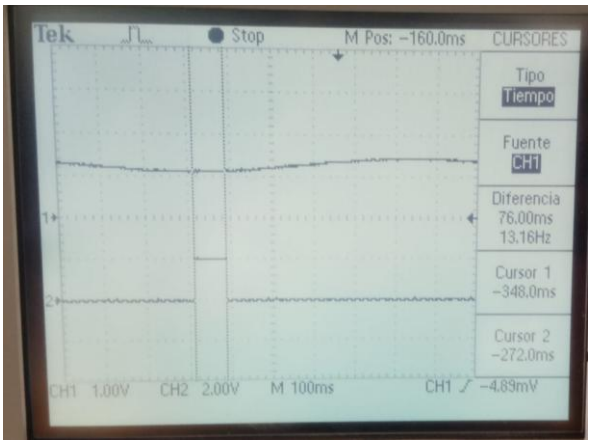


Imagen 7.18. Impulso de estimulación de 2 V y 75 ms. Fuente: Propia.

El segundo modo a verificar es el modo síncrono. En la imagen 7.19 se pueden ver los valores que se han programado: frecuencia de estimulación mínima de 60 p.p.m., amplitud del impulso de estimulación de 3 V y el umbral de sensibilidad se encuentra inicialmente en 1 mV.

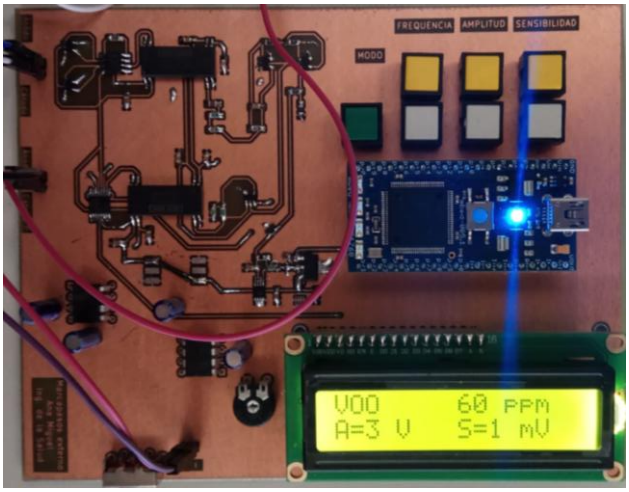


Imagen 7.19. Modo de estimulación síncrono. Fuente: Propia.

Se ha utilizado la misma señal sinusoidal de entrada que en el modo anterior.

Se comprueba si el marcapasos emite el impulso de estimulación cuando no capta el pulso en la frecuencia programada. Determinada la frecuencia de estimulación en 60 p.p.m, el estímulo se emite cada 1 segundo. Se muestra una señal de amplitud 3 V y un ancho de estimulación de 75 ms en las imágenes 7.20 y 7.21. La selección del umbral de sensibilidad mínima hace que se reconozca como pulso toda aquella señal que supere 60 mV de amplitud, donde en este caso, el marcapasos no actúa. Un valor de sensibilidad superior a 3 mV aumenta el umbral hasta los 180 mV de amplitud, coincidiendo con la amplitud máxima generada en la señal acondicionada. Aquella señal que no sea superior a dicho umbral no será detectada como pulso y el marcapasos debe actuar.

Dicho funcionamiento se recoge en las imágenes 7.20 y 7.21, donde, en mitad de la prueba se ha pasado de un nivel de sensibilidad de 3 mV a 1 mV. De este modo se puede observar cómo, al disminuir el umbral de sensibilidad, se recoge la existencia de pulso, dejando de actuar el marcapasos. El canal 1 muestra la señal de entrada a

la etapa de acondicionamiento y, en el canal 2, se muestra la señal de salida a la etapa de estimulación.

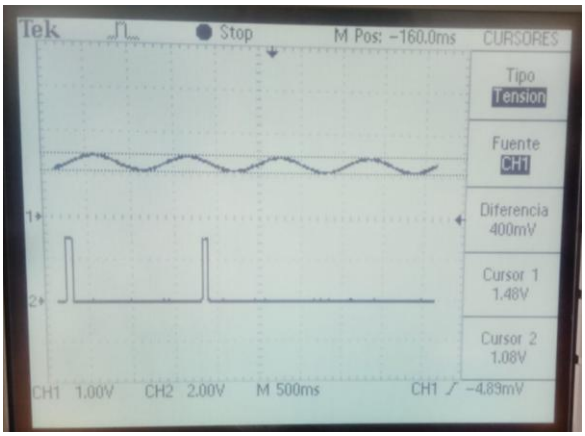


Imagen 7.20. Funcionamiento del modo síncrono. Fuente: Propia.

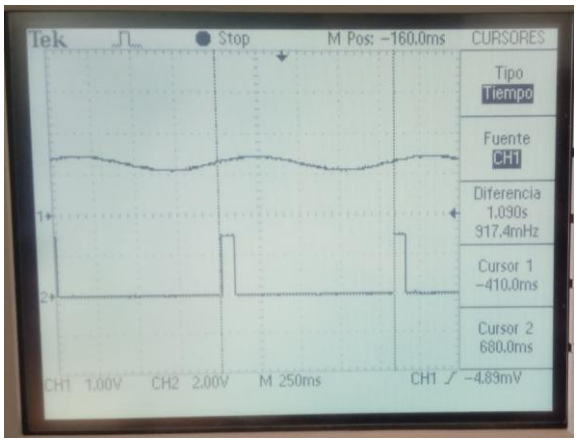


Imagen 7.21. Estimulación cada 1 segundo de 3V. Fuente: Propia.

8 CONCLUSIONES

En este TFG se ha diseñado e implementado un marcapasos temporal externo partiendo de los objetivos y requisitos establecidos para el mismo. Los objetivos planteados fueron:

- Capturar los requisitos del diseño y determinar los requerimientos, especialmente de seguridad.

  Para ello se ha realizado un estudio previo bibliográfico de diferentes fuentes de información existentes, que han permitido tener una base argumentativa sólida.
- Diseñar un plan de aceptación que valide el correcto funcionamiento del sistema.

  Puesto que no se poseía un simulador de la señal cardíaca se ha intentado validar este diseño a partir del uso de un generador de señales. La señal generada se ha ido variando con las características propias de las diferentes ondas del electrograma cardíaco, de este modo se ha podido comprobar la funcionalidad del dispositivo.
- Evaluar y analizar el estado de la técnica, buscando minimizar el coste sin prescindir de las medidas de seguridad.

  Hay que señalar que los criterios de elección se han ajustado siempre a la búsqueda de un dispositivo económico que mantenga las medidas de seguridad.
- Diseñar el circuito eléctrico, trazar el esquemático y diseñar la placa de circuito impreso (PCB).

  Se ha conseguido con éxito.
- Seleccionar y adquirir los elementos necesarios para montar el diseño.
- Verificar parcialmente los módulos del circuito.

Se han testado individualmente los diferentes módulos que componen el sistema, tal y como se muestra en el Capítulo 7 de validación.

- Validar el prototipo final.

  El testeo por módulos asegura el funcionamiento de cada uno de los elementos que lo conforman, siendo este punto imprescindible. La comprobación total del sistema asegura la correcta conexión entre estos módulos y por tanto, el funcionamiento del marcapasos.

De esta forma se ha llegado a la obtención del marcapasos temporal externo monocameral, que permite la elección de los modos de estimulación, la frecuencia, el umbral de sensibilidad y la amplitud del pulso, con los valores establecidos en el punto 4.1.

Como se ha comentado en el Capítulo 7 (Validación), se han realizado pequeñas modificaciones para solventar los problemas aparecidos en el módulo de alimentación. A falta de tiempo y de componentes de repuesto se han resuelto de forma temporal, permitiendo finalmente poder seguir verificando el resto de componentes del dispositivo.

Debido a la ausencia de un simulador de la onda cardíaca, se han realizado todas las verificaciones a partir de un generador de señales, justificando y razonando los resultados obtenidos.

Finalmente el coste de materiales total ha sido de 131,72 €. No cumple el objetivo propuesto de no superar los 120 €. Sin embargo, ese hecho es subsanable. El precio de la placa de desarrollo dispara el precio final, pero en una segunda vuelta del diseño, y con tiempo suficiente, se puede realizar el módulo del procesamiento sin la necesidad del uso de esta placa. La placa de desarrollo ha ayudado inicialmente a poder programar y conectar el resto de módulos al microcontrolador, de forma rápida. Además, es importante tener en cuenta que los materiales se han adquirido individualmente. Si la compra incluye un volumen mayor de unidades, los precios se reducen y el precio total se ajustaría al máximo fijado.

