



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA  
INFORMÁTICA  
GRADUADA EN INGENIERÍA DE LA SALUD

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN  
PROTOTIPO DE MEDICIÓN DE PULSO  
CARDIACO**

**[DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A CARDIAC  
PULSE MEASUREMENT DEVICE]**

Realizado por  
**Cristina Rodríguez Chamorro**

Tutorizado por  
**Manuel Jesús Martín Vázquez**

Departamento  
**Departamento de electrónica**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
MÁLAGA, JUNIO DE 2019

Fecha defensa: junio de 2019  
Fdo. El/la secretario/a del Tribunal



D<sup>a</sup> Cristina Rodríguez Chamorro, con DNI 77380999Y, estudiante del Grado en Ingeniería de la Salud, de la Universidad de Málaga.

DECLARO QUE:

El Trabajo Fin de Grado, denominado: Diseño e implementación de un medidor de pulso cardiaco, es de mi autoría, inédito (no ha sido difundido por ningún medio, incluyendo internet) y original (no es copia ni adaptación de otra), no habiendo sido presentado anteriormente por mí ni por ningún otro autor o autora, ni en parte ni en su totalidad. Así mismo, se ha desarrollado respetando los derechos intelectuales de terceros, para lo cual se han indicado las citas necesarias en las páginas donde se usan, y sus fuentes originales se han incorporado en la bibliografía. Igualmente se han respetado los derechos de propiedad industrial o intelectual que pudiesen afectar a cualquier institución o empresa.

Para que así conste, firmo la presente declaración en Málaga, a 24 de junio de 2019.

Fdo.: D<sup>a</sup> Cristina Rodríguez Chamorro



*“Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad y la energía atómica: la voluntad”.*

Albert Einstein.



## **Resumen**

El creciente avance de la tecnología ha hecho posible la aparición de dispositivos biomédicos, capaces de informar acerca del estado en el que se encuentra el organismo. Es por ello por lo que se ha considerado interesante la creación de un sistema electrónico capaz de medir el pulso cardíaco. Este tipo de sistema es comúnmente utilizado por prácticamente todo el mundo, pero realmente no se conoce cómo está hecho, ni cómo funciona. La motivación, por el desarrollo de este dispositivo, también radica en que se ha tenido que hacer uso de los tres pilares fundamentales de la ingeniería biomédica: la electrónica, la medicina, y la informática. Por tanto, la fabricación del sistema conlleva el diseño de los circuitos pertinentes, y la integración de los mismos en una placa de circuito impreso, además de la implementación del algoritmo, encargado tanto de hacer posible el cálculo del pulso, como de la visualización de éste.

**Palabras clave:** Ingeniería biomédica, pulso cardíaco, circuitos pertinentes, placa de circuito impreso, algoritmo.

## **Abstract**

The improvement of technology has done possible the appearance of biomedical devices, able to give us organism status information. For this reason, it has been considered important to create an electronic system capable of measuring the heart rate. This type of system is used by everyone, but it is not really known how it is made, or how it works. The motivation for the development of this device, is also that it has been necessary to use the three fundamental pillars of biomedical engineering: electronics, medicine, and computing. Therefore, the manufacture of the system involves the design of the relevant circuits, and the integration of its in a printed circuit board, in addition of the implementation of the algorithm, that will make possible the measure of the pulse, and the visualization of it.

**Keywords:** Biomedical engineering, cardiac pulse, relevant circuits, printed circuit board, algorithm.





# Índice

<b>Capítulo 1. Introducción.....</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación.....	1
1.2. Objetivos de proyecto.....	2
1.3. Tecnología utilizada.....	3
1.4. Metodología y fases de trabajo.....	4
1.4.1. Metodología.....	5
1.4.2. Fases de trabajo.....	5
1.5. Estructura de la memoria.....	6
 <b>Capítulo 2. Fundamentos del sistema circulatorio.....</b>	 <b>8</b>
2.1. Introducción.....	8
2.2. Posición, forma y tamaño del corazón.....	8
2.3. División funcional del corazón.....	9
2.4. Sistema circulatorio.....	10
2.4.1. Sistema circulatorio pulmonar o menor.....	11
2.4.2. Sistema circulatorio sistémico o general.....	11
2.5. Potenciales de acción.....	13
2.6. Técnicas actuales para la captura de pulso cardíaco.....	15
2.6.1. El electrocardiograma (ECG).....	15
2.6.2. La fotopletismografía (PPG).....	16
2.6.3. Diferencias entre la señal de ECG y PPG.....	18
2.7. La importancia de la frecuencia cardíaca.....	19
2.7.1. Taquicardia, bradicardia y frecuencia máxima.....	20
 <b>Capítulo 3. Desarrollo del módulo analógico.....</b>	 <b>22</b>
3.1. Introducción.....	22
3.2. Arquitectura del sistema.....	22
3.3. Arquitectura del hardware del sistema.....	24
3.4. Caracterización del sistema Led – Fototransistor.....	26
3.4.1. El diodo de unión.....	26
3.4.2. El transistor.....	30
3.4.3. Descripción del procedimiento de caracterización.....	33

