

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
INGENIERÍA DE LA SALUD

**DISEÑO Y MONTAJE DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO
PORTÁTIL**

**DESIGN AND ASSEMBLY OF A PORTABLE
ELECTROCARDIOGRAPH**

Realizado por
Lorenzo Arrabal Caro
Tutorizado por
Antonio Jesús Bandera Rubio
Departamento
Tecnología Electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, junio del 2017

Fecha defensa:
El Secretario del Tribunal

Resumen y Palabras Clave

Resumen

El electrocardiograma (ECG) muestra información de vital importancia en el diagnóstico de enfermedades cardíacas. En este proyecto se presenta el diseño y montaje de un electrocardiógrafo que permitirá captar el ECG para visualizarlo. Para realizar el diseño, primero se hará una revisión bibliográfica para conocer la fisiología del corazón y las características de la señal eléctrica que genera, así como los filtros que se usarán para tener una buena señal. Tras estudiar el funcionamiento del corazón, se especificarán los requisitos necesarios para el diseño. Se usarán diferentes herramientas software para hacer un diseño funcional, como Eagle para el diagrama eléctrico y la placa de circuito impreso (PCB) y SolidWorks para la envolvente. A la PCB diseñada se le soldarán los componentes necesarios para su funcionamiento. Paralelamente, se usarán los software Arduino, Processing y Matlab para captar, visualizar y guardar, y filtrar la señal recogida por un *break-out* similar a la PCB diseñada. Además, se procederá a probarlo en una persona sana y en otra con hipertrofia en el ventrículo derecho, para así validar que el *break-out* sirve para detectar enfermedades cardíacas y estudiar el estado del corazón.

Palabras claves: ECG; diseño; montaje; electrocardiógrafo; corazón; PCB; *break-out*.

Abstract

The electrocardiogram (ECG) shows vital information in the diagnosis of heart diseases. In this project is presented the design and assembly of an electrocardiograph that will allow get the ECG to view it. To perform the design, first will be done a bibliographic review in order to learn the heart physiology and the characteristics of the generated electrical signal, as well as the filters that to be used in order to get a good signal. After studying the working of the heart, the necessary requirements will be specified for the design. Different software tools

will be used in order to make a functional design, such as Eagle for the electrical diagram and the printed circuit board (PCB) and SolidWorks for the case. The designed PCB will be soldered the necessary components for its working. In parallel, the software Arduino, Processing and Matlab will be used to get to view it and store it, and Matlab to filter the signal collected by a *break-out* similar to the designed PCB. Additionally, it will proceed to prove it in a healthy person and in other person with hypertrophy in the right ventricle, for that validate that the *break-out* server for detect heart diseases and study the heart condition.

Keywords: ECG; design; assembly; electrocardiograph; heart; PCB; *break-out*.

Índice

Contenido.

Índice	7
Capítulo 1. Introducción	13
Capítulo 2. Conceptos Básicos	17
2.1. Biopotenciales	17
2.2. Electrocardiografía.....	18
2.3. Electroodos.....	20
2.3.1. Bioelectrodos.....	20
2.3.2. Electroodos polarizables y no polarizables	21
2.3.3. El circuito equivalente de un electrodo de biopotenciales	22
2.4. Filtrado del ECG	22
2.4.1. Filtros FIR.....	24
2.4.2. Filtro Butterworth.....	26
Capítulo 3. Metodología y Fases de Trabajo	27
3.1. Metodología	27
3.2. Fases	27
3.2.1. Educción de requisitos	28
3.2.2. Diseño y fabricación del hardware	28
3.2.3. Diseño e implementación del software	29
3.2.4. Pruebas	29
Capítulo 4. Desarrollo del Proyecto	31
4.1. Educción de requisitos	31
4.2. Diseño y fabricación del módulo analógico	33
4.2.1. Especificaciones técnicas	35
4.2.2. Diagrama eléctrico.....	36

4.2.3. Diseño de la placa de circuito impreso	37
4.2.4. Soldadura	38
4.3. Diseño e implementación del software	42
4.3.1. Arduino UNO	42
4.3.2. Processing	44
4.3.3. Matlab	45
4.4. Diseño de la envolvente.....	48
Capítulo 5. Verificación de la placa de Sparkfun.....	51
5.1. Comprobación de los requisitos	51
5.2. Pruebas con un simulador de ECG y Arduino UNO.....	53
5.3. Pruebas de filtrado con Matlab	56
5.4. Validación con usuarios reales.	62
Capítulo 6. Conclusiones	69
Capítulo 7. Bibliografía.....	71
Capítulo 8. Anexos	73
Anexo I. Sketch de Arduino para leer el ECG.	73
Anexo II. Sketch de Processing para mostrar el ECG.....	74
Anexo III. Sketch de Processing para guardar el ECG.....	77
Anexo IV. Script de Filtrado de Matlab.	78
Anexo V. Presupuesto.	81

Figuras

Figura 1: Conductancia de los canales de Na ⁺ y K ⁺ con respecto al potencial de acción (Mulroney & Myers, 2011).....	18
Figura 2: Ondas de los potenciales de acción en diferentes células especializadas en la senda conductiva de un corazón normal (Mulroney & Myers, 2011).	19

Figura 3: Interfaz electrodo-electrolito y reacciones involucradas generando un potencial de equilibrio (Webster, 2006).	21
Figura 4: Circuito equivalente de un bioelectrodo (Webster, 2009).	22
Figura 5: Respuesta filtro paso-baja (Enderle, 2005).	23
Figura 6: Respuesta filtro paso-alta (Enderle, 2005).	23
Figura 7: Respuesta filtro paso-banda (Enderle, 2005).	24
Figura 8: Respuesta filtro elimina-banda (Enderle, 2005).	24
Figura 9: Estructura del filtro FIR (Orfanidis, 2010).	25
Figura 10: Ejemplo de uso del filtro FIR (Smith, 1999).	25
Figura 11: Arquitectura del circuito integrado AD8232 (Analog, 2012).	34
Figura 12: Diagrama esquemático del AD8232.	36
Figura 13: Cara <i>top</i> de la PCB diseñada.	37
Figura 14: Cara <i>bottom</i> de la PCB diseñada	38
Figura 15: Cara <i>top</i> de la PCB fabricada comparada con el tamaño de una moneda de 1 euro.....	39
Figura 16: Cara <i>bottom</i> de la PCB fabricada.....	39
Figura 17: PCB soldada.....	41
Figura 18: Cara <i>top</i> del <i>break-out</i> del AD8232 de <i>Sparkfun</i>	41
Figura 19: Cara <i>bottom</i> del <i>break-out</i> del AD8232 de <i>Sparkfun</i>	42
Figura 20: Placa de <i>Sparkfun</i> conectada a Arduino.	43
Figura 21: Electrodo conectado al sistema, comparando el tamaño con una moneda de 1 euro.....	43
Figura 22: Señal recogida por la placa de <i>Sparkfun</i> en Processing.....	44
Figura 23: Señal recogida en Matlab.	46

Figura 24: Señal filtrada con el filtro FIR.	46
Figura 25: Señal rectificada.	47
Figura 26: Señal filtrada con Butterworth.....	47
Figura 27: Envolvente del electrocardiograma.	48
Figura 28: Tapa de la envolvente.	49
Figura 29: Disposición de los electrodos en el cuerpo (<i>Sparkfun</i>).....	53
Figura 30: Simulación de un paciente con 80 ppm.....	54
Figura 31: Simulación de un paciente con 50 ppm.....	54
Figura 32: Simulación de un paciente con 114 ppm.....	54
Figura 33: Electrodos conectados al sistema comparando su tamaño con una moneda de 1 euro.	55
Figura 34: Señal mostrada en Processing.	55
Figura 35: Señal recogida por Processing en Matlab.....	56
Figura 36: Espectro de la señal.....	57
Figura 37: Señal filtrada con FIR.	57
Figura 38: Señal filtrada con FIR entre 60 y 80 Hz.	58
Figura 39: Señal rectificada.	58
Figura 40: Señal rectificada tomando 30 mV como umbral.....	59
Figura 41: Señal filtrada con Butterworth.....	60
Figura 42: Señal de la Figura 40 filtrada con Butterworth.	61
Figura 43: Señal de la Figura 39 filtrada con una fc de 0.5.	61
Figura 44: ECG con HVD.	62
Figura 45: Amplitud de un ECG normal.	63

Figura 46: Amplitud de un ECG con HVD.	64
Figura 47: Altura ST de un ECG sano.....	65
Figura 48: Altura ST de un ECG con HVD.	65
Figura 49: Duración del complejo QRS de un ECG sano.	66
Figura 50: Duración del complejo QRS de un ECG con HVD.	67

Tablas

Tabla 1: Comparación de precios de <i>front-ends</i> para ECG.	33
Tabla 2: Especificaciones del AD8232 (<i>Sparkfun</i>).....	35
Tabla 3: Lista de componentes.....	40
Tabla 4: Comparación de microcontroladores.....	44
Tabla 5: Comprobación de requisitos.....	51
Tabla 6: Coste total.....	81

Capítulo 1. Introducción

El electrocardiograma (ECG) es una señal variable en el tiempo que refleja el flujo de la corriente de iones que causan que las fibras se contraigan y seguidamente se relajen (Clifford, Tarassenko & Smith, 2003, 1). Gracias al ECG, y el estudio de la señal adquirida, se puede analizar el estado actual del corazón de un paciente y determinar si está sufriendo algún tipo de enfermedad.

Para medir la señal eléctrica producida por el corazón, el ECG, se utiliza un electrocardiógrafo. El electrocardiógrafo es un aparato electrónico que se conecta al paciente mediante una serie de electrodos que captan las corrientes iónicas y las transforman en eléctricas. El electrocardiógrafo recibe la señal eléctrica, la procesa y genera una señal que refleja el estado del corazón.

En este proyecto se desarrolla el proceso de diseño y montaje de un electrocardiógrafo portátil, haciendo uso tanto de componentes analógicos de diseño básicos como puede ser una resistencia, o diseñados específicamente para medir la actividad del corazón, como el *front-end* ad8232, como de componentes digitales, como el entorno de trabajo Arduino. La señal adquirida por este sistema portable será visualizada y procesada externamente en el pc, usando software específico como Processing o Matlab.

1.1. Objetivos

Los objetivos planteados con el desarrollo del presente Trabajo Fin de Grado (TFG) son:

- Diseñar los circuitos electrónicos y diagramas eléctricos (esquemáticos) del bloque analógico de captura de señal de un electrocardiógrafo.
- Desarrollar el bloque analógico de captura. Se evaluará tanto la fabricación de una placa propia como el empleo de una placa comercial, ambas con características similares
- Programar el software en Arduino para adquirir, desde el bloque analógico de captura, la señal del corazón.
- Programar en Processing para visualizar y guardar la señal.
- Programar en Matlab para filtrar la señal recogida.
- Diseñar una envolvente plástica para guardar todo el sistema portable (PCB con subsistema analógico de captura y Arduino).
- Validar el funcionamiento del sistema desarrollad comparando una señal de una persona sana con otra de una persona con hipertrofia en el ventrículo derecho.

1.2. Organización de la memoria

El resto de la memoria se estructura en los siguientes Capítulos

- ❖ Capítulo 2: En este capítulo se describen conceptos básicos relacionados con el sistema fisiológico circulatorio, como base para entender las señales que se deberán medir con el sistema propuesto y desarrollado en este TFG, así como en el uso de electrodos como interfaz para poder capturar en el sistema electrónico de medida la señal del ECG, y al filtrado, paso previo básico en el tratamiento de la señal capturada.
- ❖ Capítulo 3: En este capítulo se describe brevemente la metodología de trabajo y se enumeran las fases consideradas en el desarrollo del TFG.

- ❖ Capítulo 4: Es el capítulo central del presente TFG, que describe las fases de desarrollo: subsistema analógico de captura, subsistema de digitalización, subsistema de visualización y subsistema de procesamiento (filtrado).
- ❖ Capítulo 5: En este capítulo se procederá a la verificación del sistema diseñado, realizando la captura y procesamiento de la señal explicada en el capítulo anterior, así como la validación de su funcionamiento comparado el ECG de una persona sana con el de una persona con hipertrofia en el ventrículo derecho.
- ❖ Capítulo 6: En este capítulo se enumerarán las diferentes conclusiones del TFG.
- ❖ Capítulo 7: En este capítulo se enumerarán las diferentes referencias bibliográficas usadas.
- ❖ Capítulo 8: En este capítulo se expondrán los diferentes anexos que contienen los códigos usados y el presupuesto total del diseño.

Capítulo 2. Conceptos Básicos

2.1. Biopotenciales

Las células en su estado natural de equilibrio se encuentran con un potencial de membrana en reposo. El potencial de membrana en reposo se crea mediante difusión pasiva de iones a través de una membrana selectivamente permeable, produciendo la separación de las cargas (Mulroney & Myers, 2011, 25).

Debido a un impulso eléctrico, o por estimulación química, se produce una despolarización de la membrana o potencial de acción, que tiene lugar en una célula excitable (neuronas y células musculares). Esto aumenta la permeabilidad a un ion en la membrana celular.

El potencial de acción se produce cuando el potencial de la membrana de la célula supera un potencial umbral, que provoca un aumento de la conductancia de los iones.

El potencial umbral es consecuencia del equilibrio entre la fuga saliente de K^+ y la corriente entrante de Na^+ a través de los canales de Na^+ dependientes del voltaje. Cuando un estímulo produce una despolarización que alcanza este umbral, los canales de Na^+ dependientes del voltaje se abren y el flujo entrante de Na^+ llega a superar la capacidad que tiene la fuga de K^+ de mantener un estado de equilibrio. La despolarización posterior de la membrana abre más canales de Na^+ dependientes del voltaje, y esta retroalimentación positiva continúa hasta que se hayan abierto todos los canales de Na^+ dependientes del voltaje, produciéndose una

despolarización rápida todo o nada característica de un potencial de acción. Esos «canales rápidos» también se inactivan con rapidez (Figura 1) (Mulroney & Myers, 2011, 28).

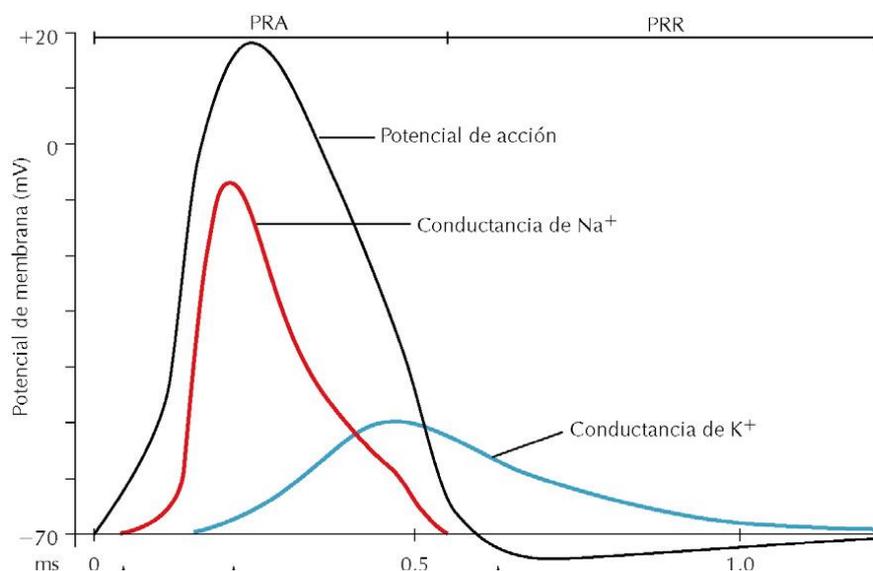


Figura 1: Conductancia de los canales de Na⁺ y K⁺ con respecto al potencial de acción (Mulroney & Myers, 2011).

2.2. Electrocardiografía

El sistema de conducción del corazón consiste en un nodo sinusal (SA) o sinoauricular, los tractos internodales, el nodo atrioventricular (AV) o auriculoventricular, el haz de His, rama izquierda y derecha del haz de His, y la red de Purkinje (Figura 2). La actividad eléctrica rítmica del corazón (impulso cardíaco) se origina en el nodo seno sinusal. Este nodo es conocido como el marcapasos natural del corazón, cuyo tamaño es aproximadamente el de la punta de un lápiz, localizado en la unión de la vena cava superior con el atrio o aurícula derecha. El impulso se propaga a través de los tractos internodales. Como consecuencia, la actividad de marcapasos alcanza el nodo atrioventricular por la conducción célula a célula del atrio y activa el atrio derecho e izquierdo de forma ordenada. El potencial de acción del marcapasos tiene una rápida fase de activación, pero un periodo refractario muy corto, seguido de una ligeramente rápida fase de recuperación y una característica fase de despolarización lenta, llevando a una autoexcitación (Figura

2). Las células del marcapasos del nodo sinoatrial actúan como un oscilador biológico (Webster, Volumen 3, 2006, 37-38).