8.1. Trabajo futuro

No obstante, para finalizar el proyecto del marcapasos, éste debe ser sujeto a mejoras en su diseño e implementación. Las posibles líneas futuras de trabajo son:

- Revisión del dispositivo para obtener una optimización en el diseño electrónico. De este modo se buscaría mejorar la funcionalidad de los diferentes módulos, disminuir en lo posible el coste material total, así como las dimensiones del dispositivo final.
- Revisión de la elección de los componentes electrónicos, buscando la reducción de los errores presentes en el prototipo actual.
- Estudio de la inclusión de una pantalla táctil para lograr una interacción más accesible y rápida.
- Comprobación de los requisitos de seguridad. Se deberán realizar pruebas que determinen si se cumplen estos requisitos mínimos de seguridad a partir de los resultados obtenidos. Aunque todo el diseño se ha llevado a cabo siguiendo los criterios establecidos de aislamiento, distancia entre pistas, etcétera, quedaría abordar su comprobación con el equipamiento necesario (no disponible en los Laboratorios del Departamento de Tecnología Electrónica).
- Estudio de la implementación de baterías recargables.
- Incluir y estudiar las características añadidas que implican la adicción de los electrodos en el diseño.

El desarrollo del TFG me ha permitido poner a prueba mis conocimientos y preparación adquirida a lo largo de mis años de estudio de Ingeniería de la Salud. Ha sido un reto que me ha exigido demostrar mi capacidad de síntesis y organización, obteniendo una valoración positiva y satisfactoria de los resultados.

9 BIBLIOGRAFÍA

ARM Developer. (s.f.). Recuperado el 26 de Mayo de 2018, de https://developer.arm.com/products/processors/cortex-m

ARM Developer. (s.f.). Recuperado el 28 de Mayo de 2018, de https://developer.arm.com/products/processors/cortex-m/cortex-m3

Berstein, A. D., Daubert, J. C., Fletcher, R., Hayes, D., Luderitz, B., Reynolds, D., y otros. (2002). The Revised NASPE/BPEG Generic Code for Antibadycardia. Adaptative-Rate and Multisite Pacing. *PACE* , 25, 260-264.

Bronzino, J. D. (1999). *Biomedical engineering handbook(Vol.2).* CRC press.

Fundación Española del Corazón. (2015). Recuperado el 5 de Mayo de 2018, de http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/arritmias/tipo-de-arritmias.html

García, J. R., Carreño, D. L., Granell, R. R., & Novela, E. B. (2007). Conceptos técnicos fundamentales de la estimulación cardiaca. *Revista Española de Cardiología Suplementos* , 7(7), 4G-19G.

Huerta Ibarra, A. P., & Gutiérrez Aldana, A. (2008). Diseño de un marcapasos externo a demanda basado en el dsPIC30F4013. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* , 29(1).

Huircán, J. I. (2007). Conversores Analógico-Digital y Digital-Analógico: Conceptos Básicos.

Malvino, A. P., Castro, A., Luis, J., & López Cortón, C. (2000). *Principios de electrónica.*

Medtronic. (2016). *Dual Chamber Temporary External Pacemaker model 5392.*

Medtronic. (2016). *Single Chamber Temporary External Pacemaker Model 53401.*

Molist, P., Pombal, M. A., & Megías, M. (2011). Cap. I. En *Atlas de histología vegetal y animal.* Dpto. de Biología Funcional y Ciencias de la Salud. Facultad de Biología. Universidad de Vigo.

Mulroney, S. E., & Myers, A. K. (2011). *Netter. Fundamentos de Fisiología.* Elsevier Masson.

NXP. (2007). *mbed NXP LPC1768 prototyping board.*

Oscor. (2013). *PACE 101H.*

Rapsang, A. G., & Bhattacharyya, P. (2014). Marcapasos y desfibriladores automáticos implantables. Consideraciones generales y anestésicas. *Brazilian Journal of Anesthesiology(Edicion en Espanol)* , 64(3), 205-214.

Reynolds, J., & Vega Llamas, R. (2015). *Marcapasos cardiaco.*

Rodríguez García, J. (2005). Historia de la estimulación cardíaca eléctrica. Los marcapasos. *Ars Medica* , 4, 94-107.

Sánchez-Quintana, D., & Ho, S. Y. (2003). Anatomía de los nodos cardíacos y del sistema de conducción específico auriculoventricular. *Revista española de cadiología* , 56(11), 1085-1092.

Semiconductor, O. (Abril de 2017). NCS20071/D. *Operational Amplifie, Rail-to-Rail Output, 3MHz BW* .

Serrano, C. M., & Madrid, A. H. (2006). *Estimulación cardíaca: desfibrilación y resincronización.* McGraw-Hill Interamericana.

Tortora, G., & Derrickson, B. (2008). *Principles of anatomy and physiology.* John Wiley & Sons.

Villuendas Sabaté, R., López Ayerbe, J., García García, C., Rodríquez Leor, O., Gómez Pérez, M., Curós Abadal, A., y otros. (2004). Marcapasos

temporales:utilización actual y complicaciones. *Revista Española de Cardiología* , 57:1045-52.

El electrocardiograma. Componentes. Valores normales. Semiología de sus perturbaciones. Capitulo 3. Disponible en: www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_03.pdf consultado el 05/05/2018

Semiconductor Components Industries (2017) NCS20071/D Operational Amplifier, Rail-to-Rail Output, 3 MHz BW datasheet.

Texas Instruments (2017) INA828 50-uV Offset, 7-nV/Hz Noise, Low-Power, Precision Instrumentation Amplifier datasheet.

Texas Instruments (1997) ISO124 Precision Lowest-Cost Isolation Amplifier datasheet.

Intersil (2007) DG411, DG12, DG413 Monolithic Quad SPST, CMOS Analog Switches datasheet.

Microchip (2002) TC962 High Current Charge Pump DC-to-DC Converter datasheet.

Analog Devices (2007) ADP1720 50 mA, High Voltage, Micropower Linear Regulator datasheet.

Würth Electronik (2014) 750314597 specification sheet.