3.4.3.1. Curva característica de la zona activa del transistor del circuito de prueba.....	39
3.5. Diseño del circuito emisor de luz.....	41
3.5.1. Arquitectura del circuito.....	41
3.5.2. Esquema del circuito emisor de luz.....	44
3.5.2.1. Circuito de polarización del diodo.....	45
3.5.2.2. Seguidor de tensión.....	47
3.5.2.3. Conmutador.....	48
3.6. Diseño del circuito sensor de luz.....	51
3.6.1. Arquitectura del circuito sensor.....	52
3.6.2. Esquema del circuito sensor.....	53
3.6.2.1. Fototransistor.....	54
3.6.2.2. El seguidor de tensión.....	55
3.6.2.3. El filtro paso – banda.....	56
3.6.2.4. Amplificador no inversor.....	57
3.7. Diseño experimental de los circuitos en la protoboard.....	59
3.8. Diseño de la placa de circuito impreso (PCB).....	60
3.8.1. Proceso de obtención del modelo físico de la PCB.....	62
<b>Capítulo 4. Desarrollo del módulo digital.....</b>	<b>69</b>
4.1. Introducción.....	69
4.2. Conexionado de los componentes hardware.....	69
4.3. Arquitectura del software del sistema.....	71
4.3.1. Captura de las muestras digitales.....	72
4.3.2. Lectura y procesado de las muestras digitales.....	74
4.3.3. Visualización de los resultados.....	75
<b>Capítulo 5. Evaluación de los resultados.....</b>	<b>77</b>
5.1. Introducción.....	77
5.2. Valoración de los resultados.....	77
5.3. Limitaciones del dispositivo.....	80
5.4. Posibles mejoras.....	82
<b>Capítulo 6. Conclusiones.....</b>	<b>84</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>86</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>88</b>

<b>ANEXO I: Características principales del sensor TCRT1000.....</b>	<b>89</b>
<b>ANEXO II: Características técnicas de la placa de Arduino.....</b>	<b>91</b>
<b>ANEXO III: Características técnicas del Amplificador LM324.....</b>	<b>93</b>
<b>ANEXO IV: El filtro paso banda.....</b>	<b>95</b>
<b>ANEXO V: Esquemático del circuito del prototipo de pulsómetro.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO VI: Código realizado en Arduino para la obtención de muestras de pulso.....</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO VII: Código realizado en Visual Studio para la lectura y procesado de las muestras.....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO VIII: Pieza realizada en SolidWorks.....</b>	<b>114</b>



# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Motivación

El dispositivo medidor de pulso cardíaco, o pulsómetro, es un aparato encargado de realizar el cálculo de la frecuencia cardíaca. De esta forma, podemos encontrar pulsómetros de uso doméstico, deportivo, y de uso médico. En cuanto a este último, se puede usar tanto para el ámbito del diagnóstico, para el terapéutico, o para la monitorización de las constantes vitales del individuo. No obstante, en cualquier ámbito, el uso de este dispositivo resulta realmente útil, principalmente, porque puede informarnos a cerca de la detección de cambios cardíacos inusuales.

Los orígenes del pulsómetro médico se remontan en torno a 1974, cuando varios bioingenieros usaron la relación de absorción de luz roja a infrarroja para la medición del pulso. El primer uso con pacientes tuvo lugar en 1975, y fue ya en 2009 cuando se introdujo el primer pulsómetro con oxímetro y con conectividad bluetooth, capaz de monitorear el pulso y el nivel de oxígeno de los pacientes (oximetry.org, 2002). De manera que, estos dispositivos se han ido desarrollando y mejorando poco a poco hasta la obtención de los pulsómetros médicos que conocemos hoy en día.

Por otro lado, el primer pulsómetro deportivo, inalámbrico y portátil, salió al mercado en 1982. Dicho dispositivo fue creado por la firma finlandesa Polar, y se conoce como Polar Sport Tester PE 2000, que evolucionaría al pulsómetro PE 3000, que fue el primer pulsómetro con interfaz informática integrada. (Andrada, 2018). Las tendencias actuales reflejan la integración de múltiples dispositivos en un pulsómetro único. Es decir, pulsómetros polivalentes, que son capaces de detectar automáticamente el cambio de un deporte a otro.

De manera que, se puede comprobar que el pulsómetro es un dispositivo conocido hace apenas 44 años, y actualmente comercializado y conocido

prácticamente en todo el mundo. Luego ha resultado ser un dispositivo realmente útil, interesante e importante para la salud del ser humano. Por tanto, debido al interés que ha despertado a lo largo de la historia en la sociedad, en el presente documento, se pretende mostrar todo lo necesario para la realización de un prototipo de pulsómetro. Desde el diseño inicial de los esquemáticos del circuito, hasta su puesta en funcionamiento. De manera que, se desarrollará un sistema en el que será necesario utilizar los pilares principales de la ingeniería de la salud: la medicina, la electrónica y la informática. Realizando así, un trabajo multidisciplinar, que resulta interesante conocer para comprender en detalle este tipo de sistemas.