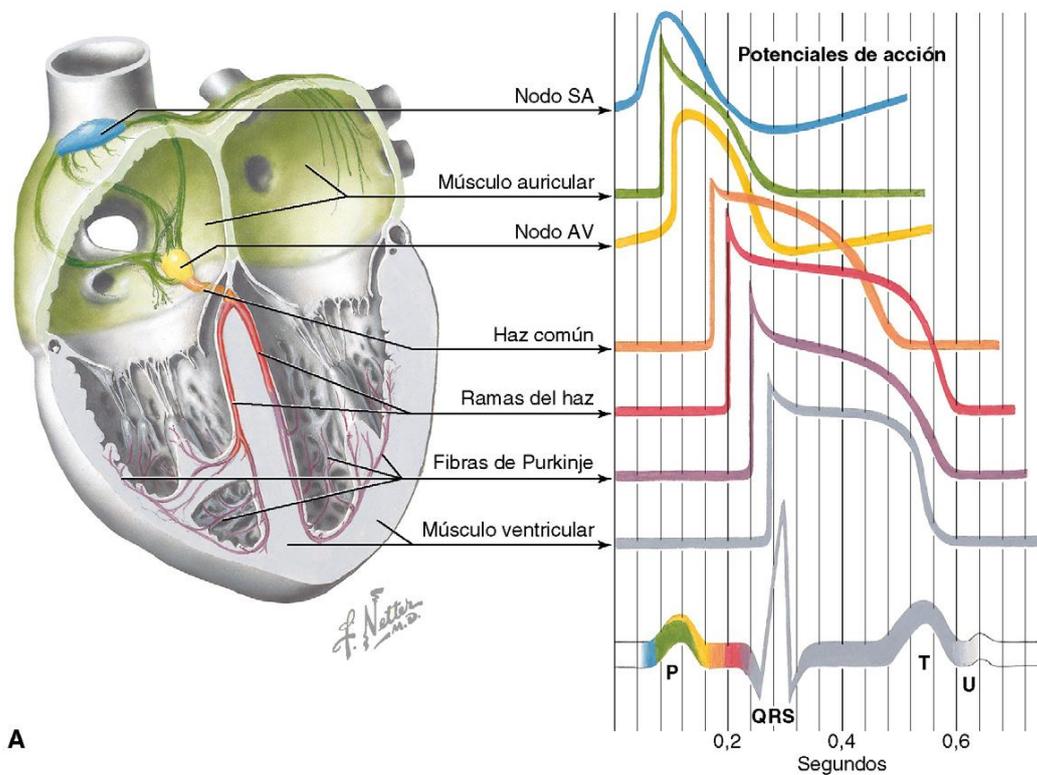


Figura 2: Ondas de los potenciales de acción en diferentes células especializadas en la senda conductiva de un corazón normal (Mulroney & Myers, 2011).

Tras la activación del nodo atrioventricular, la conducción es lenta y, a continuación, la despolarización alcanza el haz de His y llega con rapidez a través de las ramas izquierda y derecha del haz hasta las fibras de Purkinje y el músculo ventricular (Mulroney & Myers, 2011, 98).

El electrocardiograma recoge la señal eléctrica del corazón, que es el electrocardiograma o ECG. Un ECG normal consta de tres partes (Figura 2):

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

En el ECG normal, cada onda P provoca la aparición de un complejo QRS y una onda T. Se considera que el corazón está en ritmo “sinusal” porque el ritmo está

regulado por el nodo sinoatrial. El ritmo normal del corazón es de 60 a 100 latidos por minutos (lpm). Cuando es menor a 60 lpm se conoce como bradicardia, y cuando supera los 100 lpm como taquicardia (Mulroney & Myers, 2011, 102).

2.3. Electrodo

2.3.1. Bioelectrodos

Para poder medir y grabar los potenciales y corrientes en el cuerpo, es necesario proporcionar una interfaz entre el cuerpo y el aparato electrónico de medida. Los electrodos de biopotenciales llevan a cabo esta función. Además de la función de interfaz, los electrodos realizan una función de transducción, debido a que en el cuerpo la corriente es llevada por iones, mientras que en el electrodo esta corriente iónica se convierte en corriente eléctrica (Webster, 2009, 189).

Las propiedades eléctricas de estos electrodos de contacto son de gran importancia en la mayoría de aplicaciones. Idealmente el contacto con el paciente debe darse con un potencial e impedancia cero, pero en la práctica esto es imposible, y se intenta que sea lo menor posible (Webster, Volumen 1, 2006, 121).

El principio de operación de los electrodos puede verse como una interfaz electrodo-electrolito. Esta interfaz tiene un potencial, que se produce cuando un electrodo metálico entra en contacto con un electrolito (del cuerpo del paciente o en un gel de electrodo), y se produce un intercambio ion-electrón como resultado de la reacción electroquímica. En los átomos metálicos M existe una tendencia a perder n electrones, y pasar al electrolito como un metal ionizado, M^{+n} , causando que el electrodo se cargue negativamente con respecto al electrolito (Figura 3). La ecuación (1) es de oxidación.



De forma similar, bajo condiciones de equilibrio, algunos de los iones M^{+n} de la solución toman n electrones del metal y lo depositan en el átomo metálico M del electrodo. El electrodo se carga positivamente con respecto al electrolito. La reacción (2) es de reducción.



De forma general, la reacción química que tiene lugar en la interfaz se puede ver en la reacción (3).



Bajo condiciones de equilibrio, el flujo en el cual el átomo metálico pierde electrones y pasa a la solución está perfectamente balanceado con el flujo en el que los iones metálicos de la solución se depositan en el electrodo como átomos metálicos (Webster, Volumen 1, 2006, 122).

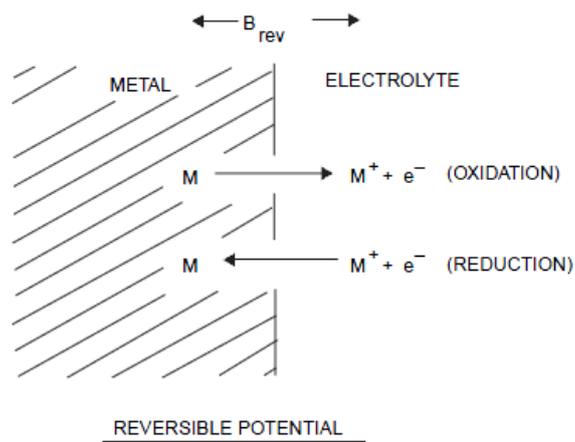


Figura 3: Interfaz electrodo-electrolito y reacciones involucradas generando un potencial de equilibrio (Webster, 2006).

2.3.2. Electrodo polarizables y no polarizables

Hay dos tipos de electrodos posibles según lo que ocurre en el mismo cuando pasa la corriente entre él y el electrolito: los polarizables y los no polarizables. Los electrodos perfectamente polarizables son aquellos en los que no pasa carga en la interfaz electrodo-electrolito cuando se aplica una corriente. Debido a que la corriente que pasa es una corriente de desplazamiento, podemos considerar que el

electrodo se comporta como un condensador. Los electrodos perfectamente no polarizables son aquellos en los que la corriente pasa libremente por la interfaz electrodo-electrolito, por tanto, no se necesita energía para hacer la transmisión.

Todos los electrodos no pertenecen a estos dos tipos, dependiendo del material puede acercarse más a un tipo que a otro (Webster, 2009, 196).

2.3.3. El circuito equivalente de un electrodo de biopotenciales

Para entender mejor el funcionamiento eléctrico de un bioelectrodo, éste puede modelarse con el circuito equivalente de la Figura 4, en el que C_d y R_d representan la impedancia de la interfaz electrodo-electrolito y R_s es la resistencia en serie asociada con la solución del electrolito. Por último, E_{hc} es el potencial de media celda (Webster, 2009, 203).

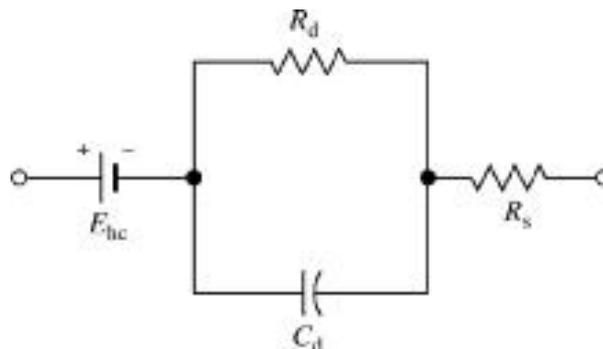


Figura 4: Circuito equivalente de un bioelectrodo (Webster, 2009).

2.4. Filtrado del ECG

La señal del corazón es recogida desde varios puntos del cuerpo humano, formando un triángulo conocido como “Triángulo de Einthoven”. Los electrodos deben colocarse en la superficie de la piel, lo que causa que la señal pueda contener ruido y que no se vea adecuadamente.

Para “limpiar” la señal se necesita el uso de diversos tipos de filtros según el ruido que se muestre en la señal. Los filtros más comúnmente usados son:

- **Filtro paso-baja:** Permite que las señales con frecuencia menor a ω_1 pase por el filtro, eliminando cualquier señal o ruido superior a ω_1 (Figura 5).

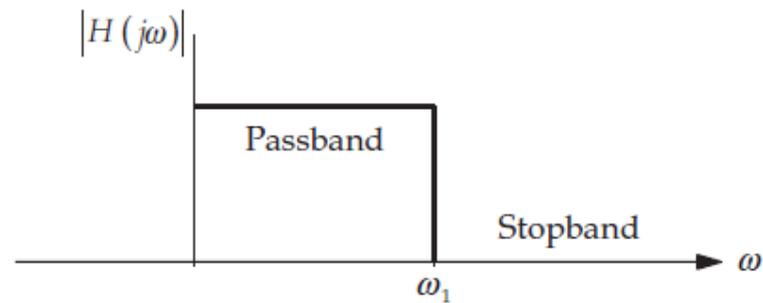


Figura 5: Respuesta filtro paso-baja (Enderle, 2005).

- **Filtro paso-alta:** Permite que las señales con frecuencia mayor a ω_2 pasen por el filtro, eliminando cualquier señal o ruido inferior a ω_2 (Figura 6).

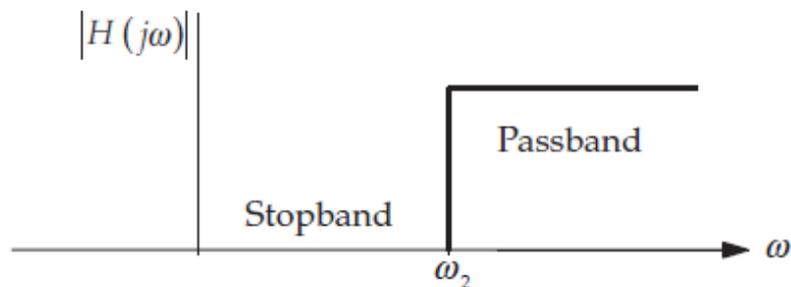


Figura 6: Respuesta filtro paso-alta (Enderle, 2005).

- **Filtro pasa-banda:** Permite que las señales con frecuencia menores a ω_1 y mayores a ω_2 pasen por el filtro, eliminando cualquier señal o ruido que se encuentre fuera de ese intervalo (Figura 7).

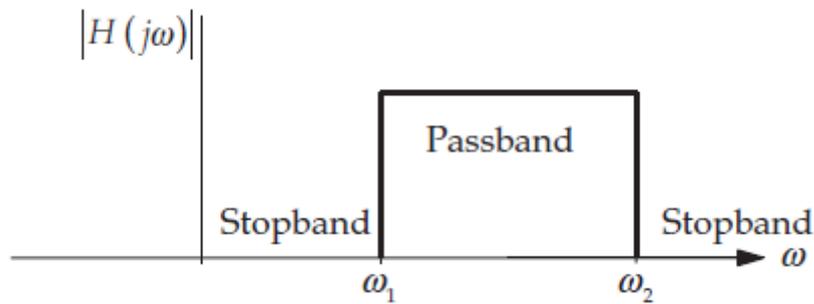


Figura 7: Respuesta filtro paso-banda (Enderle, 2005).

- **Filtro elimina-banda:** Elimina cualquier señal cuya frecuencia sea menor a ω_1 , y mayor a ω_2 , es decir, actúa de forma contraria al pasa-banda (Figura 8). (Enderle, 2005, 141).

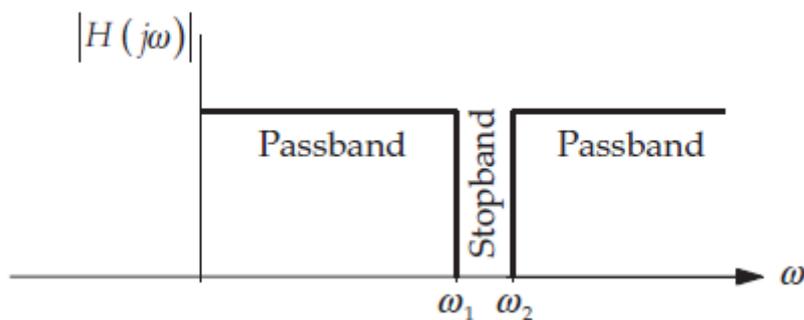


Figura 8: Respuesta filtro elimina-banda (Enderle, 2005).

2.4.1. Filtros FIR

Los filtros FIR o *Finite Impulse Response* (Respuesta Finita al Impulso), son filtros que trabajan por convolución, es decir, que mezclan la señal de entrada con la respuesta al impulso del filtro digital (Smith, 1999, 262). La ventaja de estos filtros es que eliminan el ruido blanco que envuelve la señal, pero a cambio puede reducir la nitidez de la señal (Smith, 1999, 279). En la figura 9 se puede observar la estructura del filtro FIR, y en la Figura 10 un ejemplo de su uso:

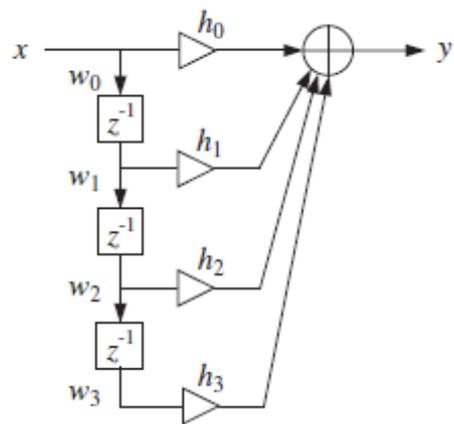


Figura 9: Estructura del filtro FIR (Orfanidis, 2010).

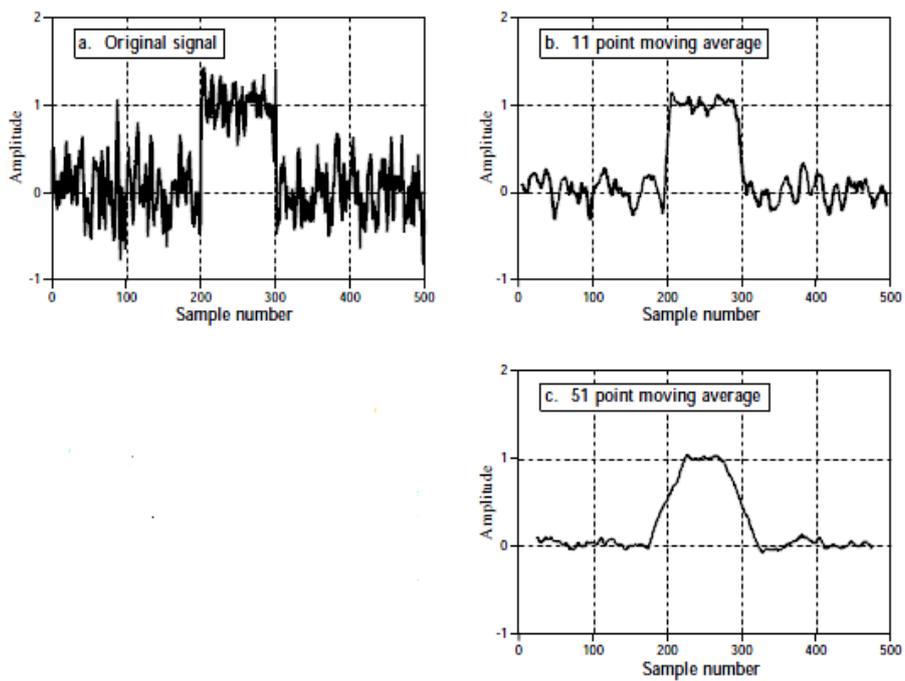


Figura 10: Ejemplo de uso del filtro FIR (Smith, 1999).