10 ANEXOS

ANEXO I. Código MBED

Se muestra el código realizado en el programa main.cpp. Utilizan las librerías propias de la plataforma de trabajo, la placa de desarrollo NXP LPC1768, así como de la pantalla LCD. Ambos elementos se han descrito en el Capítulo 6 (Diseño Software). Este programa posee un tamaño de 5.8 kB.

```
1 #include "mbed.h"
2 #include "TextLCD.h"
3
4 //Variables globales
5
6 const float FREQ_MAX = 180.0; //Valor máximo de frecuencia
7 const float FREQ_MIN = 30.0; //Valor mínimo de frecuencia
8 const float FREQ_INC = 10.0; //Incremento de frecuencia
9 const float AMP_MAX = 10.0; //Valor máximo de amplitud
10 const float AMP_MIN = 0.0; //Valor mínimo de amplitud
11 const float AMP_INC = 1.0; //Incremento de amplitud
12 const float SENS_MAX = 0.02; //Valor máximo de sensibilidad
13 const float SENS_MIN = 0.001; //Valor mínimo de sensibilidad
14 const float SENS_INC = 0.001; //Incremento de sensibilidad
15 const float V_MICRO = 3.3; //Voltage máximo de emisión de los pines de la placa
16 const float G_ACOND = 60.0; //Ganancia amplificación de la etapa de
acondicionamiento
17 //const float V_OFFSET = 1.5; Valor de offset teórico calculado.
18 const float V_OFFSET = 1.24; //Valor de offset nuevo
19 const float PULSO_MS = 75; //Ancho del pulso de estimulación
```

```
20 const float PERIODO_REFRACTARIO = 0.2; //Tiempo en s correspondientes al periodo refractario del potencial de acción
21
22 AnalogIn ecg (p16);//Señal de entrada correspondiente a la salida de la etapa de acondicionamiento
23 AnalogOut dac (p18); //Señal de salida del conversor DAC, correspondiente al impulso de estimulación
24 Timer freq_ecg; //Contador de la frecuencia cardíaca en segundos.
25 DigitalOut interruptor (p10,1); //Pin que controla el interruptor analógico
26 TextLCD lcd(p21, p23, p25, p26, p27, p28, TextLCD::LCD16x2);//rs, e, d4-7
27
28 //Interrupciones de los botones
29
30 InterruptIn modo (p12);
31 InterruptIn increase_freq (p11);
32 InterruptIn decrease_freq (p9);
33 InterruptIn increase_amp (p7);
34 InterruptIn decrease_amp (p8);
35 InterruptIn increase_sens (p5);
36 InterruptIn decrease_sens (p6);
37
38 bool modo_estimulacion;
39 float frecuencia;
40 float amplitud ;
41 float sens ;
42 float periodo;
43 void pantalla();
44
45 //Para cambiar valores dependientes de botones
46 //modo_estimulacion false para asíncrono(VOO) y true para síncrono (VVI)
47
48 void cambio_modo(){
49     modo_estimulacion = !modo_estimulacion;
50     pantalla();
```

```
51 }
52
53 //frecuencias={30.0, 40.0, 50.0, 60.0,70.0, 80.0, 90.0, 100.0, 110.0,120.0, 130.0,
140.0, 150.0, 160.0, 170.0, 180.0};
54
55 void aumento_frecuencia(){
56       if(frecuencia < FREQ_MAX){frecuencia += FREQ_INC;}
57       periodo = 60/frecuencia;
58       pantalla();
59 }
60
61 void disminuir_frecuencia(){
62       if(frecuencia > FREQ_MIN){frecuencia -= FREQ_INC;}
63       periodo = 60/frecuencia;
64       pantalla();
65 }
66
67 //amplitud={0.0, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0, 10.0}
68
69 void aumento_amplitud(){
70       if(amplitud < AMP_MAX){amplitud += AMP_INC;}
71       dac.write(amplitud/AMP_MAX);
72       pantalla();
73 }
74
75 void disminuir_amplitud(){
76       if (amplitud > AMP_MIN){amplitud -= AMP_INC;}
77       dac.write(amplitud/AMP_MAX);
78       pantalla();
79 }
80
81 //sens={0.001, 0.002, 0.003, 0.004, 0.005, 0.006, 0.010, 0.011, 0.012, 0.013,
0.014, 0.015, 0.016, 0.017, 0.018, 0.019, 0.020};
82
```

```
83 void aumento_sens(){
84       if(sens < SENS_MAX){sens += SENS_INC;}
85      pantalla();
86 }
87
88 void disminuir_sens(){
89       if (sens > SENS_MIN ){sens -= SENS_INC;}
90       pantalla();
91 }
92
93 void voo (){
94      while (modo_estimulacion == false){
95                wait(periodo); //Espera el tiempo programado
96                interruptor = !interruptor; //Abre el interruptor, permitiendo el paso del
impulso de estimulación
97               wait_ms(PULSO_MS);//tiempo que indica el ancho del pulso de
estimulacion
98               interruptor = !interruptor; //Cierra el interruptor
99               freq_ecg.reset();
100              freq_ecg.start(); //Se actualiza el contador de la frecuencia cardíaca.
101     }
102 }
103
104 void vvi(){
105    float adcValue;
106     float voltage;
107     float limite_pos;
108     float limite_neg;
109     while(modo_estimulacion == true){
110               bool pulso2 = false;
111
112              while (freq_ecg.read() <= periodo & pulso2 == false &
modo_estimulacion == true){
```

```
113                     adcValue = ecg.read(); //Guarda el valor que obtiene el adc
dento de un rango [0,1] en porcentaje
114                     voltage = adcValue*V_MICRO;
115                      limite_pos = sens*G_ACOND + V_OFFSET; //1.24 por subir la
línea basal y los 60 por la ganancia total de la etapa anterior
116                     limite_neg = V_OFFSET - sens*G_ACOND;
117                     if( voltage >= limite_pos || voltage <= limite_neg){//si la señal
supera cualquier límite, significa que existe pulso
118                             pulso2 = true;
119                              wait(PERIODO_REFRACTARIO);
120                      }
121             }
122             if(freq_ecg.read() > periodo){//si se ha superiodo el periodo de la
frecuencia programada, el marcapasos actúa
123                     interruptor = !interruptor;
124                     wait_ms(PULSO_MS);//ancho del pulso
125                      interruptor = !interruptor;
126             }
127
128             freq_ecg.reset();
129             freq_ecg.start(); //Inicializa el valor del periodo programado.
130     }
131 }
132
133 //muestra en la pantalla LCD los valores programables elegidos
134
135 void pantalla(){
136     lcd.cls();
137     if(modo_estimulacion==false){
138              lcd.printf("VOO %g ppm A=%g V S=%g mV", frecuencia, amplitud,
sens*1000);
139     }else{
140             lcd.printf("VVI %g ppm A=%g V S=%g mV", frecuencia, amplitud,
sens*1000);
```

```
141     }
142 }
143
144 int main() {
145
146 //se inicializan todos los valores programables al mínimo valor
147
148     modo_estimulacion = false;
149     frecuencia = 30.0;
150     amplitud = 0.0;
151      sens = 0.001;
152     periodo = 60/frecuencia;
153
154     pantalla();
155
156     //Acción a realizar en cada interrupcion
157
158     modo.rise(&cambio_modo);
159      increase_freq.rise(&aumento_frecuencia);
160      decrease_freq.rise(&disminuir_frecuencia);
161      increase_amp.rise(&aumento_amplitud);
162      decrease_amp.rise(&disminuir_amplitud);
163      increase_sens.rise(&aumento_sens);
164      decrease_sens.rise(&disminuir_sens);
165
166     //Variables a utilizar
167
168      float adcValue;
169     float voltage;
170      float limite_pos;
171      float limite_neg;
172     bool pulso1 = false;
173
174      //conversor digital/analógico (DAC)
```

```
175
176     dac.write(amplitud/AMP_MAX); //Valor de salida en porcentaje. La amplitud máxima según el circuito de salida es de 12 V.
177     while (pulso1 != true){
178
179              //conversor analógico/digital (ADC)
180
181              adcValue = ecg.read(); //Guarda el valor que obtiene el adc dento de un rango [0,1] en porcentaje
182              voltage = adcValue*V_MICRO;
183
184              //compruebo si se han superado los umbrales de sensado
185              limite_pos = sens*G_ACOND + V_OFFSET; //1.5 por subir la línea basal y los 60 por la ganancia total de la etapa anterior
186              limite_neg = V_OFFSET - sens*G_ACOND;
187              if( voltage >= limite_pos || voltage <= limite_neg){//si la señal supera cualquier límite, significa que existe pulso
188                       freq_ecg.start();
189                       pulso1 = true;
190                       wait(PERIODO_REFRACTARIO);
191              }
192     }
193     while(1) {
194
195              //modo ASÍNCRONO VVO
196              if(modo_estimulacion == false){
197                       voo();
198              }
199              //modo SÍNCRONO VVI
200              if(modo_estimulacion == true){
201                       vvi();
202              }
203     }
204 }
```

ANEXO II. Presupuesto

El coste material total de este marcapasos asciende a 131 euros con 72 céntimos, tal y como se muestra en el presupuesto de la Tabla 10.1.

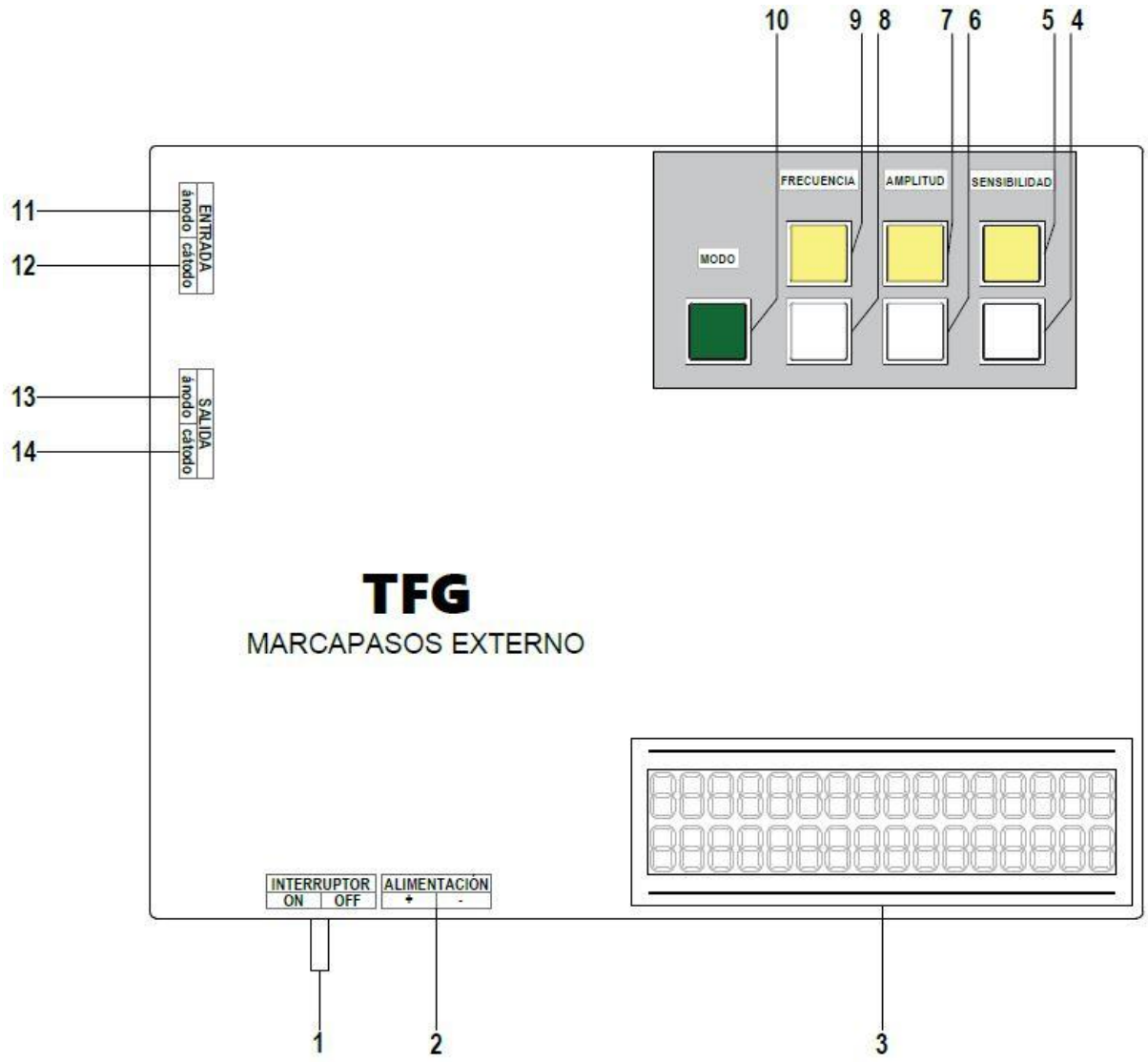
Ud.	Concepto	Cantidad	Precio(€)	Importe(€)
ud.	Condensador 10 uF	4	0,12	0,49
ud.	Condensador 1 uF	12	0,08	0,96
ud.	Condensador 15 uF	1	0,32	0,32
ud.	Condensador 0.38 uF	1	0,09	0,09
ud.	Tira de pines 1x16	1	0,08	0,08
ud.	Tira de pines 1x2	3	0,01	0,03
ud.	Tira de pines 1x20	2	0,11	0,22
ud.	Pantalla LCD	1	12,02	12,02
ud.	Resistencia 523 Ω	1	0,08	0,08
ud.	Resistencia 1020 Ω	1	0,08	0,08
ud.	Resistencia 500 Ω	3	0,71	2,13
ud.	Resistencia 1540 Ω	1	0,08	0,08
ud.	Resistencia 113 Ω	1	0,10	0,10
ud.	Resistencia 10 KΩ	8	0,08	0,66
ud.	Resistencia 1 KΩ	1	0,08	0,08
ud.	Resistencia 60 Ω	1	0,10	0,10
ud.	Resistencia 14 KΩ	1	0,08	0,08
ud.	Resistencia 100 Ω	4	0,08	0,33
ud.	Resistencia 1010 Ω	1	0,58	0,58
ud.	Potenciómetro 10kΩ	1	0,64	0,64