### **1.1. Objetivos del proyecto**

El objetivo general del presente Trabajo de Fin de Grado radica en el diseño y construcción de un dispositivo capaz de medir el pulso cardiaco, usando la técnica de la fotopletismografía. Para su eficiente construcción, se han generado los siguientes objetivos específicos:

- Diseño y construcción de un sistema sensor que sea capaz de registrar el pulso de forma no invasiva.
- Diseño y construcción del sistema de acondicionamiento de la señal para su posterior procesado con un microcontrolador.
- Gestión e integración de los circuitos realizados en una placa de circuito impreso.
- Desarrollo e implementación en el ordenador, de un programa básico de captura y lectura de datos.
- Procesado de la señal resultante, para la obtención del pulso cardiaco.
- Visualización de la señal en el ordenador y validación de los resultados obtenidos.

### **1.2. Tecnología utilizada**

El dispositivo se ha diseñado con objeto de usarse en la superficie pulsátil de cualquier persona. De manera que, para su correcta fabricación se ha requerido el uso de una tecnología específica, que se muestra a continuación.

- **Tecnología utilizada para el desarrollo del software del pulsómetro:**
  - **LTSPICE:** Software libre con el que se ha llevado a cabo el diseño de los esquemáticos que conforman el circuito del pulsómetro.
  - **KiCad:** Software de código abierto, con el que se ha realizado el diseño de la placa de circuito impreso (PCB), que alberga el circuito realizado para la medición del pulso.
  - **Arduino:** Software libre en el que se ha desarrollado un código encargado de la captura de datos referentes a la señal de pulso. Además, también se encarga del envío de estos datos al PC (donde dichos datos serán procesados).
  - **IDE de Visual Studio:** Entorno utilizado para la lectura, procesado y visualización de las muestras de pulso cardíaco, en el PC.
  - **Solidworks:** Programa de diseño utilizado para el desarrollo de una pieza, que sirve de soporte, y al mismo tiempo, evita que el sensor introduzca ruido en la medida, procedente de la luz artificial.
- **Tecnología utilizada para el desarrollo del hardware del pulsómetro:**
  - **Protoboard:** Placa en la que se ha desarrollado físicamente el diseño digital, realizado con LTSPICE, de los circuitos pertinentes.
  - **Elementos de circuito:** Cuando se habla de elementos de circuito, se hace referencia al grupo de resistencias, condensadores, transistores y amplificadores operacionales, que se han utilizado de forma específica para la generación de los circuitos pertinentes. A lo largo del presente documento, se mostrarán los valores específicos de los elementos del circuito, así como la justificación de su elección.
  - **Sensor TCRT1000:** El sensor, formado por un fototransistor y un diodo, hará posible la captación de la señal de pulso usando la técnica de la fotoplethysmografía. A continuación, se muestra en la Figura 1 la estructura física de este sensor. Además, se podrán visualizar las características técnicas principales en la Tabla 1 del Anexo I, y su estructura interna en la figura 2 del presente apartado.





Figura 1. Sensor TCRT1000

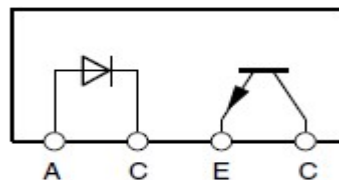


Figura 2. Estructura interna del sensor TCRT1000

- **Placa Arduino Mega 2560:** Encargada de la recepción de la señal de pulso, será la que alberga el microcontrolador encargado del procesamiento de los datos recibidos. Dicha placa se puede visualizar en la Figura 3, y se pueden ver las características principales de la misma en la tabla 2 del Anexo II.



Figura 3. Representación de la placa Arduino Mega 2560 escogida

## 1.3. Metodología y fases de trabajo

### 1.3.1. Metodología

La metodología que se ha creído conveniente para la creación del dispositivo conlleva una serie de procedimientos que se han creído básicos para la adecuada organización de los objetivos a realizar.

Dichos procedimientos determinan una metodología específica de trabajo, y son los que se muestran a continuación:

- Planteamiento inicial de la idea.
- Diseño del prototipo.
- Desarrollo del dispositivo.
- Validación de los resultados.
- Si el proceso de desarrollo es erróneo, se lleva a cabo una retroalimentación inversa con el objetivo de supervisar y modificar, si fuera necesario, el proceso de desarrollo del sistema o el diseño del prototipo.
- Posteriormente se procede, de nuevo, al proceso de validación.
- Una vez completado el proceso de validación, de forma que su funcionamiento cumpla con las expectativas iniciales, se ha procedido a la creación de la memoria final del trabajo de fin de grado.

### 1.3.2. Fases de trabajo

Para el adecuado desarrollo del sistema en cuestión, se han establecido una serie de fases de trabajo para el cumplimiento adecuado de los objetivos iniciales del sistema. Dichas fases de trabajo se han organizado teniendo en cuenta la metodología de trabajo descrita anteriormente.

Las fases de trabajo que se han establecido son las que se muestran a continuación:

- **Primera fase:** Estudio de los principales requerimientos del sistema. De forma que se ha analizado con profundidad qué es exactamente el dispositivo a construir, para poder conocer qué necesitamos para hacerlo, y cómo hacerlo. Esto se ha llevado a cabo gracias a la revisión

bibliográfica exhaustiva de artículos científicos, publicaciones, informes técnicos etc.