2.4.2. Filtro Butterworth.

El filtro Butterworth es un filtro electrónico que se caracteriza por dos parámetros, el orden del filtro y la frecuencia de corte. Es un filtro paso-bajo que produce que la señal hasta la frecuencia de corte indicada sea lo más plana posible, es decir, la salida se mantiene constante hasta la frecuencia de corte (w_c), donde se atenúa. El filtro Butterworth tiene la expresión mostrada en la ecuación 1 (Orfanidis, 2010, 594):

$$|H(w)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{w}{w_c}\right)^{2N}} \quad (1)$$

En el caso del ECG, la frecuencia de corte (f_c) suele estar dada por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{f_{ruido}}{f_{Nyquist}} = \frac{f_{ruido}}{500} \quad (2)$$

Capítulo 3. Metodología y Fases de Trabajo

3.1. Metodología

El proyecto se desarrollará mediante la aplicación de una metodología ágil, es decir, mediante iteraciones o fases en las que se desarrollará un objetivo en concreto, en los que pueden variar tanto los requisitos como las soluciones con el avance del tiempo.

3.2. Fases

Pese a emplearse una metodología en cada iteración, se intenta crear un prototipo similar a uno comercial, además de desarrollar en paralelo la programación necesaria para capturar la señal del corazón en una placa comercial, el proyecto consta de fases en las que se ha trabajado más en profundidad algún aspecto concreto del mismo:

- Educción de requisitos.
- Diseño y fabricación del módulo de captura analógico.
- Diseño y programación del módulo de almacenamiento de la información.
- Diseño y programación del módulo de visualización y postprocesamiento.

Quitando la primera fase, las tres siguientes permiten cerrarse verificando un prototipo cuya funcionalidad es cada vez más completa. Así, el primer prototipo es similar a una placa comercial. Dicho prototipo es básicamente una placa de circuito impreso que alberga la electrónica que, construida en torno al AD8232, permite

capturar y preamplificar la señal del ECG. En la tercera fase, ya con la placa comercial, se usará un segundo módulo que permite digitalizar la señal y almacenarla en un fichero de texto. Este segundo módulo es un entorno Arduino, por lo que nuestro trabajo será de programación. Finalmente, la cuarta fase se desarrolla sobre un ordenador personal y, haciendo uso de Processing y Matlab, permite leer los datos grabados en el fichero de texto por el Arduino, visualizarlos en pantalla y post-procesarlos para mejorar la detección de los complejos presentes en el ECG. A continuación, se describen estas etapas, que se analizan con más detalle en el Capítulo 4.

3.2.1. Educción de requisitos

El primer paso para el diseño de un electrocardiógrafo fue revisar las características de las señales del corazón a través de libros y artículos; también se consultaron los *datasheets* de diferentes circuitos integrados para compararlos con los datos de los libros y artículos. El objetivo era capturar las especificaciones que debía cumplir nuestro diseño.

3.2.2. Diseño y fabricación del hardware

Para diseñar el electrocardiógrafo portátil, según los requisitos expuestos en el apartado anterior, se seleccionó el circuito integrado AD8232 de Analog, ya que cumple todos los requisitos para satisfacer la función que se persigue en este proyecto: detectar la señal electrocardiográfica.

El circuito integrado AD8232 no es el único componente seleccionado, también se ha usado Arduino como plataforma de desarrollo.

El primer paso en la fabricación del dispositivo fue el diseño de un diagrama esquemático con Eagle Versión 8.0.1 para Windows, luego se diseñó la placa de circuito impreso (PCB) con la misma herramienta. El diseño de la placa se envió a

Oshpark¹ para que realizaran el montaje de la placa, y ya en laboratorio, se procedió a soldar los componentes de la placa. En paralelo, y dada la dificultad en el soldado del AD8232 –un encapsulado *leadless* que precisa pistola de calor-, se buscó en el mercado un *break-out* con funcionalidad similar. Afortunadamente, *Sparkfun* tiene una placa con estas características y diseñada en torno a este mismo integrado.

Por último, se diseñó una envolvente plástica en el software SolidWorks para contener todo el sistema y protegerlo.

3.2.3. Diseño e implementación del software

Fabricar una placa de circuito impreso para recoger el ECG no es útil si no se desarrolla el software necesario para poder leer y mostrar la señal recogida.

En primer lugar, se implementó un código en Arduino muy breve para recoger la señal procedente de la placa comercial. Para mostrarla eficientemente, se programó en el software libre Processing, para que mostrara una ventana con la señal recogida a tiempo real.

Debido a que la señal es prácticamente ininteligible a causa de todo el ruido que contiene, se procedió a usar una serie de filtros en Matlab para limpiar la señal y que se pueda leer correctamente.

3.2.4. Pruebas

Tras diseñar el hardware y software se procedió a probar la placa comercial ya mencionada de *Sparkfun*² que también contiene el AD8232. Esto permite evaluar el funcionamiento de la placa cuyo componente principal es el mismo que la placa diseñada. También se verificó el correcto funcionamiento del sistema usando como entrada la señal ECG obtenida desde un simulador en el que podemos seleccionar la frecuencia. Este simulador ha sido desarrollado como TFG por un compañero de titulación.

¹ <https://oshpark.com/>

² <https://www.sparkfun.com/products/12650>

Por último, se comparó el ECG producido de una persona sana con el de una persona con hipertrofia ventricular derecha, para así validar que la placa es funcional y que permite visualizar adecuadamente el estado del corazón.

Capítulo 4. Desarrollo del Proyecto

4.1. Educción de requisitos

La adquisición de la señal ECG es fundamental para diagnosticar anomalías cardíacas, incluyendo infarto de miocardio o estenosis en alguna de las venas o arterias del corazón. La señal eléctrica del corazón tiene unas características muy concretas y debe diseñarse una instrumentación para detectar la señal que contemple todas las peculiaridades del ECG.

La primera es que la frecuencia del ECG está entre 0.05 y 150 Hz. Como la señal es muy débil (aproximadamente de 1 mV), ésta debe amplificarse. Además, la instrumentación debe tener una alta capacidad de rechazo al modo común (CMRR), normalmente del rango de 80 a 120 dB. Para evitar que pequeñas señales del ECG se carguen sobre la piel, el ECG debe tener como mínimo 10 M Ω de impedancia de entrada (Webster, Volumen 3, 2006, 40-41).

En la siguiente lista voy a proceder a exponer los requisitos necesarios para el desarrollo del electrocardiógrafo. La lista se dividirá en dos partes, requisitos funcionales, que recogerá las funcionalidades del sistema, y no funcionales, que almacenará los detalles del desarrollo.

REQUISITOS FUNCIONALES

- El sistema medirá ECG.
- El ECG captado por el sistema se visualizará en un ordenador.

REQUISITOS NO FUNCIONALES

- El sistema tendrá un Rechazo al Modo Común (CMRR) mayor o igual a 83 dB.
- El sistema usará 16 bits de precisión en la señal del ECG.
- El sistema tendrá un rango dinámico de frecuencia de 0 a 200Hz.
- El sistema tendrá un ruido de 30 μ V como máximo.
- El sistema tendrá un rango de voltaje diferencial de entrada de ± 300 mV.
- El sistema tendrá una impedancia de entrada mínima de 10 M Ω .
- El sistema se alimentará en un rango de 0 a 5V.
- El sistema permitirá una corriente de fuga de 0.1 μ A como máximo.
- El sistema tendrá componentes analógicos.
- El esquemático de componentes analógicos se diseñará con el software Eagle Versión 8.0.1.
- El diseño analógico del sistema se imprimirá en una placa de circuito impreso PCB.
- La placa PCB se diseñará mediante el software Eagle Versión 8.0.1.
- El sistema tendrá una parte digital programada en un microcontrolador.
- El microcontrolador que usará el sistema será Arduino.
- El código tendrá como máximo 200 líneas.
- El sistema tendrá una envolvente plástica.
- La envolvente se diseñará con el software SolidWorks.
- La envolvente se imprimirá con una impresora 3D.
- El sistema se conectará a un ordenador mediante un puerto USB.
- El sistema se alimentará internamente.
- El sistema tendrá un precio económico, menor de 100 EUR.

4.2. Diseño y fabricación del módulo analógico

Para satisfacer los requisitos seleccionados en el apartado anterior, se ha seleccionado el circuito integrado AD8232 de Analog³ como pieza principal del hardware. Existen otras opciones, pero ésta es la más barata entre ellas, como se puede ver en la Tabla 1. Para poder disponer de un sistema comercial que permitiera comparar la validez de nuestro diseño (y poder también abordar las etapas posteriores del diseño mientras se fabricaba nuestra placa), se decidió comprar en *Sparkfun* una placa de captura de ECG que se basaba también en el circuito integrado AD8232. Como se ha comentado, esto permite poder empezar a realizar la caracterización y pruebas lo antes posible, paralelamente, se desarrolló el diagrama esquemático y diseño de la PCB del AD8232 para enviarlo a Oshpark, ya que su fabricación ocupaba gran parte del tiempo.

Tabla 1: Comparación de precios de *front-ends* para ECG.

Modelo	Precio (€)
AD8232	3,23
ADAS1000-(1-4)	10,83-18,24
ADS1291	9,30
ADS1294	21,68
ADS1298	36,69

El circuito integrado AD8232 está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeños biopotenciales en presencia de ruido. Este diseño permite a un microcontrolador adquirir la señal de salida con facilidad.

Para poder realizar correctamente su función, el AD8232 consta principalmente de un amplificador de instrumentación (IA), un amplificador operacional (A1), un amplificador de la señal de la pierna derecha (A2), y un buffer de referencia (A3). Todos estos elementos se pueden ver en la Figura 11.

³ <http://www.analog.com/en/index.html>

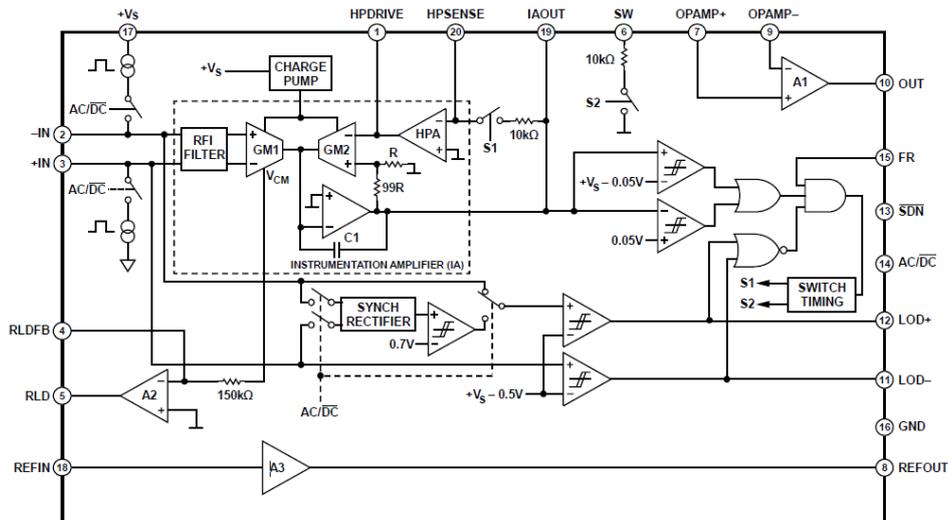


Figura 11: Arquitectura del circuito integrado AD8232 (Analog, 2012).

El amplificador de instrumentación está formado por dos amplificadores de transconductancia unidos (GM1 y GM2), el amplificador bloqueador de voltaje (HPA), y un integrador formado por C1 y un amplificador operacional. GM1 genera una corriente proporcional al voltaje que llega a la entrada. Cuando la retroalimentación se realiza, se produce un voltaje similar en las entradas del GM2, acompañando la corriente generada por GM1. La diferencia de corriente genera un error que es integrado por el condensador C1, la tensión resultante aparece en la salida del amplificador de instrumentación.

Para aumentar el rango del voltaje en modo común del amplificador de instrumentación, una bomba de carga aumenta la tensión de alimentación para GM1 y GM2. Esto prevendrá la saturación de los amplificadores en presencia de una gran señal de modo común, así como líneas de interferencia. La bomba de carga funciona con un oscilador interno, cuya frecuencia es de aproximadamente 500 kHz.

El amplificador operacional (A1) es un dispositivo carril a carril, que puede ser usado como un filtro paso bajo y para añadir una ganancia adicional.

El amplificador conducido a la pierna derecha invierte la señal del modo común que se encuentra en la entrada del amplificador de instrumentación. Cuando la corriente de salida del circuito de la pierna derecha es introducida en el usuario, contrarresta variaciones en el voltaje del modo común, mejorando así el rechazo al modo común del sistema.

Como el AD8232 tiene una alimentación única, incluye un buffer de referencia que crea una tierra virtual entre el voltaje de alimentación y la tierra del sistema. La señal presente a la salida del amplificador de instrumentación está referenciada en esta tensión (Analog, 2012).

4.2.1. Especificaciones técnicas

En la Tabla 2 se pueden observar las especificaciones técnicas destacables del AD8232 de Analog.

Tabla 2: Especificaciones del AD8232 (*Sparkfun*)

Característica	Valor
Rechazo al Modo Común CMRR	86 dB
Precisión	16 bits
Rango dinámico de frecuencia	0-200 Hz
Ruido	14 μ V
Rango de voltaje diferencial de entrada	\pm 300 mV
Impedancia de entrada	10 M Ω
Alimentación	3.3 V
Corriente de fuga	100 pA

Se puede observar como el dispositivo cubre muchos de los requisitos exigibles al electrocardiógrafo desarrollado en este proyecto (Apartado 4.1).

4.2.2. Diagrama eléctrico

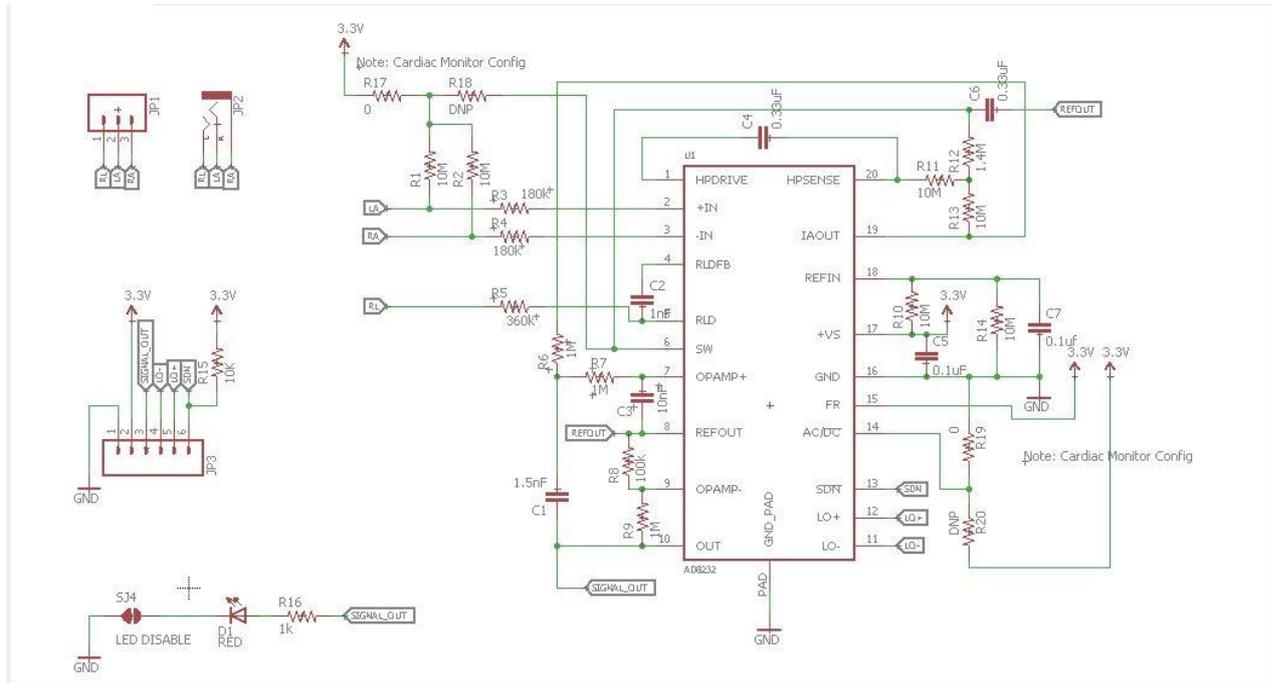


Figura 12: Diagrama esquemático del AD8232.