Ud.	Concepto	Cantidad	Precio(€)	Importe(€)
ud.	tc962	2	2,96	5,92
ud.	adp1720	2	1,47	2,94
ud.	ina828	1	5,71	5,71
ud.	transformador	1	3,25	3,25
ud.	ncs20071	5	0,36	1,80
ud.	iso124	2	18,57	37,14
ud.	dg411dvz	1	1,77	1,77
ud.	pulsador	7	0,29	2,03
ud.	Placa de desarrollo NXP LPC1768	1	44,40	44,40
dm^2	Placa	1,77	4,30	7,61
Total				131,72

10.1. Presupuesto del coste material total. Fuente: Propia.

ANEXO III. Manual de usuario

CONTROLES DE FUNCIONAMIENTO E INDICADORES



1. INTERRUPTOR

Con este interruptor es posible los modos siguientes: **ON** y **OFF.**

2. ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA

Se alimentará con corriente continua DC 12 V.

3. DISPLAY DE VISUALIZACIÓN

Display LCD de 16 caracteres por 2 filas. Usando el siguiente esquema

VOO	130 PPM
A= 10V	S= 15mV

Muestra información sobre el modo (VOO en el ejemplo), pulsaciones por minuto mínimas deseadas (130 PPM en el ejemplo), sensibilidad para la determinación del pulso (15 mV en el ejemplo), y amplitud del impulso de estimulación en voltios (10 V en el ejemplo).

4-5. SENSIBILIDAD DE LA SEÑAL

Señal umbral para determinar el pulso. Valor ajustable desde 1 hasta 20 mV con variación unitaria.

Pulse el botón 5 para aumentar el valor en 1 mV o pulse el botón 4 para reducir el valor en 1 mV.

6-7. AMPLITUD DE LA SEÑAL

Seleccionan la amplitud del impulso eléctrico de estimulación. Valor ajustable desde 1 a 10 V, con variación unitaria.

Pulse el botón 7 para aumentar el valor en 1V, o pulse el botón 6 para reducir el valor en 1V.

8-9. FRECUENCIA DE LA SEÑAL

Determina la frecuencia mínima de estimulación cardiaca deseada. Valore ajustable desde 30 p.p.m. hasta 180 p.p.m., en saltos de 10 unidades.

Pulse el botón 9 para aumentar el valor en 10 p.p.m., o pulse el botón 8 para reducir el valor en 10 p.p.m.

10. MODO

Selecciona el modo de estimulación del dispositivo, pasando alternativamente, al pulsar el botón 10, del modo VOO (asíncrono) al modo VVI (síncrono).

11-12. SEÑALES DE ENTRADA

Entrada de la señal cardiaca recogida por los electrodos (ánodo y cátodo).

13-14. SEÑALES DE SALIDA

Salida del impulso eléctrico de estimulación por los electrodos.