- **Segunda fase:** Diseño del producto y desarrollo. En esta fase se ha procedido a la creación de un primer diseño físico del sistema. Es decir, se ha implementado el sensor y el circuito de acondicionamiento de la señal. Además, también se ha analizado y estudiado el posterior procesamiento de la señal.
- **Tercera fase:** Diseño del proceso y desarrollo. En esta fase, muy unida a la anterior, se ha procedido a la implementación del software necesario para cumplir con las expectativas de la idea inicial. Es decir, en esta fase queda completado el procesamiento de la señal, y la generación del código necesario para la transmisión, recepción y lectura de datos.
- **Cuarta fase:** Validación del producto y del proceso. En esta fase se comprobará si el sistema cumple con las expectativas iniciales.
- **Quinta fase:** Generación de la memoria del trabajo de fin de grado. La memoria se ha ido elaborando poco a poco durante las horas establecidas para su correcta elaboración. Todo ello se ha realizado recogiendo correctamente el material desarrollado en las etapas anteriores.

#### 1.4. Estructura de la memoria

El presente Trabajo de Fin de Grado, tiene como objeto la descripción detallada de la generación de un sistema de medida de pulso cardiaco.

Para comprender en profundidad lo que se ha ido desarrollando en cada fase de trabajo, se muestra a continuación, la estructura que aborda todo el procedimiento de generación del sistema en cuestión.

- **Capítulo 1. Introducción.** En la que se muestra la motivación del presente documento, así como los principales objetivos del mismo, la tecnología utilizada, la metodología y las fases de trabajo.
- **Capítulo 2. Fundamentos del sistema circulatorio.** En el que se pretende explicar el concepto de pulso, usando los conceptos básicos del sistema circulatorio, y de los potenciales de acción. Además, se presentarán las nociones básicas sobre la señal de pulso que el dispositivo va a ser capaz de detectar.

- **Capítulo 3. Desarrollo del módulo analógico.** En el que se presenta todo el desarrollo que se ha realizado para la obtención de la placa de circuito impreso, que utilizará la placa de Arduino para procesar la señal analógica.
- **Capítulo 4. Desarrollo del módulo digital.** En el que se detalla todo el procedimiento que se ha realizado para el procesado de la señal de pulso.
- **Capítulo 5. Evaluación de los resultados.** En el que se presenta la verificación de los resultados del dispositivo, indicando sus limitaciones y sus posibles mejoras.
- **Capítulo 6. Conclusiones.** En el que se exponen las conclusiones finales referentes al desarrollo del sistema realizado.

## **Capítulo 2**

### **Fundamentos del sistema circulatorio**

#### **2.1. Introducción**

Con objeto de entender el concepto de pulso, que es lo que se quiere medir para poder realizar el cálculo de la frecuencia cardiaca, se pretenden explicar los fundamentos básicos del sistema circulatorio. Para ello, se comentará todo lo referente al principal órgano de este sistema, el corazón.

De manera que, se empezará comentando dónde está ubicado, y que forma y tamaño tiene, para posteriormente indagar en su división funcional, y en los dos subsistemas que conforman el sistema circulatorio. Una vez conocidos todos los conceptos básicos, se comenzará indagando en el concepto del impulso cardiaco, con el objeto de explicar cómo se genera este funcionamiento básico explicado. Ya que todo ello, hará posible la comprensión de lo que se quiere medir (que es el pulso) y de por qué es posible realizar esta medición.

Por último, se realizará la explicación de las técnicas actuales para medir el pulso cardiaco. Indicando todo lo necesario para la comprensión de la técnica utilizada (la fotopletismografía) para realizar la medición. Además, se concluirá el capítulo haciendo referencia a la importancia de la frecuencia cardiaca, dónde se introducirán los valores estables de la misma, con objeto comprender los resultados finales que se obtendrán al completar el proceso de fabricación del prototipo.

#### **2.2. Posición, forma y tamaño del corazón**

El corazón es el órgano central de nuestro sistema circulatorio, y su principal función, es llevar la sangre a todas las partes del cuerpo. Está situado en la parte anteroinferior del centro del tórax, en una región llamada mediastino (Olvera Téllez & Gonzalez Escalona, 2013). Ver Figura 4.

Además, el corazón está formado por tres capas: el epicardio (capa más externa), el miocardio (su principal capa, ya que es donde se encuentran las

células contráctiles que permiten la contracción del corazón) y el endocardio (fina capa de revestimiento). (Merí, 2005).

En cuanto a su forma, podemos decir que su base se sitúa hacia arriba y su ápice se dirige hacia abajo. Por otro lado, su tamaño coincide aproximadamente con el tamaño del puño cerrado del portador del mismo. Y tiene un peso medio de 300 g en adultos. (El Corazón, 1983).

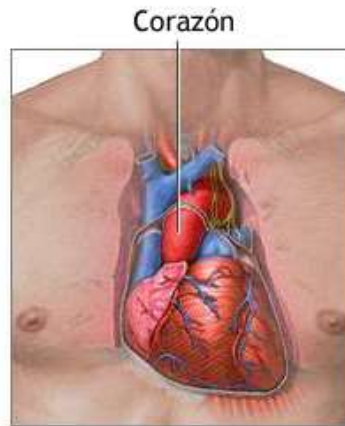


Figura 4. Posición del corazón. (Olvera Téllez & Gonzalez Escalona, 2013)

### 2.3. División funcional del corazón

A continuación, se analizará la estructura interna de la bomba anatómica del ser humano, con el objeto de entender los conceptos básicos que conforman el sistema cardiovascular.