La Figura 12 muestra el diagrama esquemático que contiene el circuito integrado AD8232. Este diseño incluye dos tiras de pines, JP1 y JP3, donde JP1 consta de tres pines que se conectan a los electrodos para recibir la señal electrocardiográfica, donde RL es pierna derecha, RA, el brazo derecho y LA, el brazo izquierdo. Por otro lado, JP3 está formado por seis pines: tierra (GND), tensión (3.3V), la señal de salida de la placa (signal_out), LO- y LO+ que llevan a otro pin la señal de salida y SDN que controla el modo de apagado de baja potencia (*standby*).

JP2 es un puerto Jack de 3.5mm que funciona de forma alternativa a JP1.

El AD8232 es un circuito integrado que contiene 20 pines y un PAD de tierra que recibe, filtra y amplifica la señal cardíaca.

El esquemático también incluye un LED rojo para indicar cuando está funcionando la placa.

4.2.3. Diseño de la placa de circuito impreso

El diagrama esquemático y el circuito impreso se diseñaron con la herramienta Eagle Versión 8.0.1, construyéndose una tarjeta con dos capas con el objetivo de simplificar el diseño. Su tamaño final es de 5.3x4.8cm. El diseño fue enviado a Oshpark para que produjeran la placa y la tarjeta se ensambló mediante soldadura de perfusión.

La placa diseñada en Eagle se muestra en la figuras 13 (top) y 14 (bottom).

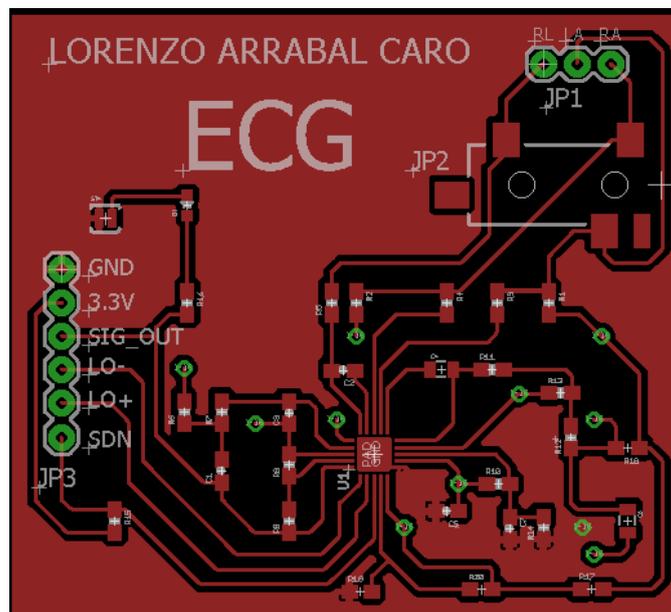


Figura 13: Cara top de la PCB diseñada.

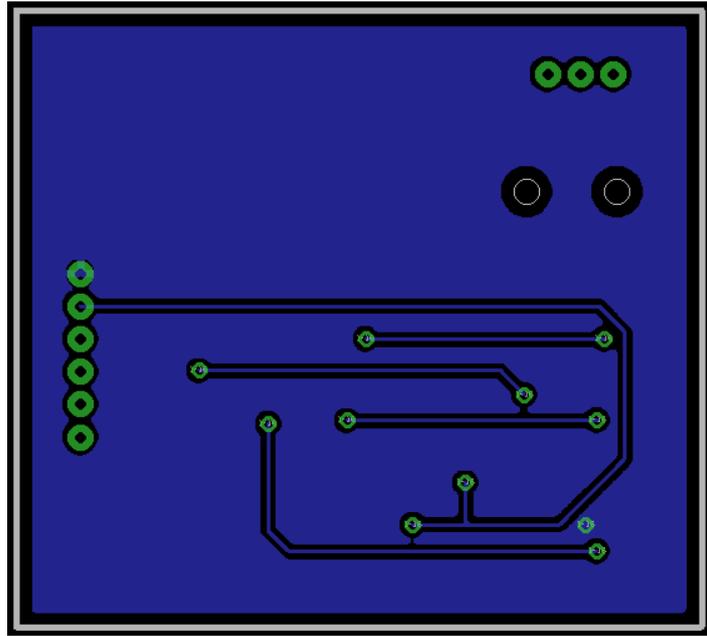


Figura 14: Cara *bottom* de la PCB diseñada

Como se puede ver, se ha intentado que el diseño sea lo más óptimo posible, poniendo el menor número de vías posibles. También se ha ido reduciendo, en las distintas versiones, el tamaño de la placa. Esta PCB cumple todas las reglas de diseño.

4.2.4. Soldadura

Tras recibir el diseño de la placa fabricada por Oshpark (ver Figuras 15 y 16), el siguiente paso ha sido encargar los componentes necesarios a la empresa distribuidora de componentes electrónicos Mouser Electronics⁴

⁴ <http://www.mouser.es/>

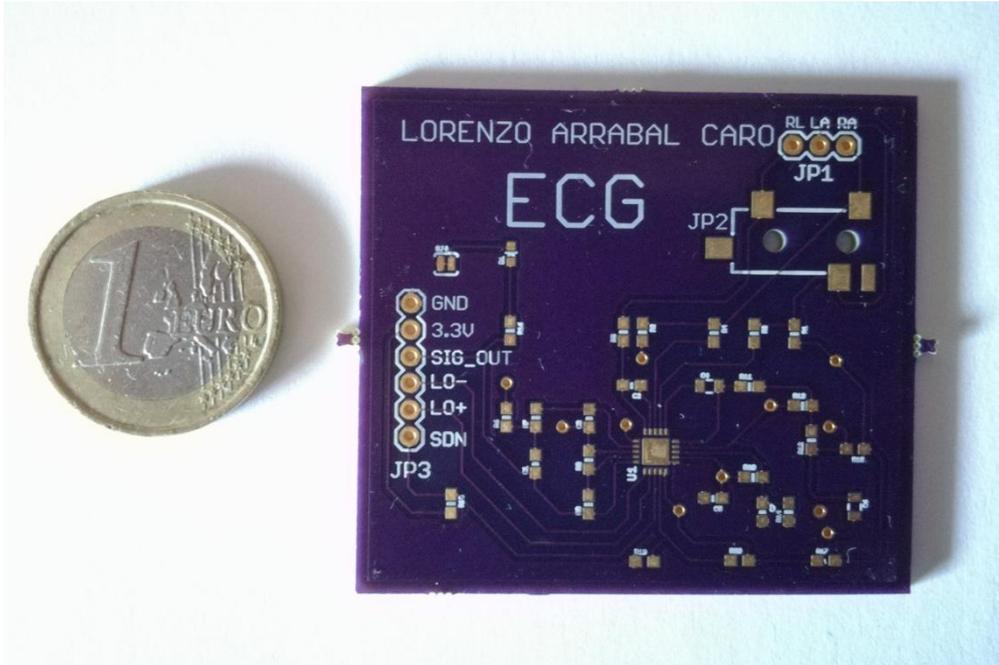


Figura 15: Cara *top* de la PCB fabricada comparada con el tamaño de una moneda de 1 euro.

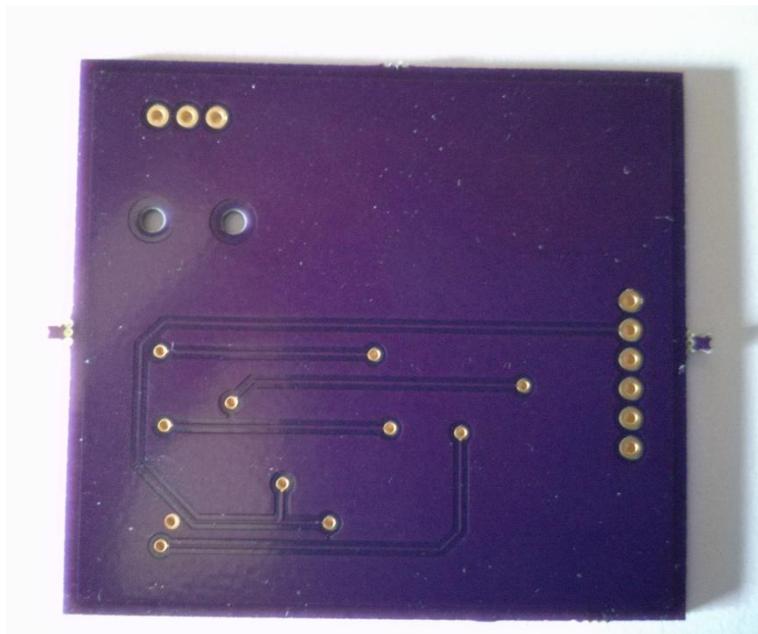


Figura 16: Cara *bottom* de la PCB fabricada.

Los componentes finales se encuentran en la Tabla 3:

Tabla 3: Lista de componentes

Componente	Valor
AD8232	-
R1	10MΩ
R2	10MΩ
R3	180kΩ
R4	180kΩ
R5	360kΩ
R6	1MΩ
R7	1MΩ
R8	100kΩ
R9	1MΩ
R10	10MΩ
R11	10MΩ
R12	1,4MΩ
R13	10MΩ
R14	10MΩ
R15	10kΩ
R16	1kΩ
R17	0Ω
R18	DNP
R19	0Ω
R20	DNP
C1	1,5nF
C2	1nF
C3	10nF
C4	0,33uF
C5	0,1uF
C6	0,33uF
C7	0,1uF
D1	Led Rojo
MINI JACK 3,5mm	-

Una vez recibidos, se ha procedido a soldar cada componente con estaño cuya fórmula es, $\text{Sn}_{62}\text{Pb}_{36}\text{Ag}_2$, salvo el AD8232, que se ha soldado con una pistola de calor, cuyo resultado se muestra en la Figura 17:



Figura 17: PCB soldada.

La placa con la que se va a realizar las pruebas de verificación va a ser la *Sparkfun Single Lead Heart Rate Monitor* de *Sparkfun*, que también contiene el AD8232 como elemento principal, cuyo aspecto se muestra en las Figuras 18 y 19.

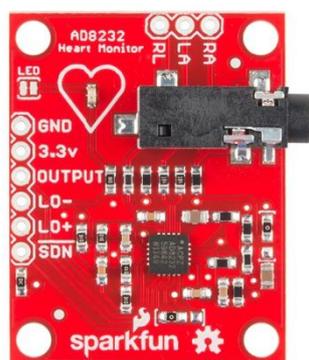


Figura 18: Cara top del break-out del AD8232 de *Sparkfun*.

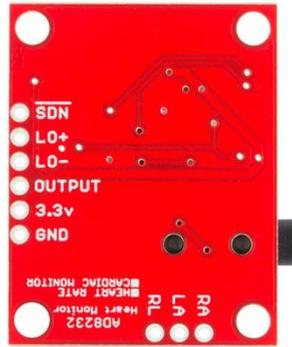


Figura 19: Cara *bottom* del *break-out* del AD8232 de *Sparkfun*.

4.3. Diseño e implementación del software

Tras terminar el montaje de la placa de circuito impreso, el siguiente paso es el diseño del software. Como se ha comentado en el apartado 3.2 se pueden distinguir dos fases, una centrada en la lectura de la señal recogida usando la placa Arduino UNO. La segunda persigue la visualización y post-procesado de dicha señal, y se lleva a cabo en el ordenador de sobremesa.

4.3.1. Arduino UNO

Para leer la señal recogida, se ha usado el entorno Arduino UNO, que presenta un precio reducido y puede conectarse con facilidad a la placa de *Sparkfun* mediante un conjunto de pines, como se puede ver en la Figura 20.

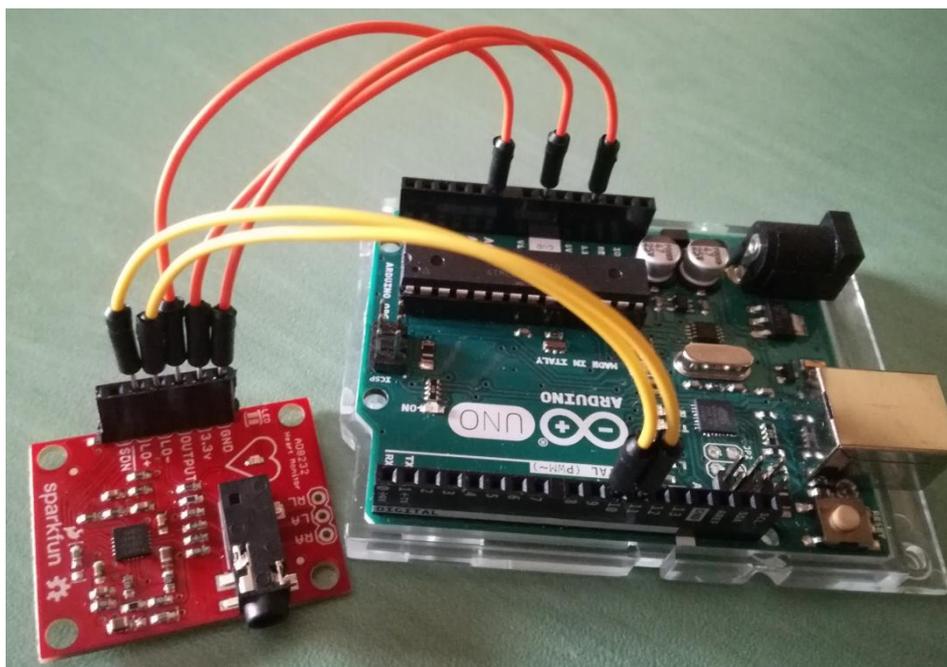


Figura 20: Placa de *Sparkfun* conectada a Arduino.

El sistema se conecta al cuerpo mediante tres electrodos que se introducen en el puerto Jack, Figura 21:

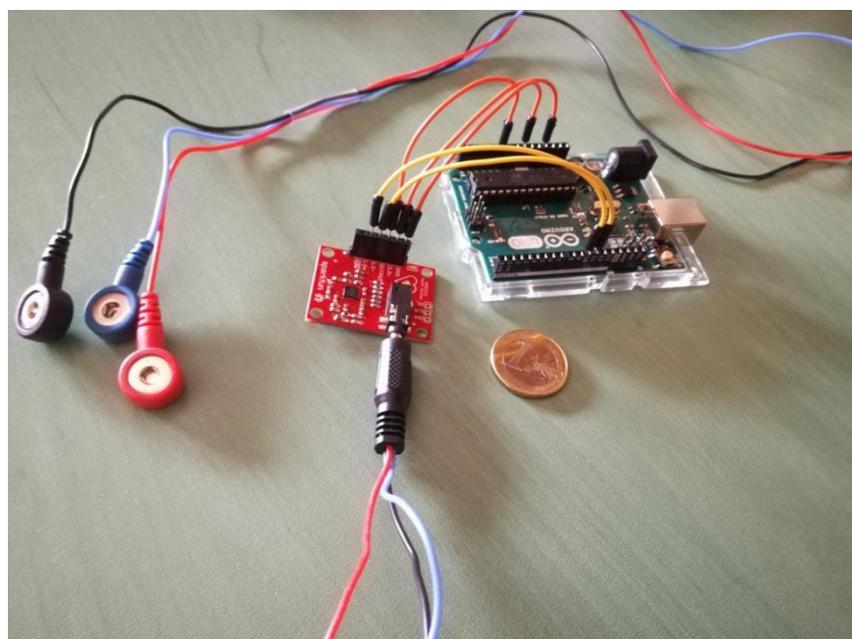


Figura 21: Electrodo conectado al sistema, comparando el tamaño con una moneda de 1 euro.

El módulo escogido para captar la señal ha sido Arduino debido a que es más económico y tiene menos consumo que otros módulos comerciales (ver Tabla 4).

Tabla 4: Comparación de microcontroladores.

Modelo	Arduino Uno	Raspberry Pi	BeagleBone
Precio	29.95\$	35\$	89\$
Consumo (W)	0.3	3.5	0.85

El código implementado es muy simple, ya que Arduino solamente recogerá la señal procedente del pin *output* de la placa. El código implementado está recogido en el Anexo I.