SECUENCIA DE OPERACIONES PARA EL FUNCINAMIENTO

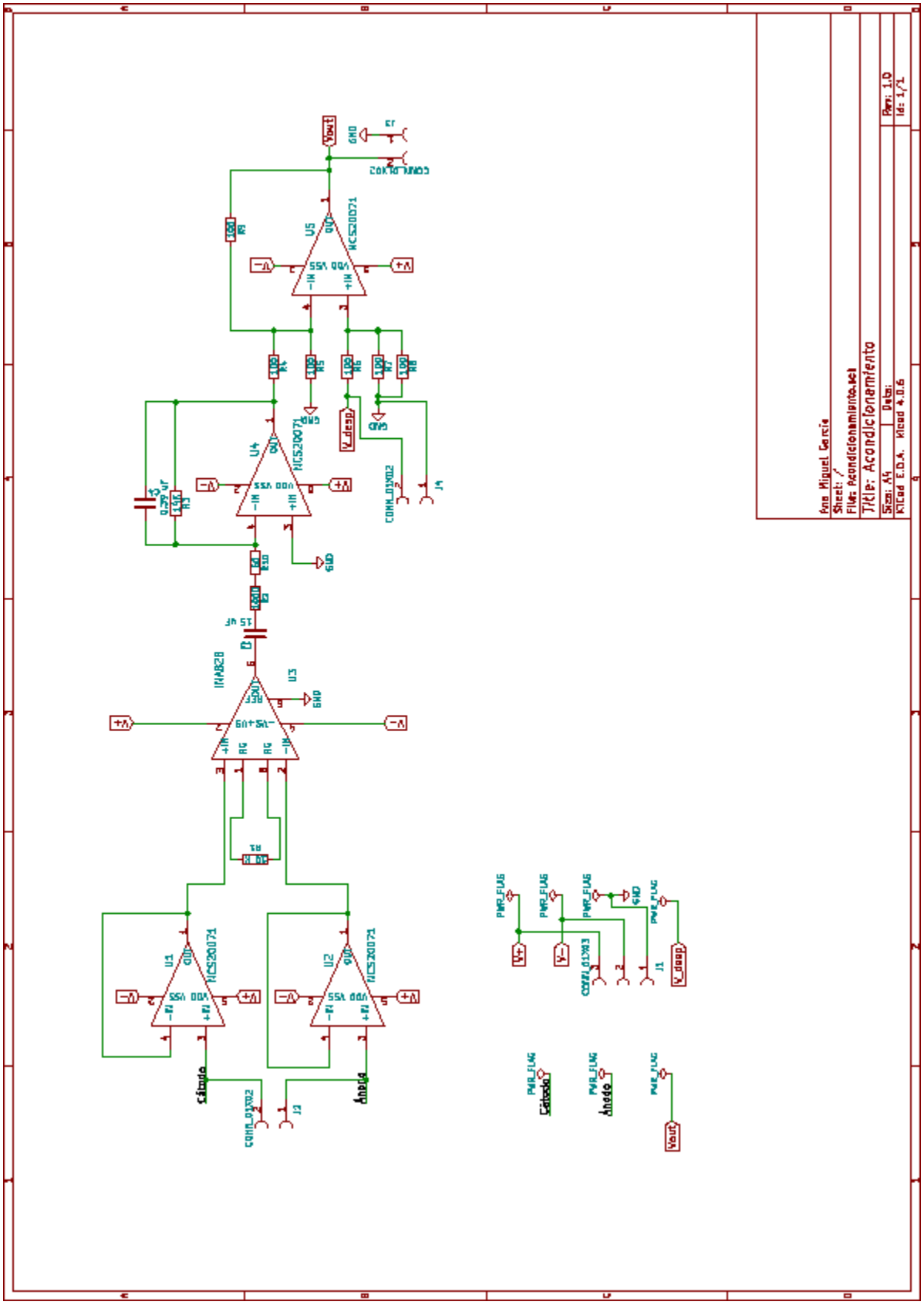
Paso 1: Conectar la entrada de la señal

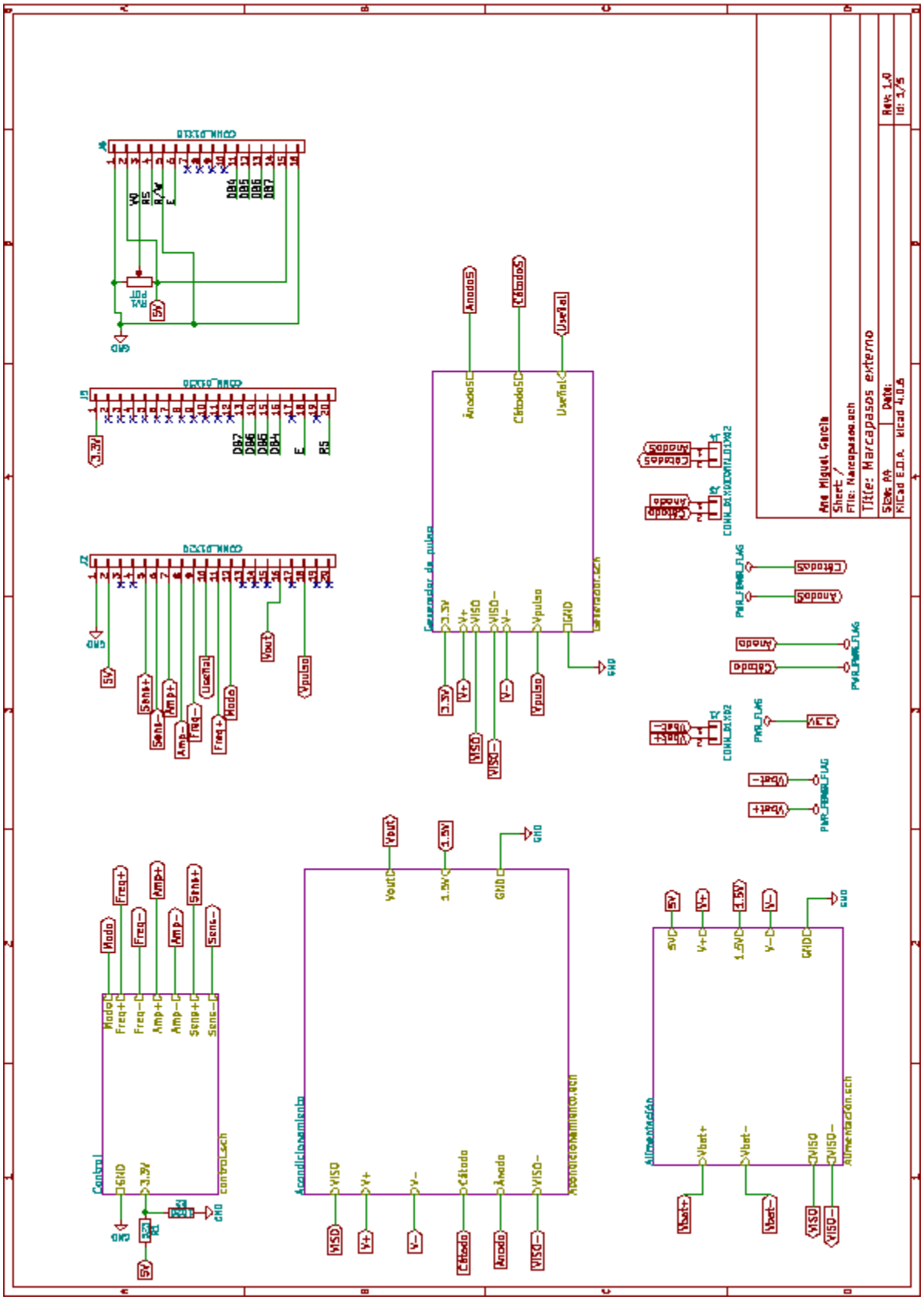
Paso 2: Alimentar al equipo con una fuente de alimentación externa.

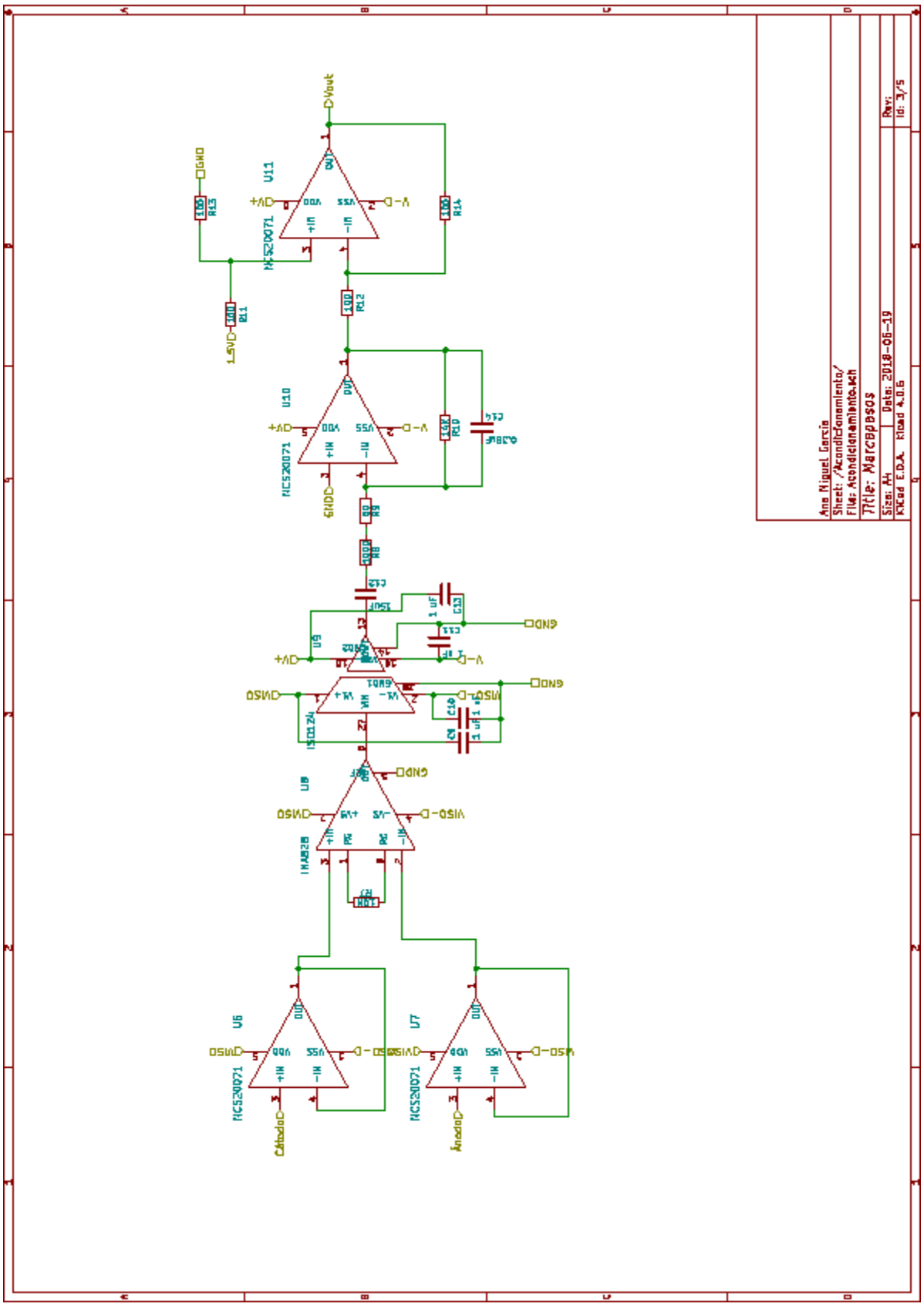
Paso 3: Colocar el interruptor en posición ON

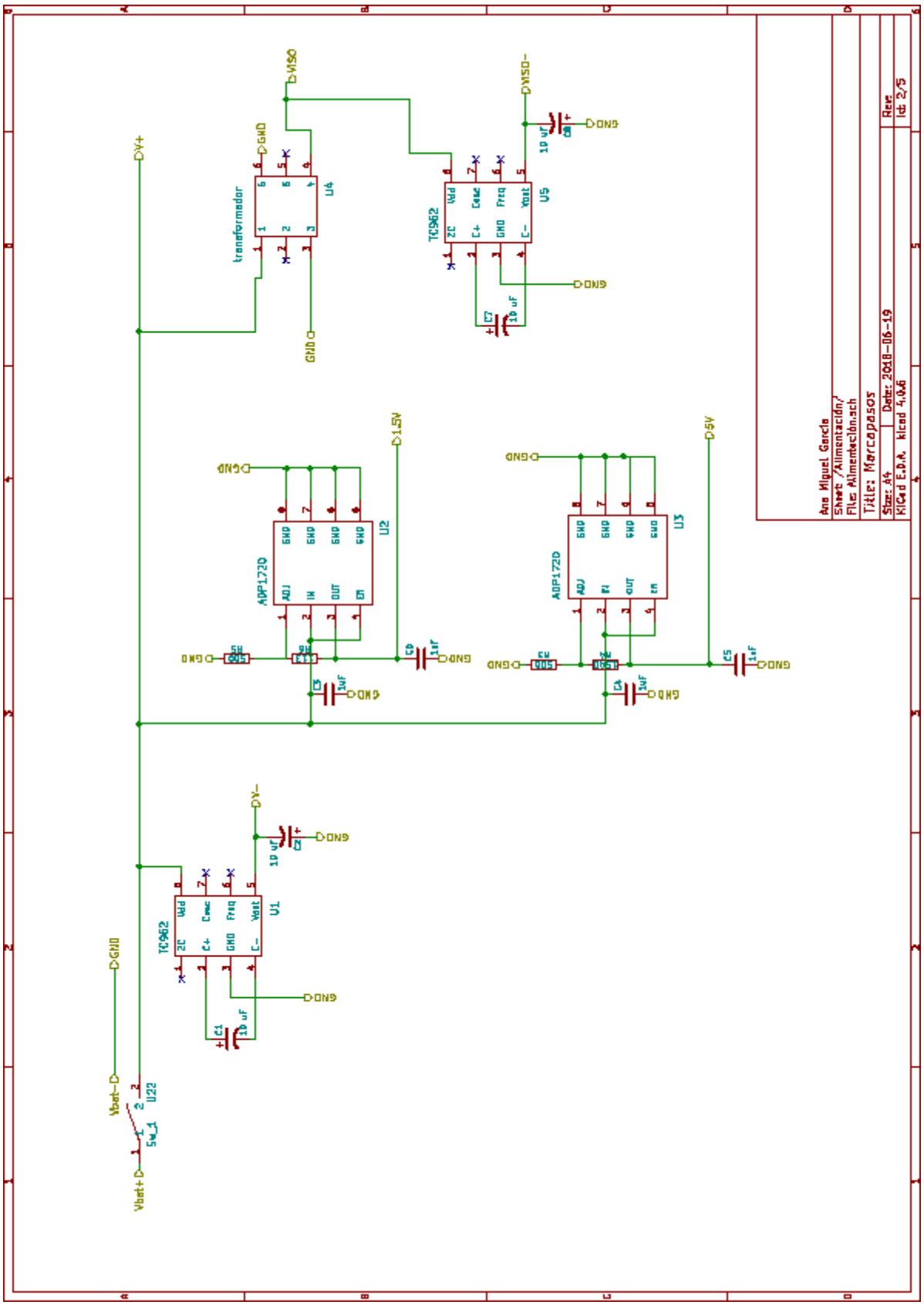
Paso 4: Ajustar los valores de estimulación deseados, por defecto se inicializa en el modo VOO y con los valores mínimo de estimulación.