El corazón, considerado como el centro del sistema circulatorio. Se divide en 2 zonas, la izquierda y la derecha. Cada zona está formada por 2 cavidades, la superior se conoce con el nombre de aurícula, y la inferior con el nombre de ventrículo. Véase la Figura 5 para la visualización de estas cavidades. Estas zonas están separadas por una pared muscular (tabique) llamada septum. (Magaña, 2013).

Las aurículas y los ventrículos se pueden comunicar por medio de válvulas que aseguran el sentido único de la circulación sanguínea. De esta forma, se conoce la existencia de válvulas que conectan dichas cavidades, ver Figura 5:

- Válvula tricúspide. Conecta la aurícula derecha con el ventrículo derecho.
- Válvula pulmonar. Permite el paso de la sangre desde el ventrículo derecho hasta la circulación pulmonar.

- Válvula mitral. Conecta la aurícula izquierda con el ventrículo izquierdo.
- Válvula aórtica. Conecta el ventrículo izquierdo con la aorta, de esta forma permite la circulación mayor o sistémica (El corazón, 2008).

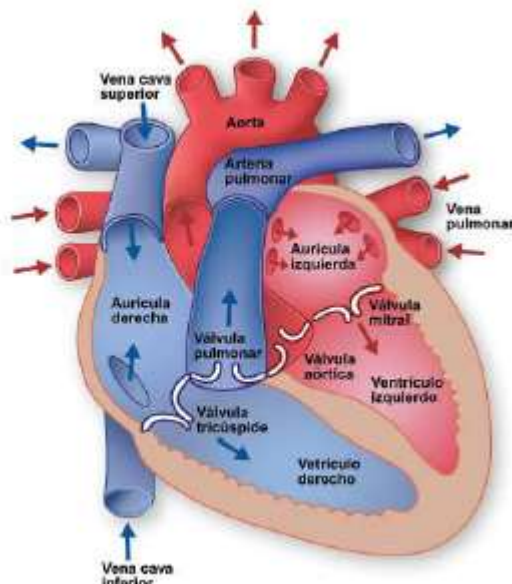


Figura 5. Localización de las válvulas del corazón. (Magaña, 2013)

## 2.4. Sistema Circulatorio

El corazón realiza dos movimientos: sístole (expulsa la sangre hacia las arterias) y diástole (atrae hacia sí la sangre), y su función principal es la del transporte de sustancias.

Dicho transporte, se hace posible gracias a la presencia de un conjunto de conductos que forman parte del sistema cardiovascular. Dichos conductos son las arterias, las venas, los capilares y los vasos linfáticos. (El corazón, 2008). Gracias a todo ello el sistema cardiovascular transportará, por todo el cuerpo: nutrientes, anticuerpos y muchas otras sustancias. Además, será capaz de mantener la temperatura del cuerpo y de regular el PH. (Sistema Circulatorio, 2004)

A continuación, se mostrarán las dos circulaciones presentes en el sistema circulatorio. La mayor y la menor. Que harán uso de las cavidades comentadas, para impulsar la sangre por todo el cuerpo. Esto se muestra con objeto de comprender el funcionamiento específico de la técnica de la fotopletismografía,

de la que se hará uso para el sensado del pulso. Que se explicará con detalle en el apartado 2.6.2, del presente capítulo.

#### **2.4.1. Sistema circulatorio pulmonar o menor**

La parte derecha recoge la sangre procedente de todo el cuerpo, y, por tanto, con poco oxígeno. De manera que, inicialmente la sangre entrará por las grandes venas cavas (superior e inferior) hasta la aurícula derecha.

Posteriormente, la válvula tricúspide se abrirá y la sangre pasará al ventrículo derecho. De ahí, gracias a la apertura de la válvula pulmonar, el corazón enviará la sangre a los pulmones, a través de la arteria pulmonar. Después, la sangre se oxigenará en los pulmones, completando así el circuito pulmonar.

Por tanto, dicha circulación la conforma el ventrículo derecho, la arteria pulmonar, los capilares y venas pulmonares, y la aurícula izquierda. (El corazón, 2008). Véase en la figura 6 el recorrido (azul) de dicho sistema.

#### **2.4.2. Sistema circulatorio sistémico o general**

Una vez que la sangre está oxigenada, volverá al corazón por las venas pulmonares provenientes de los pulmones, con el objetivo de ser enviada a todo el cuerpo.

De manera que, cuando la sangre ha entrado en la aurícula izquierda, atravesará la válvula mitral para llegar al ventrículo izquierdo. Una vez allí, atravesará la válvula aórtica para salir por la aorta a todo el cuerpo. Completando así, el circuito mayor o sistémico. Por esta razón, la zona izquierda es mucho más gruesa que la derecha. Ya que debe impulsar la sangre a todas las partes del cuerpo. (El Corazón, 1983).

Por lo anteriormente comentado, se conoce que dicha circulación la conforma: el ventrículo izquierdo, la aorta, y todos los conductos que tienen como objetivo la conducción de la sangre a la aurícula derecha. (El corazón, 2008). Véase la figura 6 el recorrido (rojo) de dicho sistema.