4.3.2. Processing

El software libre Processing se ha usado para visualizar a tiempo real la señal recogida por Arduino, como se puede ver en la Figura 22.



Figura 22: Señal recogida por la placa de *Sparkfun* en Processing.

La señal visualizada es muy ruidosa. De hecho ni siquiera puede diferenciarse adecuadamente el complejo QRS. Por ello, es necesario realizar un procesamiento de la señal para filtrarla y así poder visualizarla con más claridad.

Para poder procesar la señal, se ha implementado también en Processing un programa para guardar los datos recogidos en un fichero .txt y cargarlo en Matlab. Ambos programas están recogidos en los Anexos II y III.

4.3.3. Matlab

Tras cargar el fichero .txt o .dat generado en Processing, se ha procedido a implementar un filtro digital FIR elimina-banda de orden 28 para que elimine las frecuencias en las que se encuentra el ruido, es decir, entre 0.35 y 0.7 Hz. Para obtener el espectro de frecuencia se ha usado la transformada rápida de Fourier. Una vez filtrada la señal, el siguiente paso fue rectificarla. Para ello, se ha colocado un umbral aproximadamente en la mitad de la amplitud del ECG, 20 mV.

El último paso ha sido la implementación de un filtro butterworth de orden 5 y con frecuencia de corte de 0.1, ya que el factor de normalización usado será 500 Hz (normalización de Nyquist) y la frecuencia del ruido está entre 50 y 60 Hz.

En el Diagrama de Flujo 1 se puede ver los diferentes pasos de filtrado:



Diagrama de Flujo 1: Fases de procesamiento en Matlab

El filtro FIR, como se explica en el punto 2.4.1. se usa para eliminar todo el ruido blanco que hay en la señal, ver Figura 23, original, y 24, filtrada.

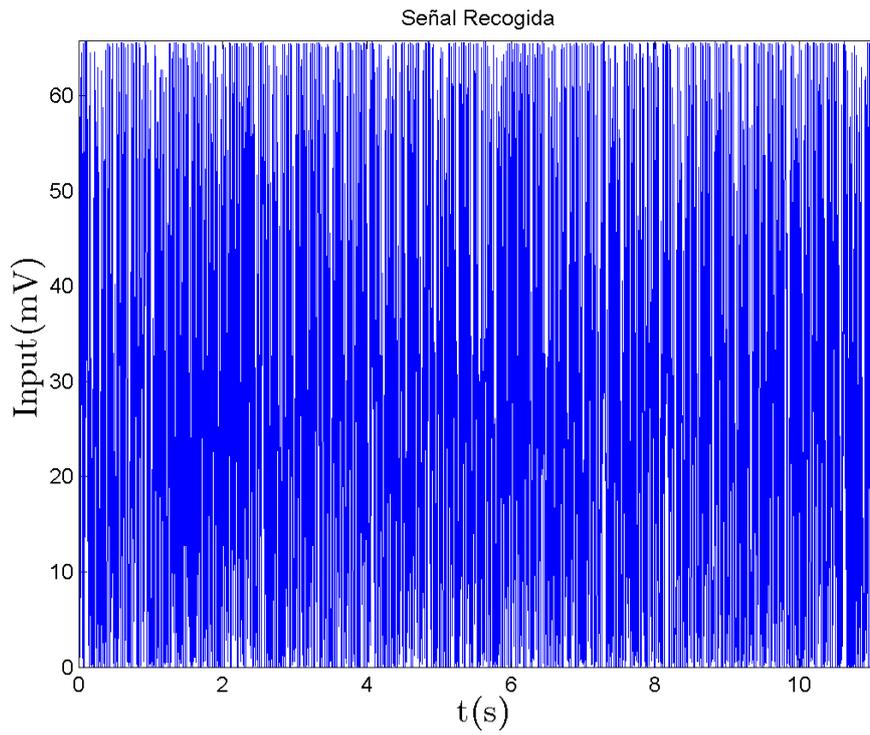


Figura 23: Señal recogida en Matlab.

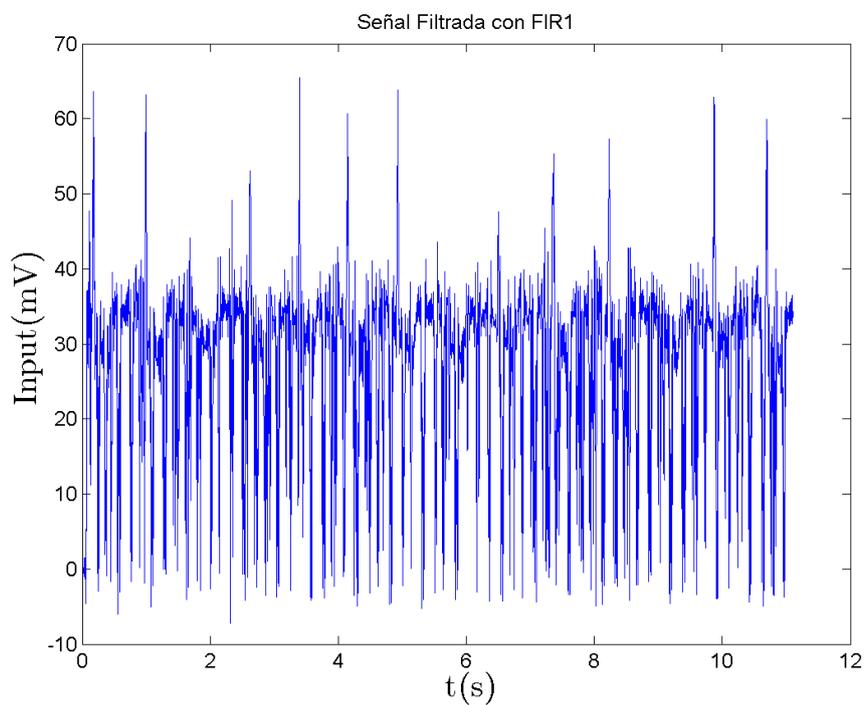


Figura 24: Señal filtrada con el filtro FIR.

Rectificando la señal, se obtiene la Figura 25:

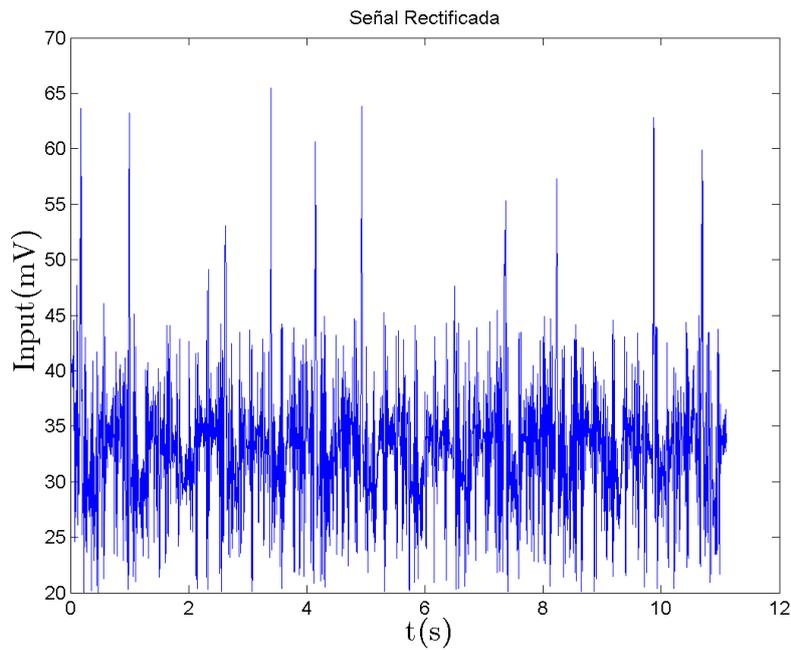


Figura 25: Señal rectificada.

Por último, se usa el filtro Butterworth para eliminar el ruido hasta una frecuencia de corte, como se explica en la ecuación 2 del apartado 2.4.2.

Usando el filtro en la señal rectificada se obtiene el siguiente resultado, Figura 26:

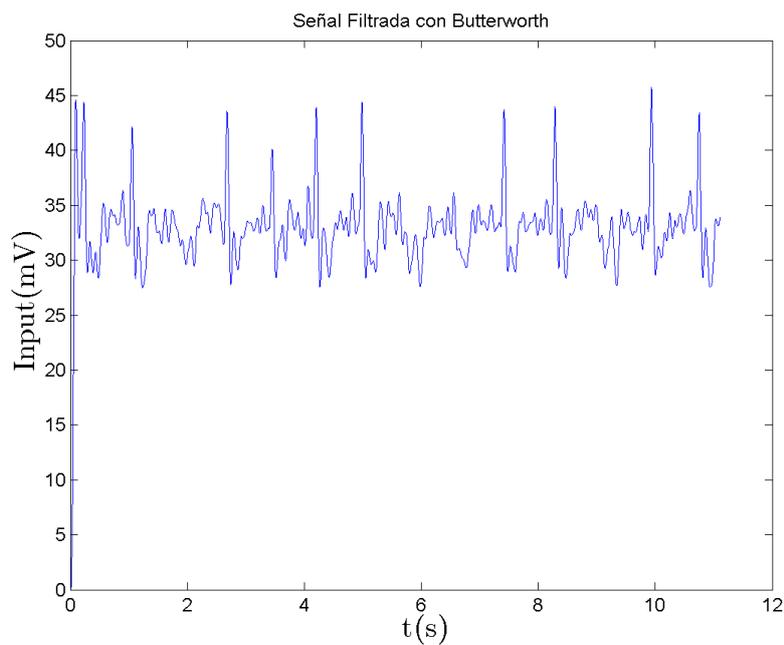


Figura 26: Señal filtrada con Butterworth.

En el apartado 5.3. se explicará con más detalle cada uno de estos pasos.

4.4. Diseño de la envolvente

El último paso en el proceso de montaje ha sido el diseño de la envolvente. Para ello se ha usado el programa SolidWorks. Posteriormente se imprimirá en 3D usando una impresora Ultimaker y plástico PLA.

La envolvente diseñada se muestra en las Figuras 27 y 28.

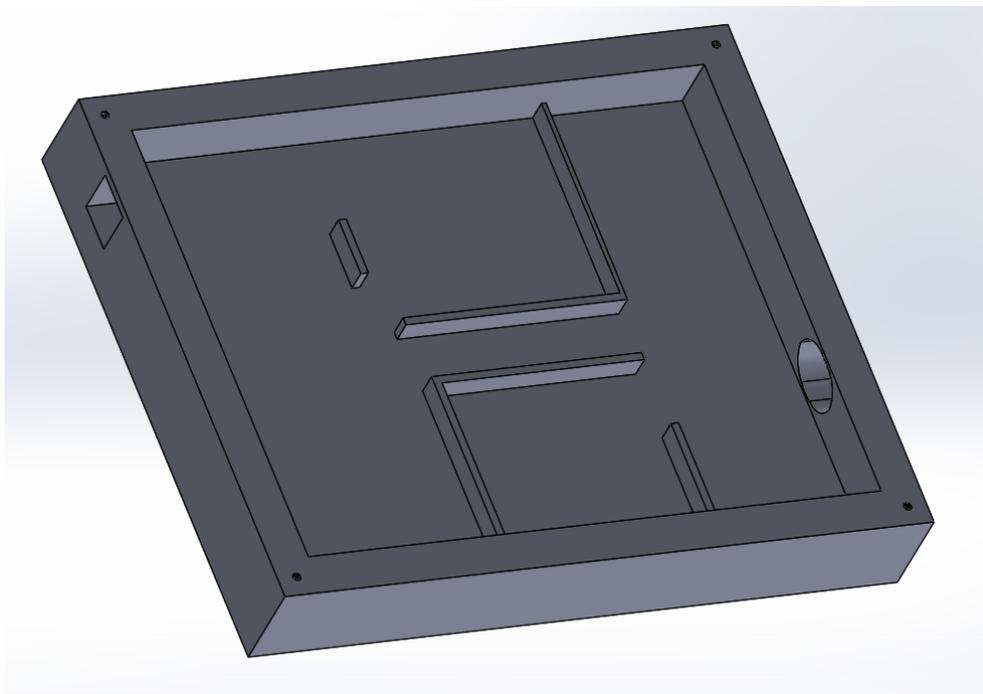


Figura 27: Envolvente del electrocardiógrafo.



Figura 28: Tapa de la envolvente.

La envolvente se ha diseñado para que dentro de ella entre la placa de Arduino Uno y la PCB fabricada mediante presión, ya que tiene el espacio justo para que quede encajada. Los huecos en el espacio pertenecen a la salida del cable USB para conectar Arduino UNO al PC y los electrodos a la placa. La tapa y la envolvente se unirán mediante cuatro tornillos avellanados de 5 mm de profundidad.

Capítulo 5. Verificación de la placa de *Sparkfun*

En este capítulo se divide en 4 apartados:

- Comprobación de los requisitos.
- Pruebas con un simulador de ECG y con Arduino UNO.
- Pruebas de filtrado con Matlab.
- Validación con usuarios reales.

5.1. Comprobación de los requisitos

En este apartado se van a enumerar los requisitos educidos en el apartado 4.1. junto a un ✓ para los que se han cumplido y un ✗ para los que no, y la justificación si procede, Tabla 5:

Tabla 5: Comprobación de requisitos.

Requisito	Cumple	Justificación
El sistema mide el ECG	✓	-
El ECG se visualiza en el ordenador	✓	-
CMRR > 83 dB	✓	Ver Tabla 2.
16 bits de precisión	✓	Ver Tabla 2.
Frecuencia de 0 a 200 Hz	✓	Ver Tabla 2.
Ruido < 30 μ V	✓	Ver Tabla 2.
Voltaje de entrada de ± 300 mV	✓	Ver Tabla 2.
Impedancia de entrada > 10 M Ω	✓	Ver Tabla 2.

Alimentación de 0 a 5 V	✓	Ver Tabla 2.
Corriente de fuga < 0.1 μ A.	✓	Ver Tabla 2.
Tendrá componentes analógicos	✓	-
El esquemático se diseñará con Eagle 8.0.1	✓	-
El diseño se imprimirá en una PCB	✓	-
La PCB se diseñará con Eagle 8.0.1	✓	-
Tendrá parte digital con un microcontrolador	✓	-
El microcontrolador será Arduino	✓	-
El código entrará < de 200 líneas	✓	Ver anexos I, II, III y IV.
Tendrá envoltorio plástico	✓	-
La envoltorio se diseñará con SolidWorks	✓	-
La envoltorio se imprimirá con una impresora 3D	✓	-
Conexión al PC mediante un puerto USB	✓	-
Se alimentará internamente	✓	-
Precio < 100 €	✓	Ver anexo V.

5.2. Pruebas con un simulador de ECG y Arduino UNO

La prueba se realiza mediante la conexión de tres electrodos al cuerpo, conectados a la PCB, que a su vez enviará una señal a Arduino para que la muestre por pantalla. Hay tres electrodos, uno azul (LA), uno negro (RA) y otro rojo (RL) que tienen dos disposiciones según la Figura 29:

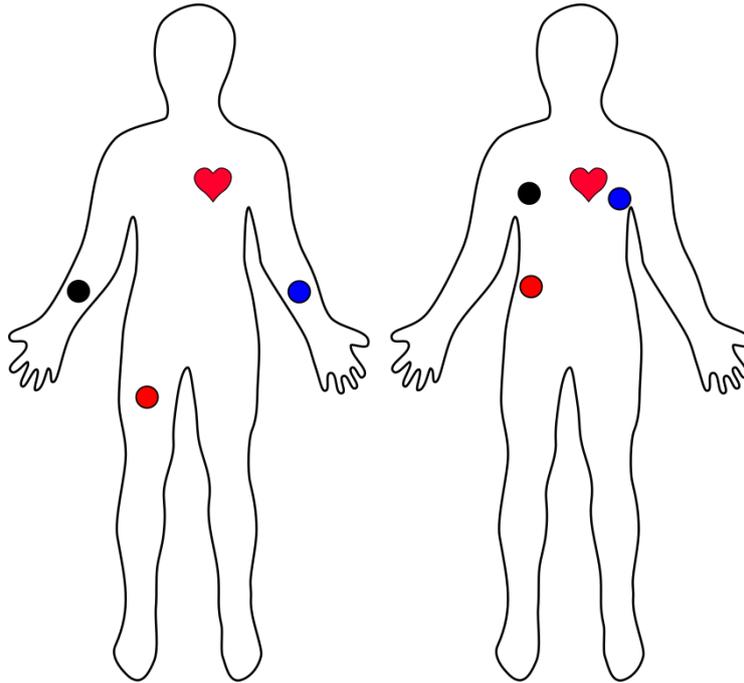


Figura 29: Disposición de los electrodos en el cuerpo (*Sparkfun*).