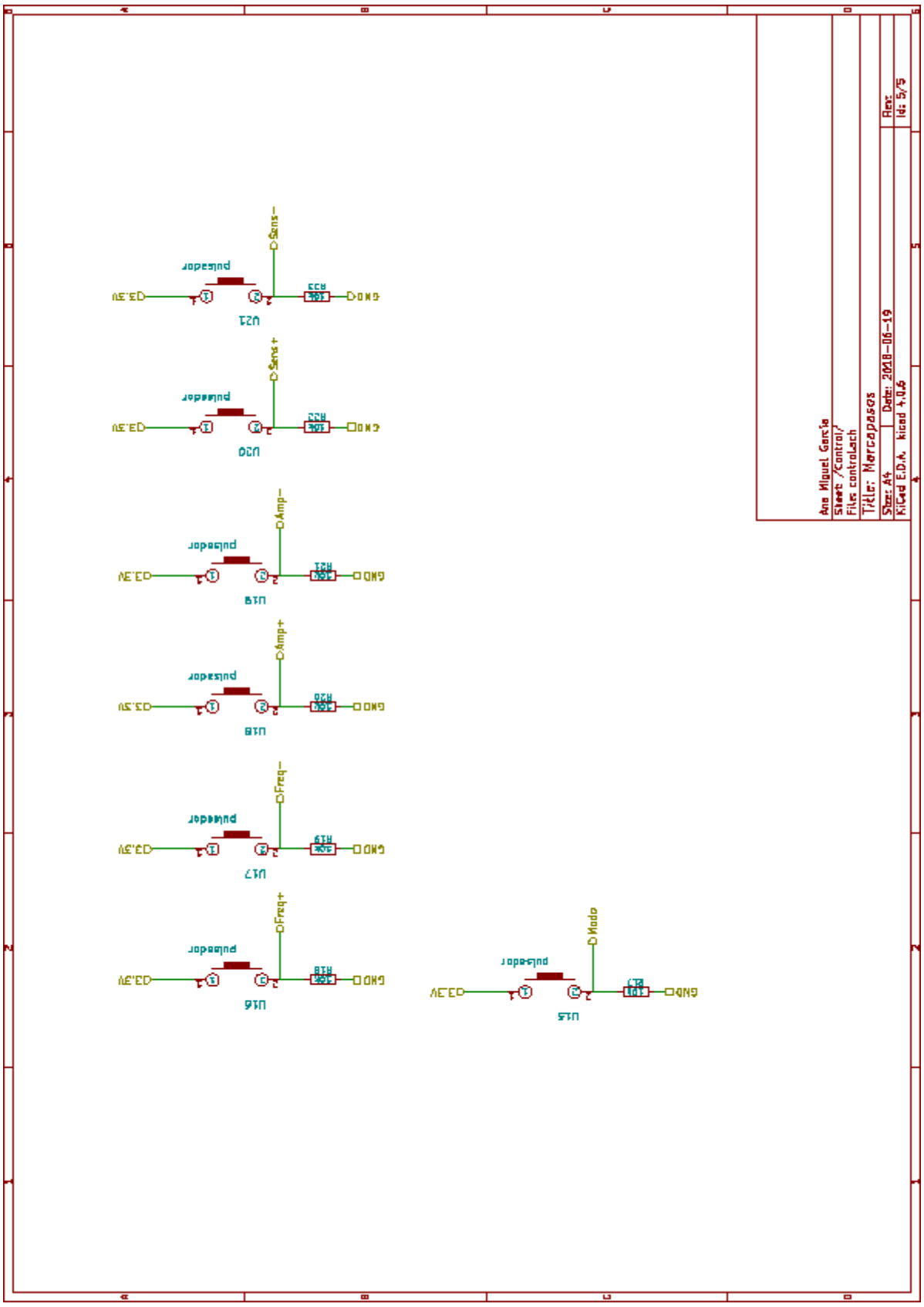
ANEXO IV. Esquemáticos

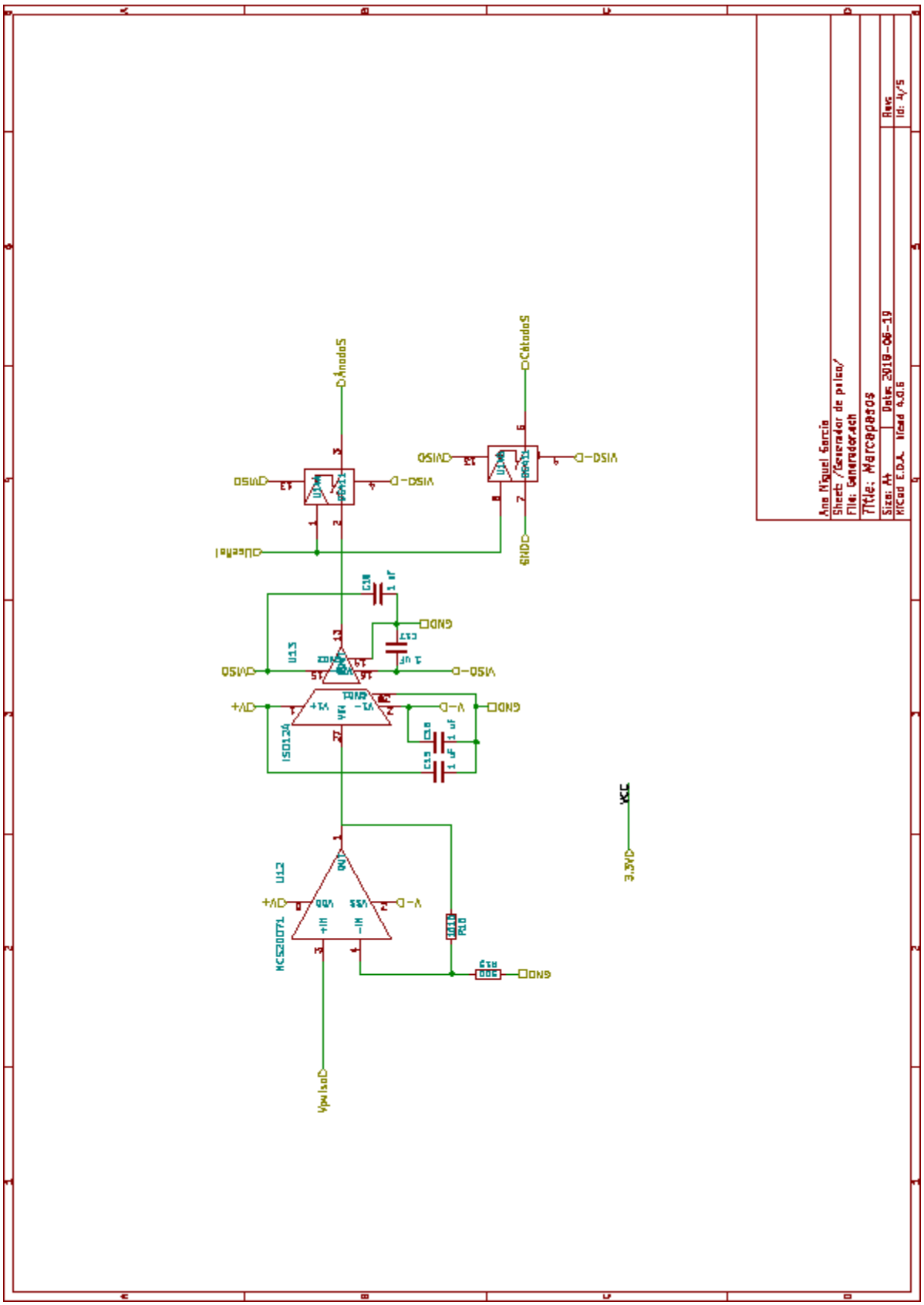



Ana Miguel García
Sheet: /
File: Marcapasos.sch
Title: Marcapasos externo
Size: A4
Date:
Rev: 1.0
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6
Id: 1/5
Generador de pulso
Generador.sch
Acondicionamiento
Acondicionamiento.sch
Control
control.sch
Alimentación
Alimentación.sch
COMM_DISP
CONN_01X02
PWR_FLAG
PWR_FLAG_FLAG