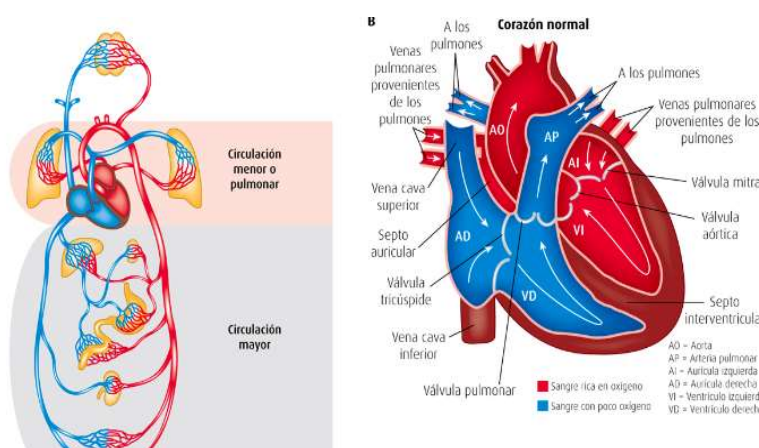


Figura 6. Circulación menor y mayor. (Sepúlveda Saavedra, 2018).

Todo lo anterior ocurre gracias a la presencia de una serie de vasos sanguíneos que permiten el transporte de sustancias por todo el cuerpo. Dichos vasos sanguíneos presentan elasticidad y contractilidad, por ello, se pueden contraer y relajar. Al proceso de contracción se le conoce como vasoconstricción, y al proceso de relajación se le denomina vasodilatación (Aparato circulatorio, 2007).

Por tanto, mediante la regulación de estos dos procesos, el sistema circulatorio será capaz de controlar la cantidad de sangre que llegará a los vasos más microscópicos (los capilares). Este proceso de control de apertura y cierre recibe el nombre de autorregulación. (Merí, 2005). De manera que, gracias a este proceso de regulación, el sistema circulatorio puede alcanzar un funcionamiento realmente adecuado para las necesidades que tenga cada tejido.

Por otro lado, dicho proceso de autorregulación también hará posible el sensado del pulso en cualquier superficie pulsátil, como va a ser el dedo. Ya que, la regulación del proceso de vasoconstricción y vasodilatación que realizan los vasos sanguíneos, harán posible la medición de la tasa de aparición del flujo de sangre producido en la contracción, en un punto específico del cuerpo. Todo ello, se explicará en detalle a lo largo del apartado 2.6.2, sobre la fotopletismografía. Ya que, en dicho apartado se comprenderá la forma de captura de la señal de pulso.

Por último, es importante comentar, que, una vez conocido el funcionamiento básico del sistema circulatorio y los vasos sanguíneos, se cree conveniente

indagar de forma más específica en el funcionamiento del mismo. Ya que, se conoce que llegará un flujo de sangre específico, a la superficie donde se realice la medición (el dedo), porque el corazón es capaz de contraerse y relajarse, pero todavía no se conoce por qué es capaz de realizar estos movimientos. Por tanto, tampoco se conoce cómo se formará la señal que se va a medir. De manera que, para conocer lo anterior, se presenta el siguiente apartado 2.5, sobre los potenciales de acción.

## 2.5. Potenciales de acción

Con la intención de indagar en el funcionamiento de la contracción del músculo cardíaco, se presenta a continuación lo referente a los potenciales de acción de las células. Todo ello, se realiza con el objeto de entender el concepto de pulso, así como de conocer la forma de onda que el pulsómetro será capaz de medir, mediante la técnica de la fotopletimografía.

Se conoce que la actividad cardíaca, se hace posible gracias a la presencia de células musculares responsables de transmitir rápidamente impulsos eléctricos. Esto es posible gracias al hecho de que las células presentan un determinado potencial de acción. Es decir, un determinado potencial eléctrico, que varía en función de la corriente eléctrica que reciba la célula. Dicho potencial, va a tener 2 fases:

- **La despolarización**, en el que el potencial de la membrana tiende a cero y el interior de la célula se vuelve menos negativo, cambiando finalmente a positivo. Este hecho existe gracias a la existencia de un potencial eléctrico negativo inicial, en el interior de la célula.
- **La repolarización**, en el que el potencial, retorna a su valor de reposo. El interior de la célula volverá a ser negativo.

De manera que, cuando la célula se excita y adquiere el suficiente potencial eléctrico, por las fases descritas anteriormente, será capaz de transmitir el impulso eléctrico. Las células que inician la transmisión del impulso reciben en colectivo el nombre de nodo sinoauricular (SA) (ver figura 7, del presente apartado). (Aparato circulatorio, 2007).

Al activarse dicho nodo, las aurículas derecha e izquierda se activan. Ya que, el impulso será recogido y retrasado por el nodo auriculoventricular (AV) (ver figura 7, del presente apartado), antes de que dicho impulso sea recogido por los ventrículos. Este retraso, resulta ser de gran importancia. Ya que, gracias al mismo, los ventrículos podrán llenarse completamente antes de su posterior contracción.

Cuando este nodo transmite el impulso eléctrico, transmite la señal al haz de his<sup>1</sup>. A partir de ese momento la conducción del impulso se subdivide en dos ramas de conducción. Una rama para cada ventrículo. Estas ramas, también se subdividen en una extensa red de fibras especializadas en conducción, que son las fibras de Purkinje. Gracias a dichas fibras, los impulsos eléctricos podrán ser transmitidos debidamente por los ventrículos. Véase la figura 7, para visualizar los haces de fibras comentados.