Como se explica en los objetivos, también se ha comprado en *Sparkfun Electronics*⁵ una placa ya montada, para poder realizar todas las pruebas con ella y no tener que esperar a cerrar el montaje final de la placa diseñada.

Antes de probar la placa sobre sujetos, se usará un simulador de ECG diseñado por el compañero Sandro Hurtado Requena, en su Trabajo de Fin de Grado, cuyo título es “Diseño y Montaje de un Simulador de ECG”.

La prueba se hizo simulando a un paciente con el pulso normal, 80 pulsaciones por minuto (ppm) (Figura 30), con bradicardia, 50 ppm (Figura 31) y taquicardia, 114 ppm (Figura 32).

⁵ <https://www.sparkfun.com/>

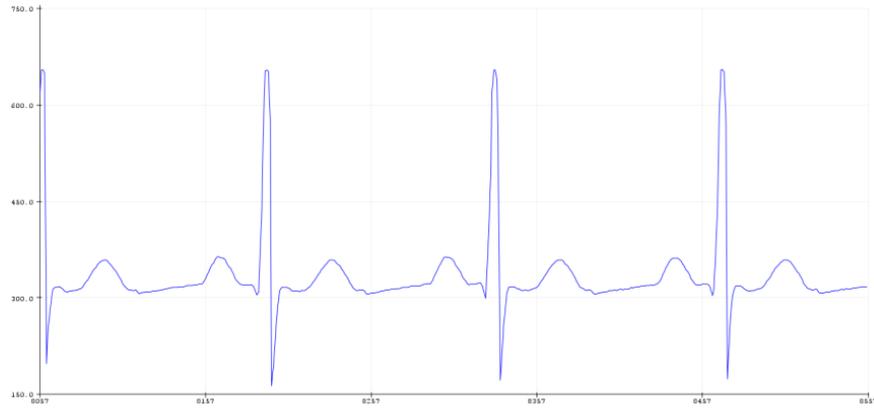


Figura 30: Simulación de un paciente con 80 ppm.

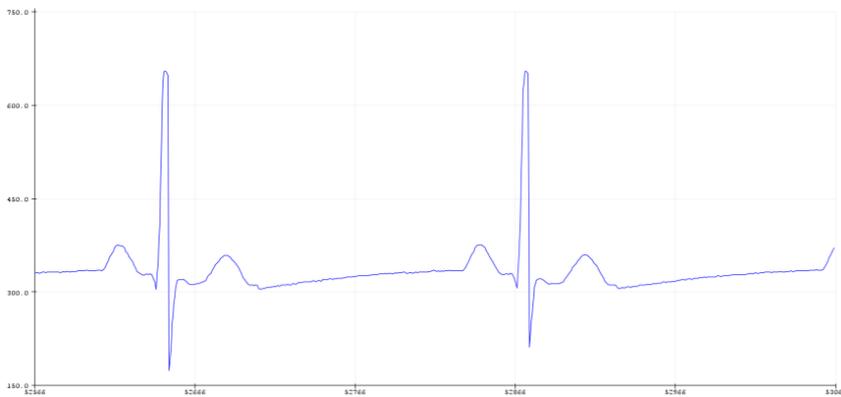


Figura 31: Simulación de un paciente con 50 ppm.

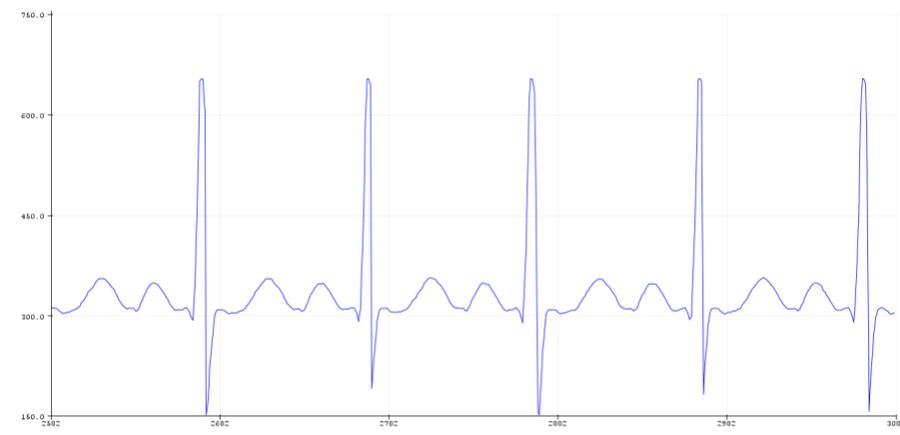


Figura 32: Simulación de un paciente con 114 ppm.

Para probarlo en una persona, se ha conectado el sistema con tres electrodos a un usuario para medir su ECG, ver Figura 33.

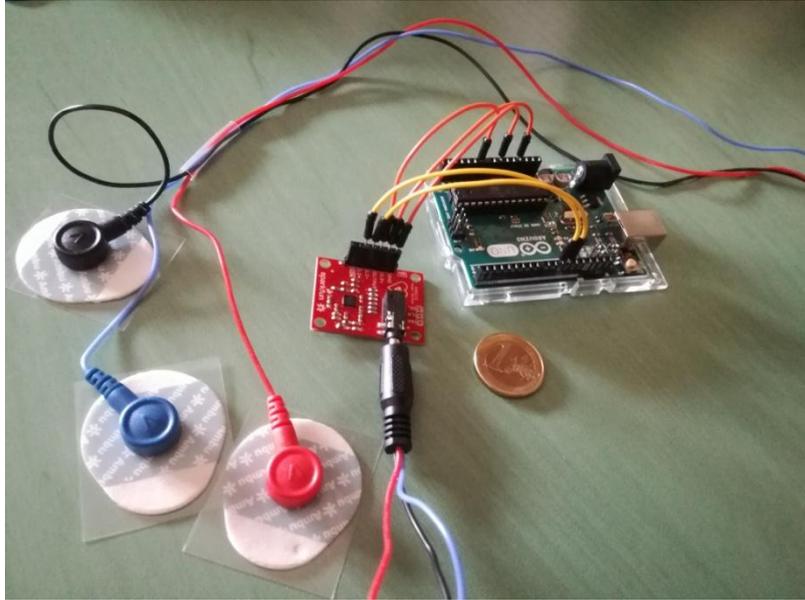


Figura 33: Electrodo conectado al sistema comparando su tamaño con una moneda de 1 euro.

La señal es captada por el sistema gracias al microcontrolador Arduino UNO, ver el código en el Anexo I, y luego el software Processing recoge los datos para visualizarla, ver el código en el Anexo II. Como se puede ver en la Figura 34, la señal mostrada por Processing tiene mucho ruido, pudiendo ser causado por el contacto de los electrodos con la piel o una mala calidad del puerto Jack y de los electrodos. Aún con este ruido puede distinguirse el característico complejo QRS del electrocardiograma.



Figura 34: Señal mostrada en Processing.

5.3. Pruebas de filtrado con Matlab

Para poder procesar la señal y filtrarla, es necesario guardarla en un fichero de texto para que Matlab pueda leerla, ver Anexo III.

El primer paso en Matlab es abrir el fichero creado por Processing y visualizar la señal, ver Figura 35:

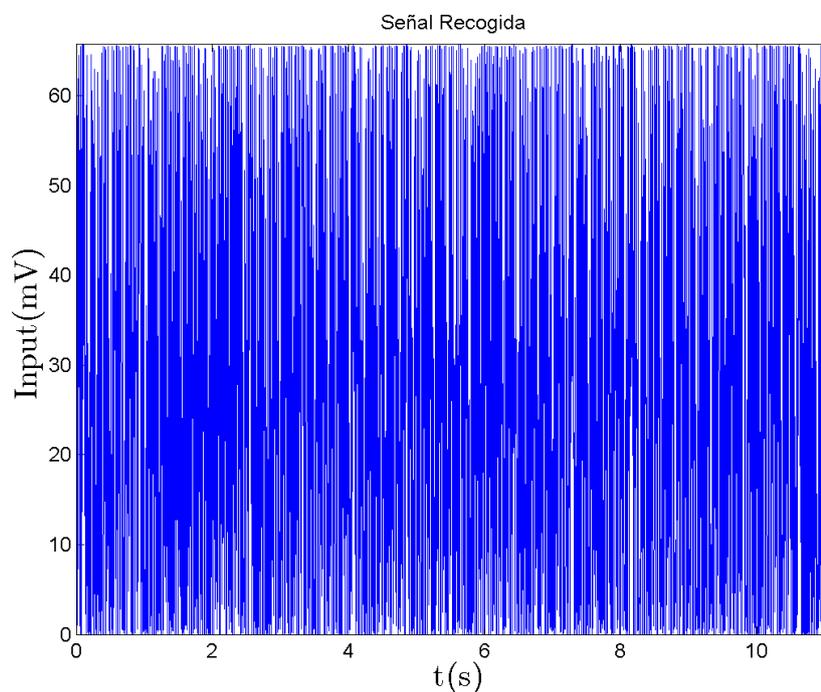


Figura 35: Señal recogida por Processing en Matlab.

Como la señal sigue teniendo mucho ruido, se le realiza un espectro en frecuencia mediante una transformada rápida de Fourier para detectar en que rango se encuentra este ruido, como se muestra en la Figura 36:

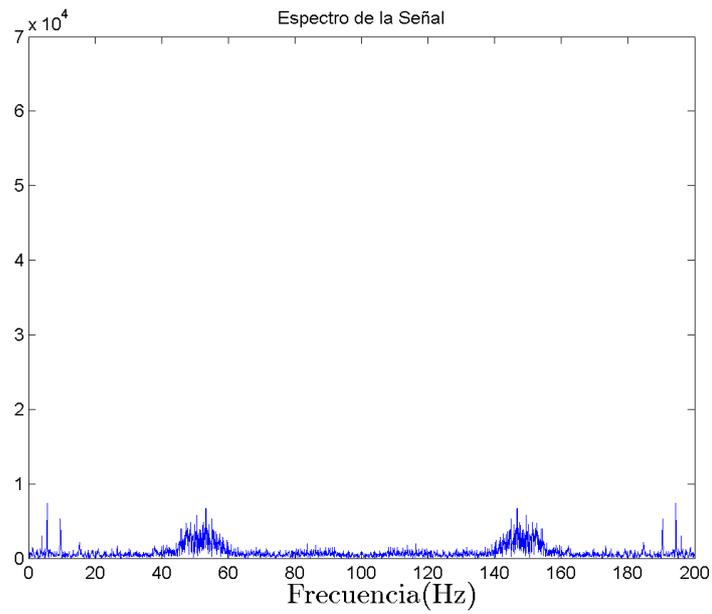


Figura 36: Espectro de la señal.

Se puede ver que el ruido se encuentra entre los 0.4 y 0.65 Hz, por lo que se le aplicará un filtro FIR elimina-banda para que actúe entre los 0.35 y 0.7 Hz y elimine todo el ruido blanco de esa zona, obteniendo los siguientes resultados, Figura 37:

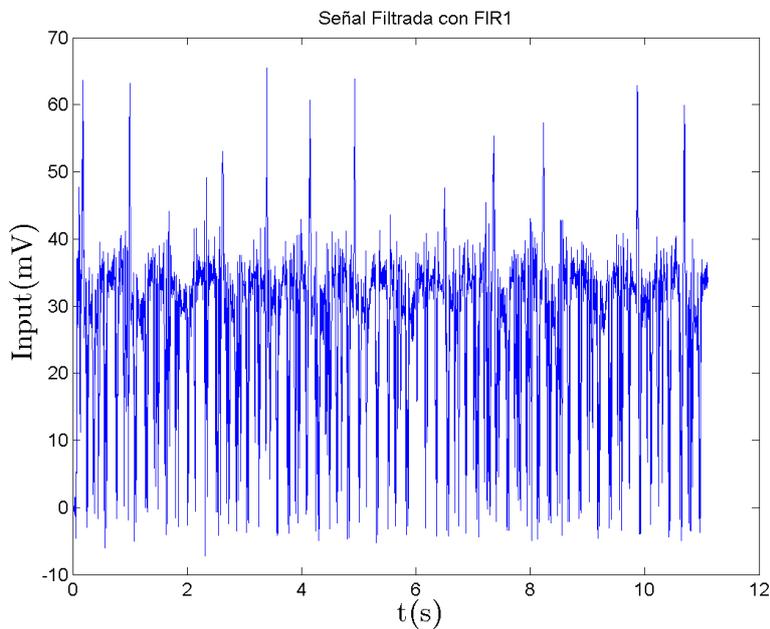


Figura 37: Señal filtrada con FIR.

En el caso de que no se usara esa frecuencia, por ejemplo, que actúe de 60 a 80 Hz, la señal quedaría así, Figura 38:

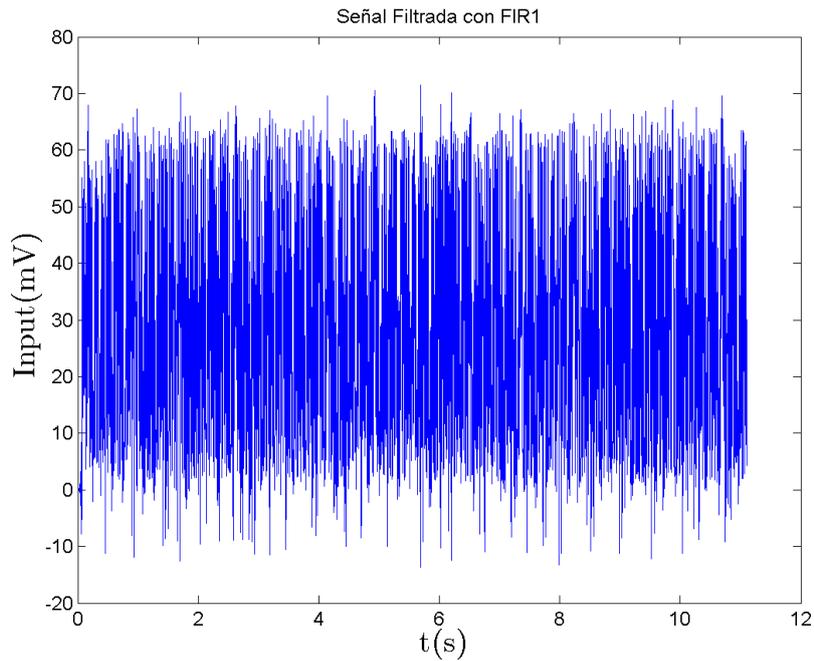


Figura 38: Señal filtrada con FIR entre 60 y 80 Hz.

Como se puede ver, la Figura 37 está más limpia que la Figura 38.

Teniendo la señal de la Figura 37, se necesita rectificar la señal para que tenga la característica forma del electrocardiograma. La rectificación se realiza considerando un umbral como base de la señal, en este caso 20 mV, y todo a lo que se encuentre por debajo de él se le resta el umbral y se le hace el valor absoluto, quedando la señal representada en la Figura 39:

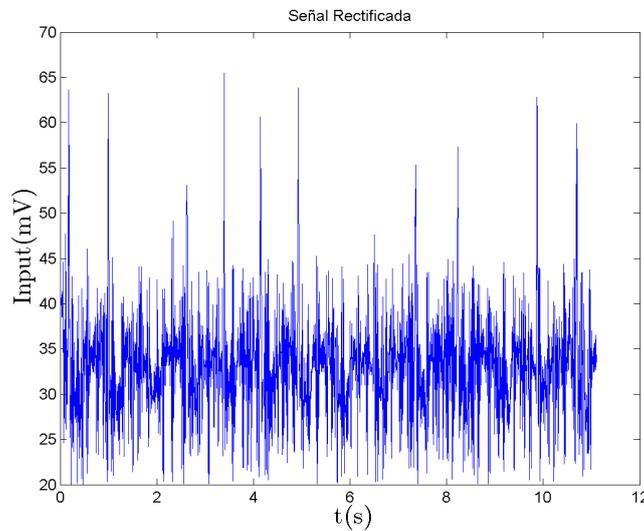


Figura 39: Señal rectificada.