Vout
GND
U11
MCS20071
100
R13
R14
R11
R12
1.5VD
U10
MCS20071
10K
R10
0.28uF
C12
GNDD
R9
R8
C13
150P
1 uF
C11
GND
U9
V+
V-
GND1
VISO
C10
1 uF
C9
1 uF
GND
VISO
U8
INA828
VISO
VISO-
R7
100
U6
MCS20071
VISO
VISO-
CAtodo
U7
MCS20071
VISO
VISO-
Anodo
Ana Miguel Garcia
Sheet: /Acondicionamiento/
File: Acondicionamiento.kch
Title: Marcapasos
Size: A4
Date: 2018-06-19
KiCad E.D.A. KiCad 4.0.6
Rev:
Id: 3/5

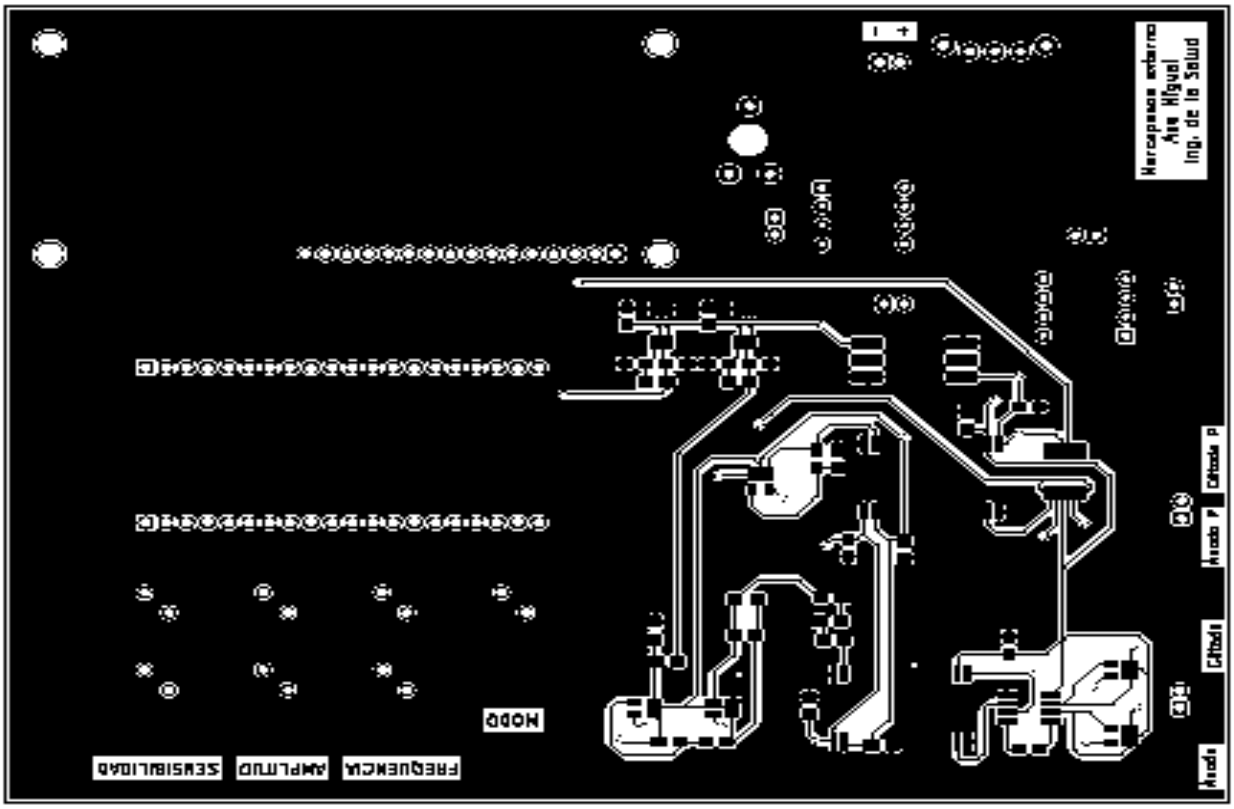

Ana Miguel García
Sheet: /Alimentación/
File: Alimentación.sch
Title: Marcapasos
Size: A4
Date: 2018-06-19
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6
Rev:
Id: 2/5
transformador
U4
TC962
U5
ADP122D
U2
U3
TC962
U1
Sw_1
U22
+5V
-5V
+1.5V
GND
10 uF
1uF

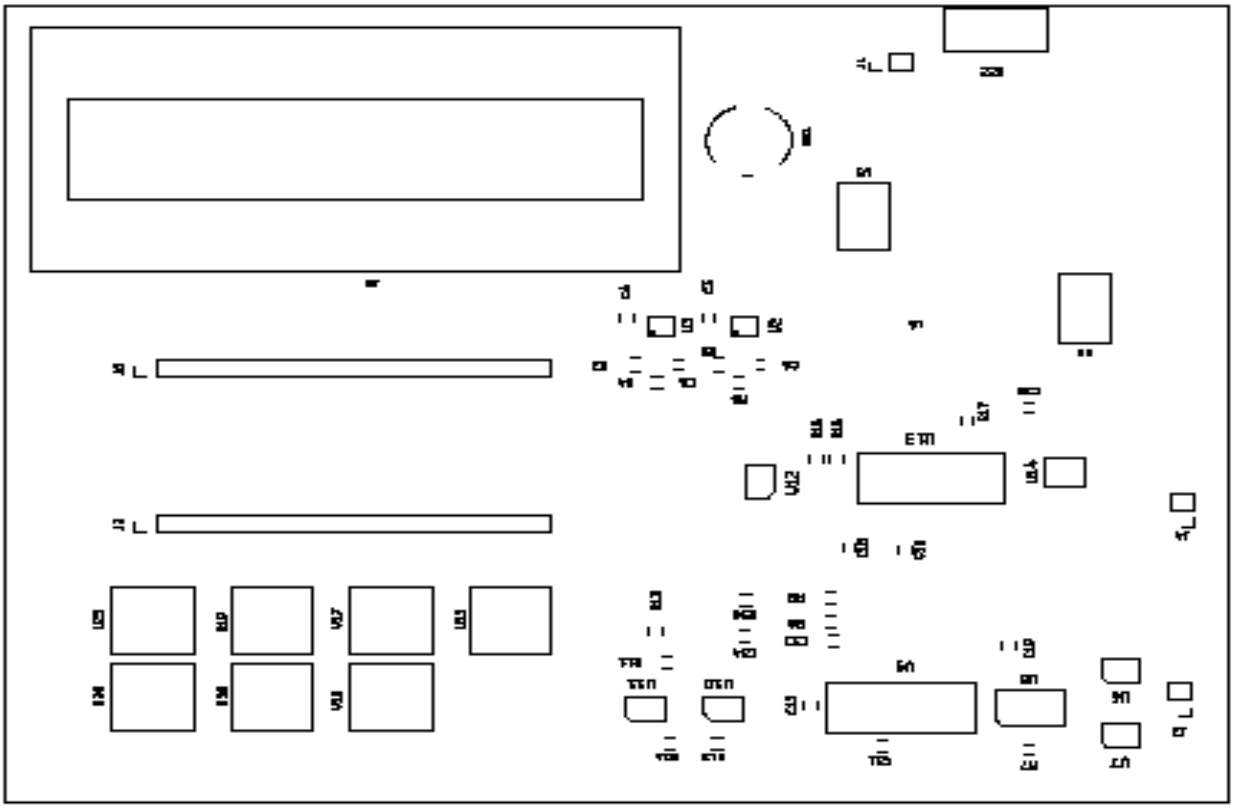

Ana Miguel García
Sheet /Control/
File: controlach
Title: Marcapasos
Size: A4
Date: 2018-06-19
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6
Rev:
Id: 5/5
Sens-
Sens+
Amp-
Amp+
Freq-
Freq+
Mode
pulsador
3,3V
GND
U21
U20
U19
U18
U17
U16
U15