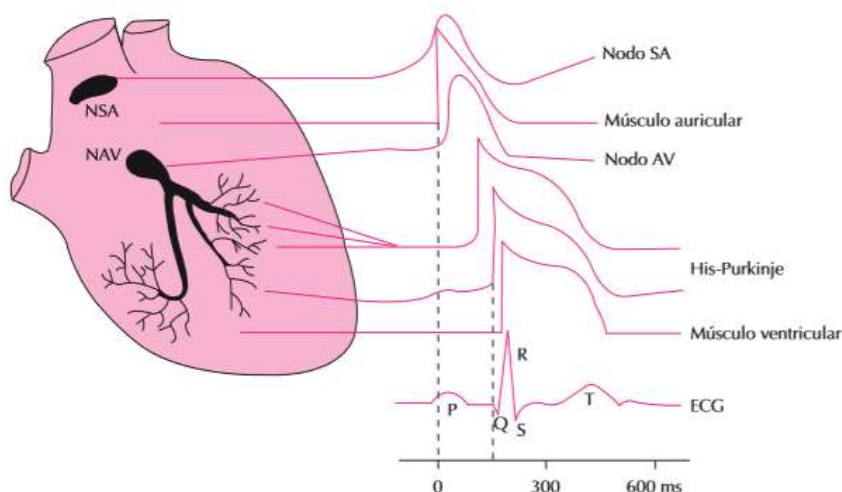


Figura 7. Representación de los potenciales de acción. (Fisiología humana, 2005)

En resumen, gracias a la presencia de estos potenciales de acción, se hace posible la transmisión del impulso eléctrico, así como la generación de una forma de onda específica que visualizaremos cuando se proceda a la medición del pulso. Los detalles referentes a la forma de onda que se obtendrá con la medición del pulso se muestran en el apartado 2.6, sobre las técnicas actuales

<sup>1</sup> El haz de his, conocido como fascículo auriculoventricular, es un fino haz de fibras del miocardio que permite la transmisión del impulso nervioso, desde el nodo auriculoventricular hasta los ventrículos. (Enciclopediasalud.com, 2016)

para la captura de pulso cardíaco, del presente capítulo. Dicha forma de onda juega un papel fundamental a la hora de la creación del algoritmo específico que se encargará del cálculo de la frecuencia cardíaca. No obstante, todo ello se explicará con mayor de detalle en el capítulo 3 y 4, del presente documento.

A continuación, se presentan las técnicas principales para la captura de la señal del pulso en cuestión, que se generará como consecuencia de la presencia del potencial de acción presente en las células contráctiles del corazón, y como consecuencia de la capacidad de la autorregulación comentada del sistema circulatorio.

## 2.6. Técnicas actuales para la captura de pulso cardíaco

Con objeto de comprender la forma de onda que se va a medir, se presentan las técnicas actuales para la captura del pulso cardíaco. Donde se podrán conocer las principales características de la señal de pulso, haciendo uso de los potenciales de acción comentados anteriormente. Así como las principales diferencias entre las señales de pulso obtenidas mediante técnicas distintas.

Actualmente el pulso cardíaco puede ser medido mediante dos técnicas, mediante el electrocardiograma y mediante la técnica de la fotopletismografía. A continuación, se detallan las características de cada una de ellas.

### 2.6.1. El electrocardiograma (ECG)

Los potenciales comentados en el apartado anterior se pueden recoger mediante un electrocardiograma (ECG), mediante electrodos debidamente colocados en la piel. De manera, que podríamos obtener la forma de onda representada en la figura 8.

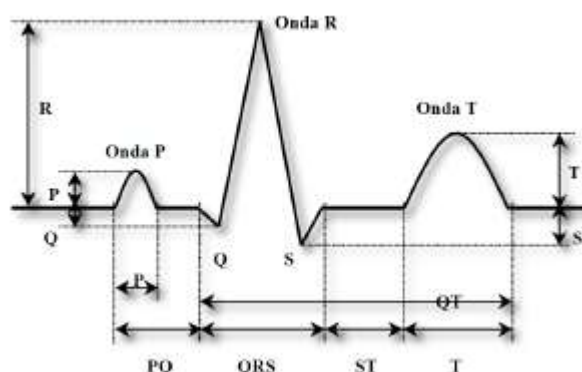


Figura 8. Representación de la señal de ECG (Angulo Duato, 2014)

Cuando llega a la célula una cierta corriente eléctrica que hace cambiar su potencial interior a positivo, y dichas células se encuentran en las aurículas, aparece una onda P en el ECG. Es decir, la onda P ocurre debido a la despolarización auricular. Posteriormente, tiene lugar la despolarización de los ventrículos, que queda reflejado en el complejo QRS. Por último, tiene lugar la repolarización ventricular, que se puede apreciar en la onda T.

El complejo QRS, es bastante importante, ya que es el que posee mayor amplitud de las señales del ECG, y, por tanto, es una señal muy apropiada para ser detectada por un sistema automático. Por esta razón, el intervalo RR, será el que proporciona el ritmo cardiaco ventricular. Que es medido entre dos ondas R consecutivas.