En el caso de que la rectificación se hiciera tomando el valor de 30 mV de la Figura 37, la señal resultante sería la Figura 40:

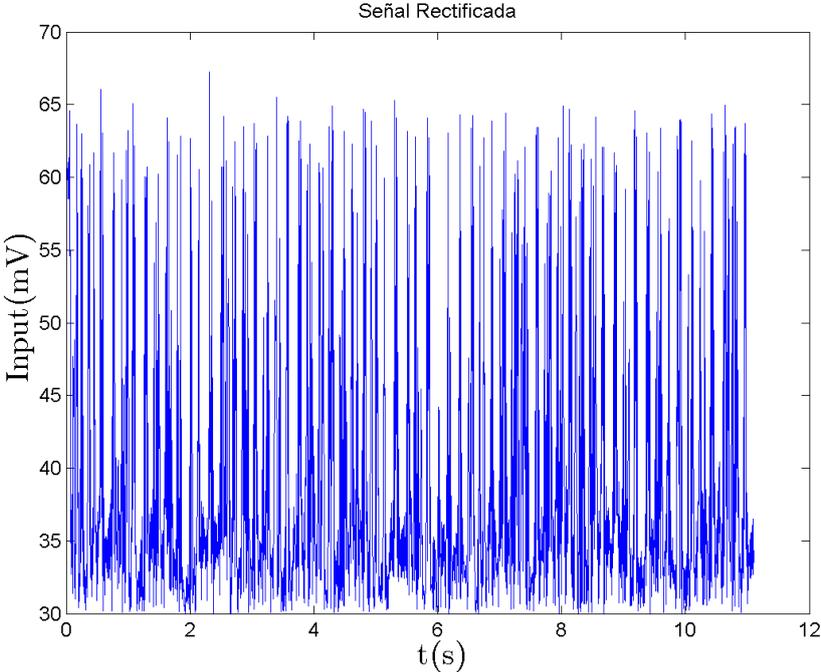


Figura 40: Señal rectificada tomando 30 mV como umbral.

Como se puede ver en la Figura 40, hay mucho más picos de voltaje que en la Figura 39.

El último paso es usar el filtro Butterworth en la señal de la Figura 39, usando la ecuación 2 del apartado 2.4.2. para calcular la frecuencia de corte, el pico de ruido se encuentra a los 50 Hz, y siendo el factor de normalización, 500 Hz, el resultado es una frecuencia de corte (f_c) de 0.1. En la Figura 41 se muestra el resultado:

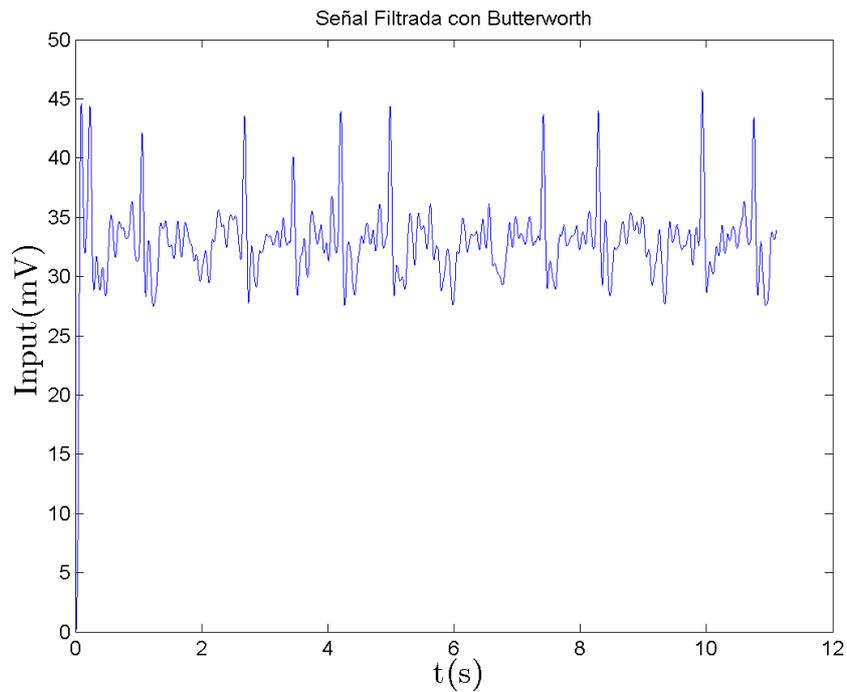


Figura 41: Señal filtrada con Butterworth.

La señal ya está prácticamente limpia, queda algo de ruido en las ondas pero ya se distingue perfectamente el complejo QRS necesario para detectar el estado del corazón.

En el caso de que se use la señal de la Figura 40, la señal resultante sería la Figura 42:

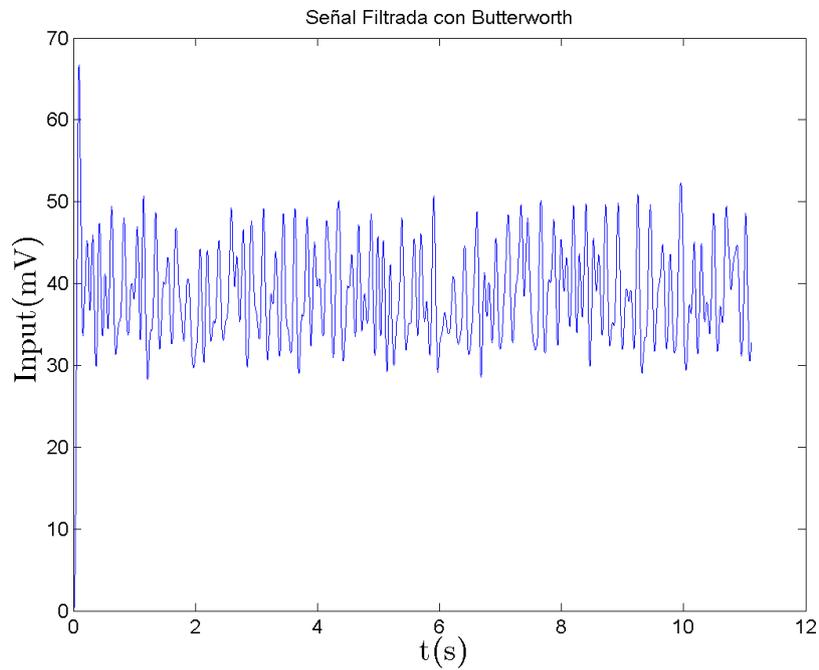


Figura 42: Señal de la Figura 40 filtrada con Butterworth.

Como se puede ver en la Figura 42, los complejos QRS se confunden entre otros picos de voltaje.

En el caso de que se usara el filtro Butterworth con una f_c distinta a 0.1 sobre la señal de la Figura 39 por ejemplo, 0.5, se obtiene la Figura 43:

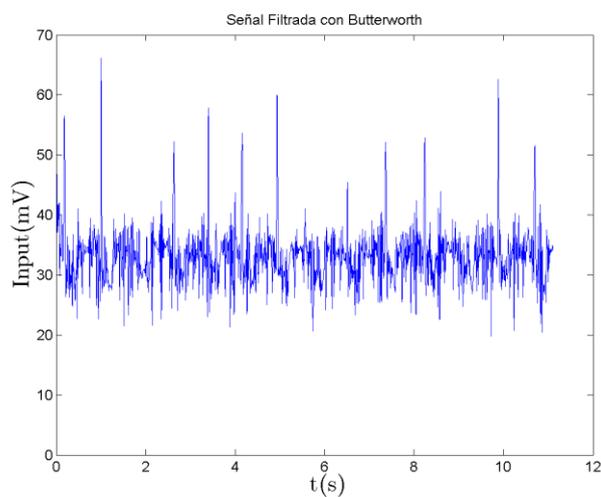


Figura 43: Señal de la Figura 39 filtrada con una f_c de 0.5.

Como se puede ver en la Figura 43, aunque se distinguen los complejos QRS, la señal tiene más ruido que la de la Figura 41.

5.4. Validación con usuarios reales.

En este apartado se va a analizar el ECG ya filtrado de una persona sana con el ECG de otra con hipertrofia en el ventrículo derecha (HVD), provocada por una estenosis en la arteria pulmonar, para así validar que la placa de *Sparkfun* con el AD8232 sirve para detectar problemas cardíacos.

El primer paso es saber las diferencias que hay entre un ECG normal con otro con hipertrofia del ventrículo derecho. Las diferencias más destacables son (Uribe, Duque & Medina, 2005, 46):

- Ondas R altas.
- Infradesnivel en ondas ST.
- Ensanchamiento del complejo QRS.

En la Figura 44 se observa un ECG de un usuario con hipertrofia en el ventrículo derecho:

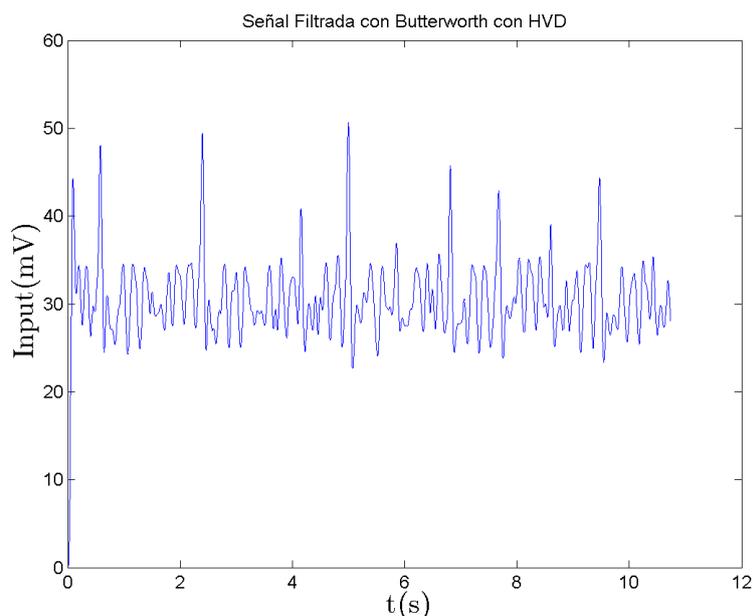


Figura 44: ECG con HVD.

A continuación se van a comparar en ambos ECG, para ver si existen las diferencias anteriormente mencionadas:

- Mayor altura onda R:

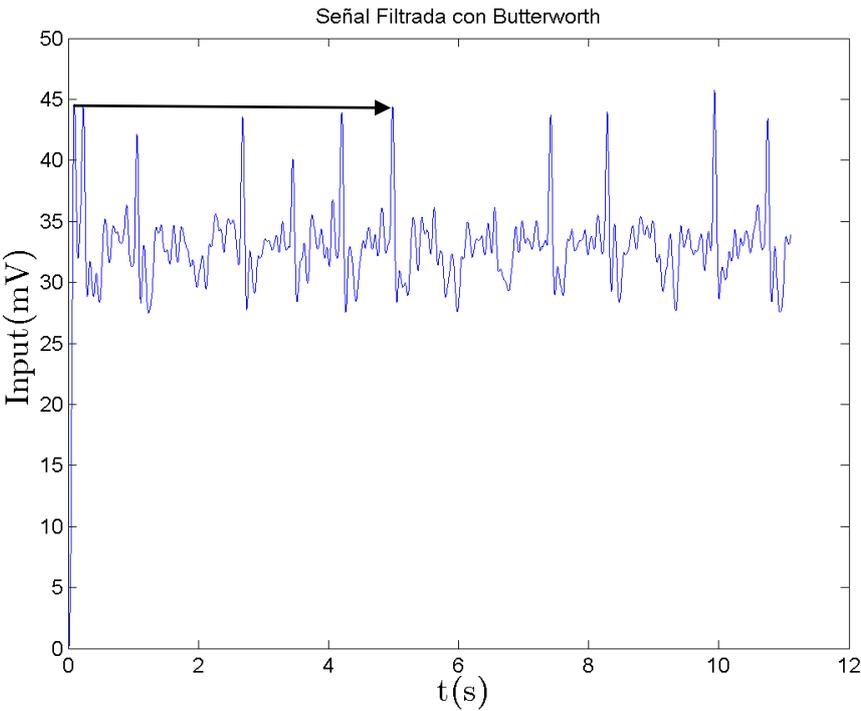


Figura 45: Amplitud de un ECG normal.

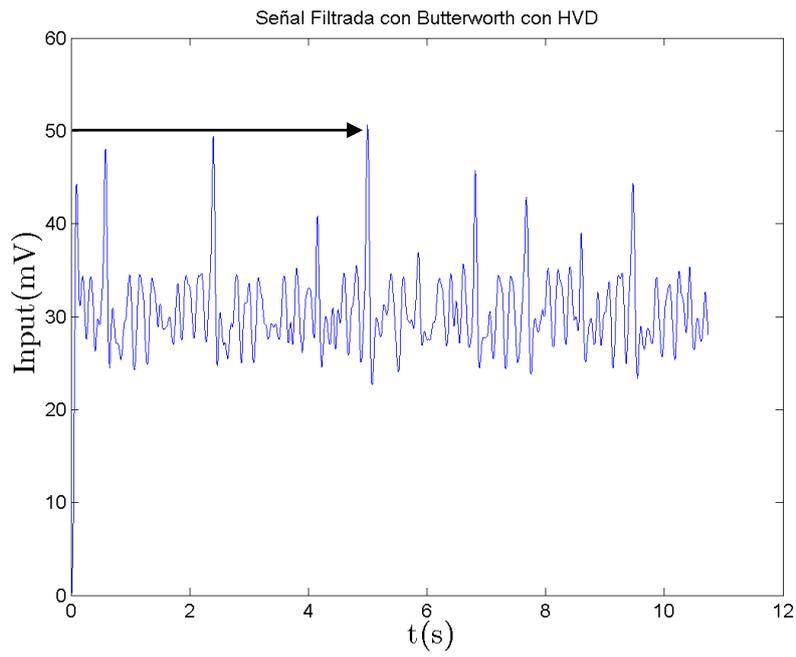


Figura 46: Amplitud de un ECG con HVD.

Como se puede ver en la Figura 45, la altura de la onda R en una persona sana es de aproximadamente 43 mV, mientras que la de una persona con HVD es de aproximadamente 48 mV de media.

- Infradesnivel en las ondas ST:

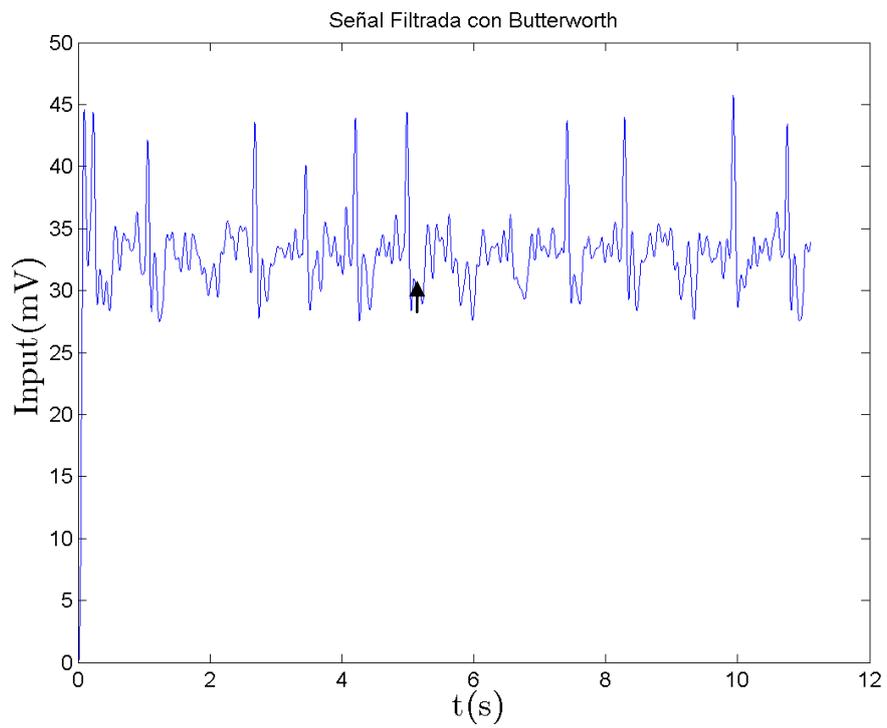


Figura 47: Altura ST de un ECG sano.