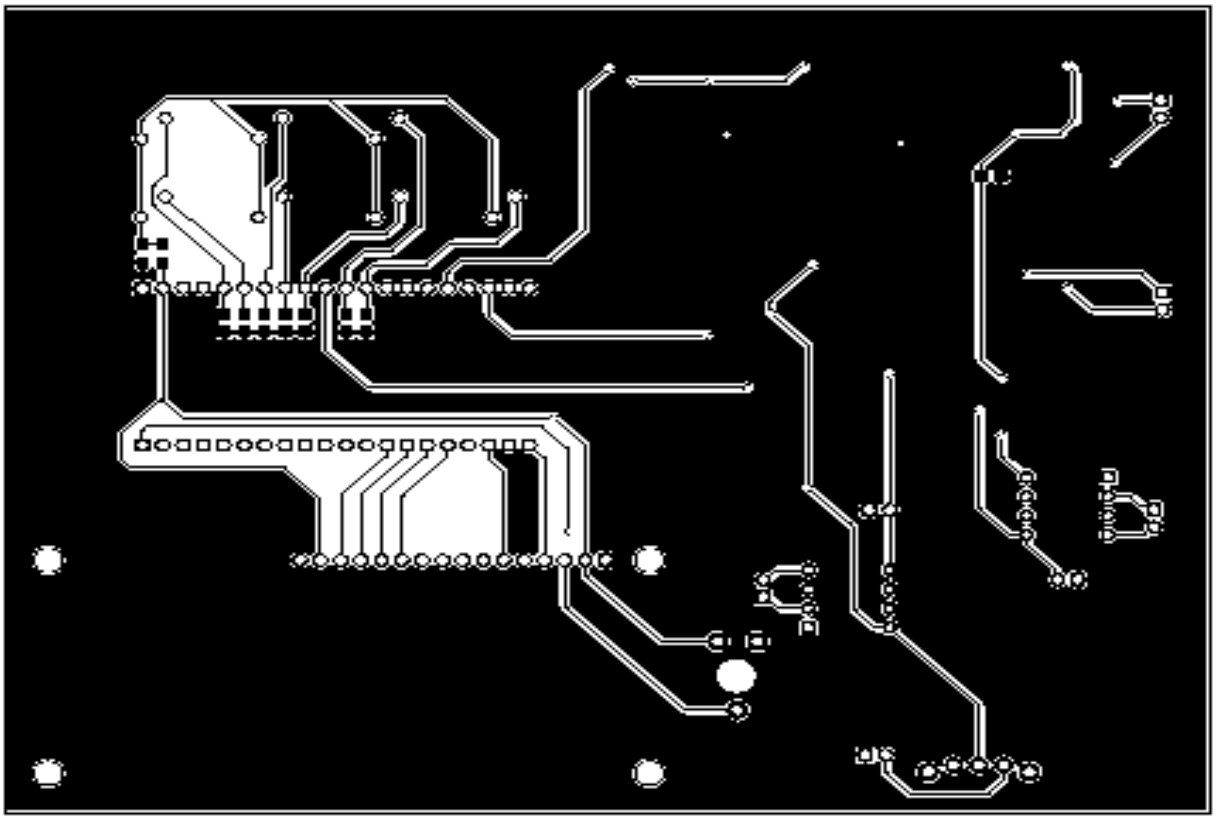

Ana Miguel García
Sheet: /Generador de pulso/
File: Generador.sch
Title: Marcapasos
Size: A4
Date: 2018-06-19
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6
Rev:
Id: 4/5
Ánodos
Cátodos
VISO
GND
Pulso
VPulso
3.3VD
5VD
ISO124
MCS20071
U12
U13
U14
U15
C16
C17
C18
C19
R10
R13

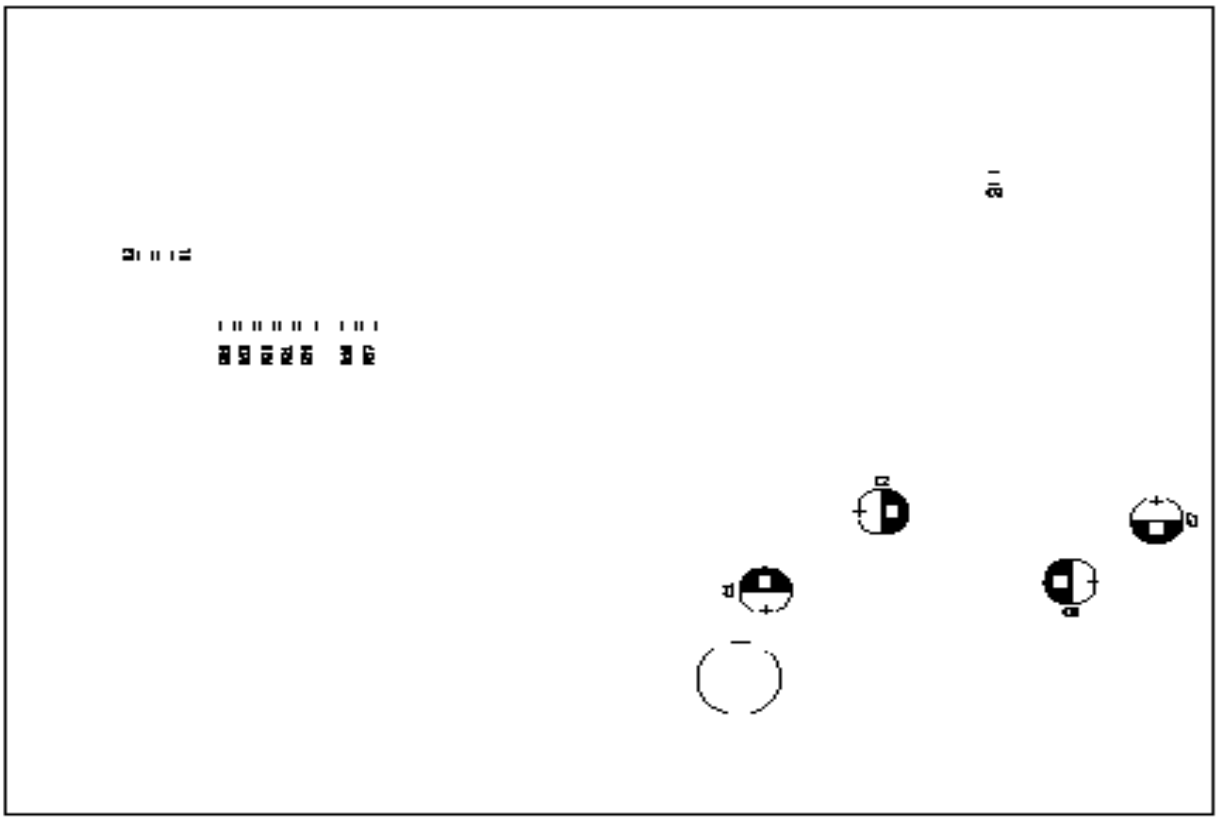
ANEXO V. Máscaras

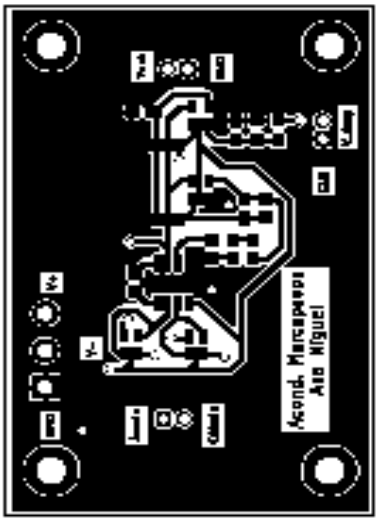
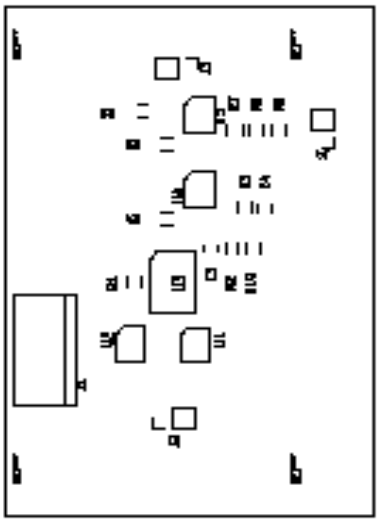
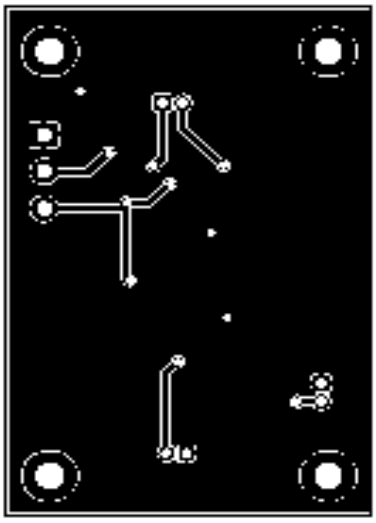
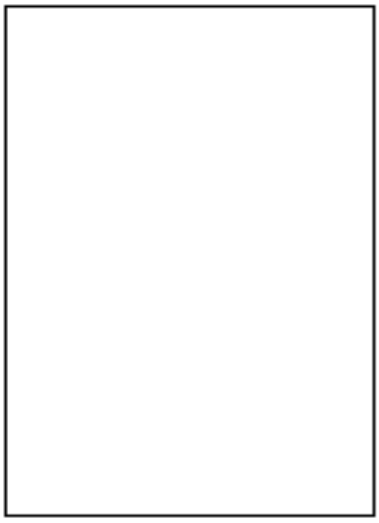
Su muestran las máscaras utilizadas para la elaboración de las placas de circuito impreso (PCB), correspondientes al diseño del marcapasos y de la etapa de acondicionamiento.


Marcapasos externo
Ana Miguel
Ing. de la Salud
MODO
FRECUENCIA
AMPLITUD
SENSIBILIDAD








Ascen. Manzanares
Ana Miguel