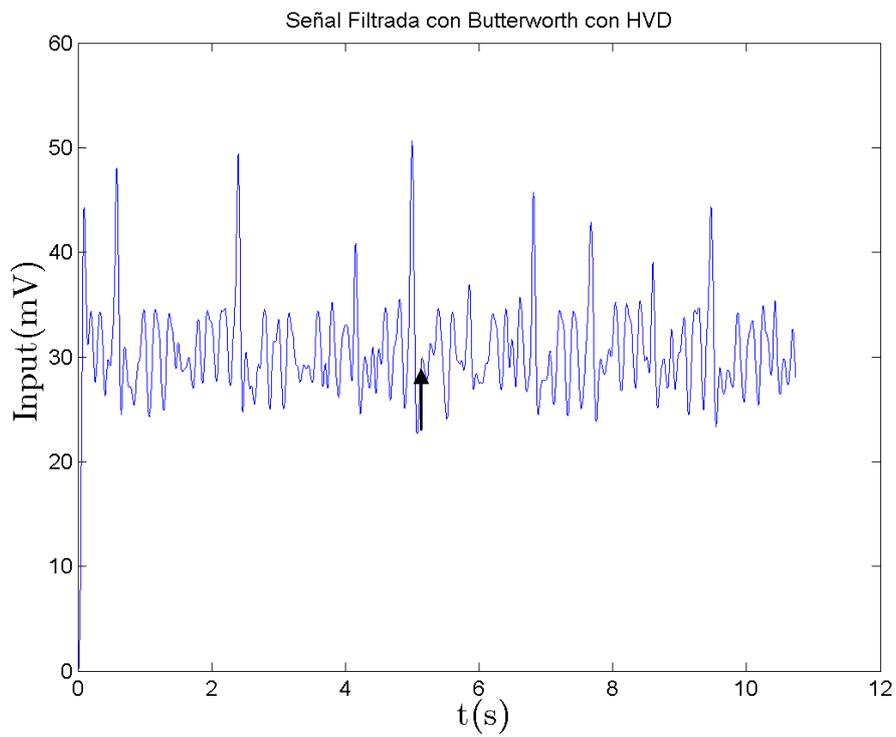


Figura 48: Altura ST de un ECG con HVD.

Como se puede ver en las Figuras 47 y 48, la onda ST del ECG con HVD es visiblemente más baja que la del ECG sano.

- Ensanchamiento del complejo QRS:

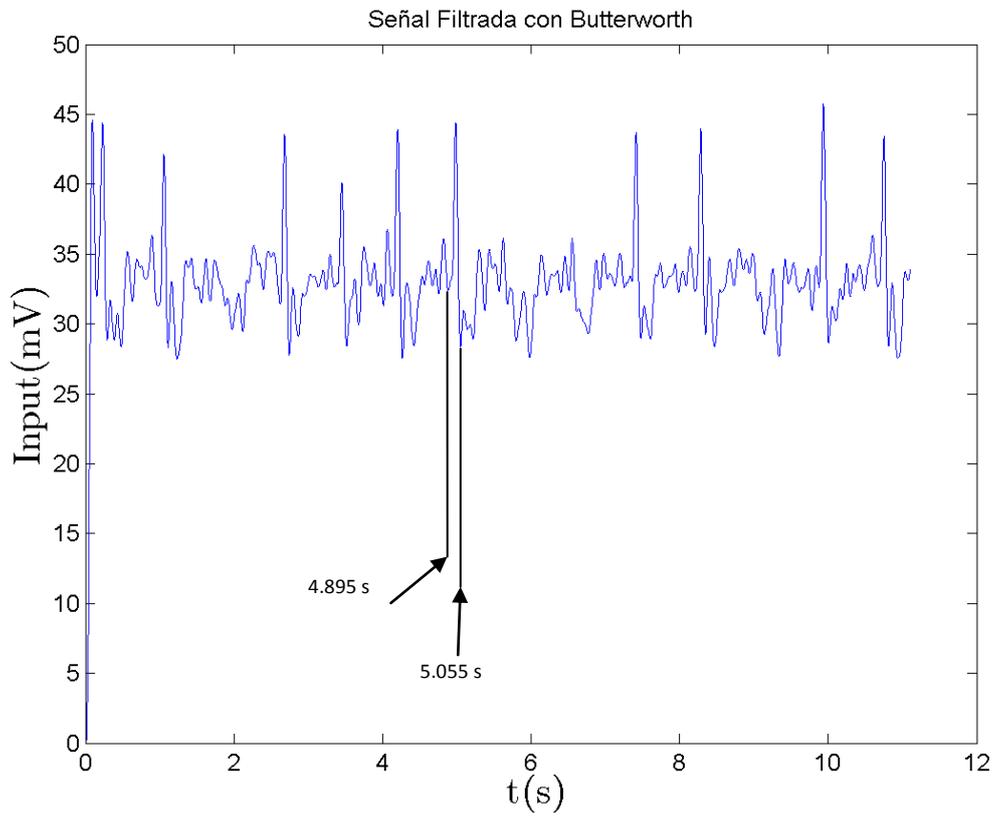


Figura 49: Duración del complejo QRS de un ECG sano.

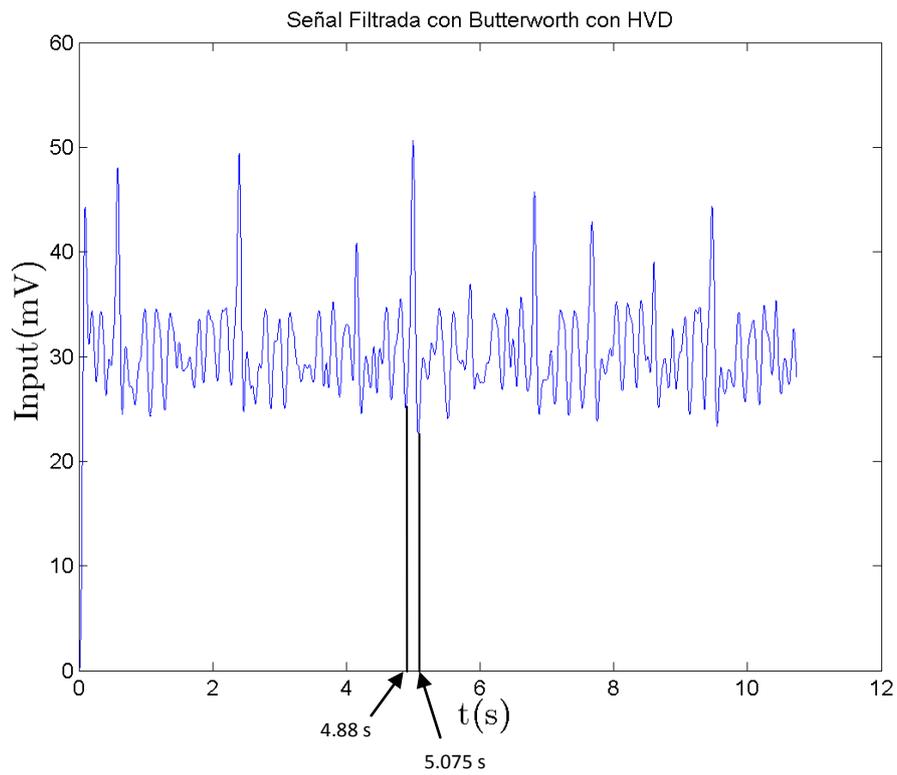


Figura 50: Duración del complejo QRS de un ECG con HVD.

Como se puede ver en las Figuras 49 y 50, la duración del complejo QRS de un ECG con HVD es mayor, 0.195 s, que la de un ECG sano, 0.16 s.

Capítulo 6. Conclusiones

Las conclusiones más destacables de acuerdo a los objetivos propuestos en el apartado 1.1 son:

- Se han diseñado los circuitos electrónicos y diagramas eléctricos del bloque analógico de captura de un ECG con la herramienta Eagle 8.0.1, usando como elemento principal el *front-end* AD8232 de Analog.
- Con la misma herramienta, se ha diseñado una PCB similar al *break-out* de *Sparkfun* que contiene al *front-end* AD8232.
- La placa diseñada se ha soldado con estaño y pistola de calor.
- Se ha programado un software en Arduino para adquirir el ECG desde el bloque analógico de captura.
- Se ha visualizado y guardado la señal con Processing.
- Se ha filtrado la señal recogida para distinguir las partes principales de un ECG con Matlab.
- Se ha diseñado una envolvente plástica con la herramienta SolidWorks para guardar todo el sistema.
- Se ha validado el correcto funcionamiento del sistema, comparando una señal de una persona sana con otra de una persona con hipertrofia en el ventrículo derecho.

Capítulo 7. Bibliografía

Analog (2012), AD8232 Datasheet.

John D. Enderle (2005), *Bioinstrumentation*.

McFarry, P. E., Clifford, G. D., Tarassenko, L. and Smith, L. A. (2003) *A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals*.

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

Orfanidis, S. J. (2010), *Introduction to Signal Processing*.

Smith, S. W. (1999), *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*.

Uribe, W., Duque, M., Medina, E. (2005), *Electrocardiografía y Arritmias*.

Webster, J. G. (2006), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Segunda Edición, Volumen 1.

Webster, J. G. (2006), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Segunda Edición, Volumen 3.

Webster, J. G. (2009), *Medical Instrumentation Application and Design*, Cuarta Edición.

Capítulo 8. Anexos

Anexo I. Sketch de Arduino para leer el ECG.

```
void setup() {  
  
    // Se inicializa la comunicación serie:  
  
    Serial.begin(9600);  
  
    pinMode(10, INPUT); // Configuración para detectar las derivaciones LO +  
    pinMode(11, INPUT); // Configuración para detectar las derivaciones LO -  
  
}  
  
void loop() {  
  
    if((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1)){  
  
        Serial.println('!');  
  
    }  
  
    else{  
  
        // Envía los datos leídos al pin A0:  
  
        Serial.println(analogRead(A0));  
  
    }  
  
    delay(5);  
  
}
```

Anexo II. Sketch de Processing para mostrar el ECG.

```
import processing.serial.*;

Serial myPort;          // El puerto Serie

int xPos = 1;          // Posición horizontal del gráfico

float height_old = 0;

float height_new = 0;

float inByte = 0;

void setup () {

  // Configuración del tamaño de ventana:

  size(1080, 500);

  println((Object[])Serial.list());

  // Abrir cualquier puerto que se esté usando

  myPort = new Serial(this, Serial.list()[1], 9600);

  // No se genera un serialEvent() hasta que se cree un nuevo carácter en
  una nueva línea:

  myPort.bufferUntil('\n');

  // Configurar el fondo inicial:

  background(255);

  fill(color(0,0,0));

  text("Electrocardiografo", 10, 10);
```

```
}
```

```
void draw () {
```

```
    inByte = map(inByte, 0, 1023, 0, height);
```

```
    height_new = height - inByte;
```

```
    line(xPos - 1, height_old, xPos, height_new);
```

```
    height_old = height_new;
```

```
    if (xPos >= width) {
```

```
        xPos = 0;
```

```
        background(255);
```

```
    }
```

```
    else {
```

```
        xPos++;
```

```
    }
```

```
}
```

```
void serialEvent (Serial myPort) {
```

```
    // Se obtiene la cadena ASCII:
```

```
    String inString = myPort.readStringUntil('\n');
```

```
    if (inString != null) {
```

```
        // Se corta cualquier espacio en blanco:
```

```
        inString = trim(inString);
```

```
// Si no se detecta nada, notificar con una línea azul.  
  
if (inString.equals("!")) {  
  
    stroke(0, 0, 255); //Configura el stroke a azul ( R, G, B)  
  
    inByte = 512; // Mitad del rango ADC (Línea plana)  
  
}  
  
// Si los datos son buenos, entonces se notifica en rojo.  
  
else {  
  
    stroke(255, 0, 0);  
  
    inByte = float(inString);  
  
}  
  
}  
  
}
```

Anexo III. Sketch de Processing para guardar el ECG.

```
import processing.serial.*;

Serial mySerial;

PrintWriter output;

void setup() {

    mySerial = new Serial( this, Serial.list()[1], 9600 );

    output = createWriter( "data.txt" );

}

void draw() {

    if (mySerial.available() > 0 ) { //Si hay algún puerto abierto, lo lee

        String value = mySerial.readString();

        if ( value != null ) {

            output.println( value );

        }

    }

}

void keyPressed() {

    output.flush(); // Escribe los datos en el fichero

    output.close(); // Acaba el fichero

    exit(); // Para el programa

}
```

Anexo IV. Script de Filtrado de Matlab.

```
%Se carga la señal exportada de Processing
senal = load('data.txt');
senal = senal./10;
%Se define el período de la señal que debe ser el mismo que en Arduino y
%se crea el eje x (tiempo)
pas=0.005;
t=0:pas:10;
ejet=[0:pas:(length(senal)-1).*pas];
%Se muestra la señal
figure(1)
plot(ejet,senal);
axis([min(ejet) max(ejet) min(senal) max(senal)]);
xlabel('t(s)', 'Interpreter', 'LaTeX', 'FontSize', 15);
ylabel('Input (mV)', 'Interpreter', 'LaTeX', 'FontSize', 15);
set(gca, 'FontSize', 12);
title('Señal Recogida');
print('Señal Recogida', '-dpng')

%Definimos el eje de frecuencia para la gráfica del espectro señal
dim=length(senal).*pas;
ejefrec=[0:1/dim:(length(senal)-1)/dim];
spectr=abs(fft(senal));
%Se muestra el espectro de la señal
figure(2)
plot(ejefrec,spectr);
xlabel('Frecuencia(Hz)', 'Interpreter', 'LaTeX', 'FontSize', 15);
set(gca, 'FontSize', 12);
title('Espectro de la Señal');
print('Espectro de la Señal', '-dpng')

%Se crea un filtro FIR para eliminar el ruido entre 0.35 y 0.7 Hz
a= fir1(28,[0.35 0.7], 'stop');
%Se filtra la señal original y se muestra
y2=filter(a,1,senal);
figure(3)
plot(ejet,y2);
xlabel('t(s)', 'Interpreter', 'LaTeX', 'FontSize', 15);
ylabel('Input (mV)', 'Interpreter', 'LaTeX', 'FontSize', 15);
```

```

set(gca,'FontSize',12);
title('Señal Filtrada con FIR1');
print('Señal Filtrada con FIR1','-dpng')

%Se crea un umbral para rectificar la señal
umbral = 20;
%Se resta el umbral a la señal para que todo lo que esté por debajo sea 0 y
%se le aplica el valor absoluto
[m,n]=size(y2);
y3=[m,n];
y2=y2-umbral;
for i=1: size(y2,n)
    if y2(i,n) < 0
        y3(i) = abs(y2(i));
    else
        y3(i)=y2(i);
    end
end
%Se suma el umbral para que tenga la amplitud normal y se muestra
y3=y3+umbral;
figure(4)
plot(ejet,y3);
xlabel('t(s)','Interpreter','LaTeX','FontSize',15);
ylabel('Input (mV)','Interpreter','LaTeX','FontSize',15);
set(gca,'FontSize',12);
title('Señal Rectificada');
print('Señal Rectificada','-dpng')

%Se aplica un filtro Butterworth de orden 5 y de frecuencia de corte 0.1
fNyquist=500;
fc=50/fNyquist;
[c,b]=butter(5,fc);
y4=filter(c,b,y3);
%Se muestra la señal final
figure(5)
plot(ejet,y4);
xlabel('t(s)','Interpreter','LaTeX','FontSize',15);
ylabel('Input (mV)','Interpreter','LaTeX','FontSize',15);
set(gca,'FontSize',12);
title('Señal Filtrada con Butterworth');

```

```
print('Señal Filtrada con Butterworth','-dpng')
```

Anexo V. Presupuesto.

El coste total del electrocardiógrafo se muestra en la Tabla 6:

Tabla 6: Coste total.

Concepto	Precio unitario (€)	Cantidad	Precio total (€)
AD8232	3,23	1,00	3,23
Arduino Uno	21,72	1,00	21,72
Condensador 0,1 u	0,02	2,00	0,04
Condensador 0,33 u	0,47	2,00	0,93
Condensador 1 n	0,10	1,00	0,10
Condensador 1,5 n	0,12	1,00	0,12
Condensador 10 n	0,14	1,00	0,14
Electrodos	4,42	1,00	4,42
Envolvente	10,00	2,00	20,00
Jack 3,5 mm	1,10	1,00	1,10
LED SMD	0,26	1,00	0,26
PCB Oshpark	6,67	1,00	6,67
Resistencia 0	0,02	2,00	0,03
Resistencia 1 K	0,05	1,00	0,05
Resistencia 1 M	0,02	3,00	0,07
Resistencia 1,4 M	0,04	1,00	0,04
Resistencia 10 K	0,04	1,00	0,04
Resistencia 10 M	0,04	6,00	0,25
Resistencia 100 K	0,04	1,00	0,04
Resistencia 180 K	0,03	2,00	0,05
Resistencia 360 K	0,03	1,00	0,03
Total			59,34