De esta forma aparece el concepto de ritmo cardiaco. De manera que podemos decir que el ritmo cardiaco o frecuencia cardiaca hace referencia al número de latidos que realiza el corazón por minuto. (Merí, 2005).

### **2.6.2. Fotopletismografía (PPG)**

Para el diseño e implementación del dispositivo electrónico se usará este tipo de técnica. Esto es debido a que la señal obtenida mediante ECG nos proporciona bastante información, más de la necesaria. De manera que, este método podría resultar un poco aparatoso, si nuestro único objetivo es obtener la frecuencia cardiaca.

Por suerte, es posible medir la frecuencia del ritmo cardiaco usando la técnica de la fotopletismografía. Dicha técnica se basa en obtener de forma aproximada el volumen de un cuerpo, determinando la luz que dicho cuerpo refleja. (Fotopletismografía, s.f.).

De forma que cuando la sangre sea impulsada por el corazón, se producirá la dilatación de los vasos sanguíneos. Por tanto, se va a incrementar la cantidad de sangre en el dedo de forma momentánea, modificándose el nivel de absorción de la luz. Si medimos la frecuencia con la que se realiza dicho cambio, podemos obtener la frecuencia cardiaca.

De manera que, el cambio de volumen será detectado con un fotodetector, gracias a la luz infrarroja que emite un diodo LED. Los tipos de captura de la señal, que se pueden llevar a cabo para el sensado de pulso, se muestran en la figura 9.

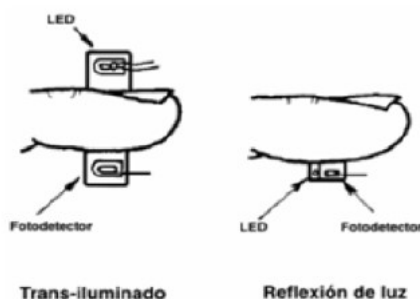


Figura 9. Principales técnicas de captación del pulso cardíaco, usando PPG. (Magaña, 2013)

Atendiendo a la figura 9, podemos destacar 2 tipos de configuraciones principales para el sensado del pulso: sensores de reflexión y de transmisión. Los sensores por transmisión suelen acomodarse en el dedo, de manera que el emisor de luz, y el receptor se encuentren enfrentados. Por el contrario, los sensores por reflexión se suelen colocar en cualquier superficie pulsátil. No obstante, suelen generar una señal de menor calidad que la generada por los sensores de transmisión. El principal problema de los sensores de transmisión radica en lo poco usable que resulta ser el dispositivo que hace uso de los mismos. Ya que, por la forma en la que se dispone el sensor, el dispositivo no resulta ser cómodo para poder ser usado, sobre todo, en el ámbito doméstico o deportivo.

En base a ello, y teniendo en cuenta el material disponible en la universidad, se ha decidido como mejor opción el uso del sensor de reflexión. Específicamente, se hará uso del sensor TCRT1000, comentado anteriormente. Para ver sus características técnicas, tal y como se ha comentado anteriormente, se puede consultar la tabla 1 del Anexo 1. Y para recordar su arquitectura externa e interna, consultar la figura 1 y la figura 2 del capítulo 1.

El funcionamiento básico de un sensor de reflexión radica en la creación de un paso de luz entre el fotodetector y el led. De manera que el led emitirá un haz de luz que atravesará el dedo, o una superficie pulsátil determinada, haciendo posible la recepción de la luz por el fotodetector, que será el encargado de

recoger la información de la señal que interesa medir. No obstante, todo lo referente al funcionamiento básico del sensor y al circuito utilizado para el diseño del pulsómetro, se explicará detalladamente a lo largo del capítulo 3 y 4 del presente Trabajo de Fin de Grado.

### 2.6.3. Diferencias entre la señal de ECG Y PPG

Tras haber realizado una breve explicación sobre las principales técnicas de captura del pulso, se procede a continuación a clarificar las principales diferencias entre cada una de ellas, con objeto de hacer más comprensible el tipo de señal que se va a usar en el diseño del pulsómetro.

Se conoce que la señal obtenida por PPG presenta considerables diferencias con respecto a la obtenida mediante ECG. Véase la figura 10, para visualizar, de forma gráfica, dichas diferencias.

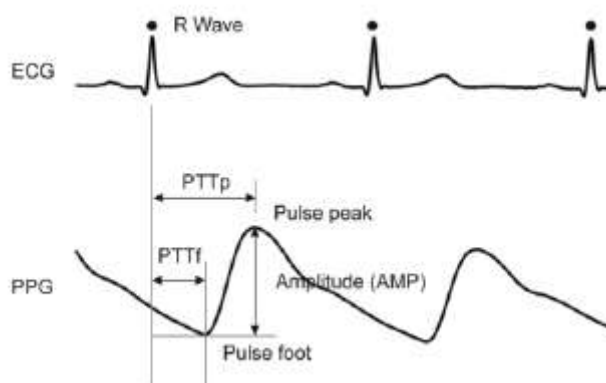


Figura 10. Diferencias entre la señal de ECG y PPG. (Angulo Duato, 2014).

Por un lado; la señal PPG, a diferencia del ECG, tendrá una componente continua (DC) y una componente alterna (AC). La primera se obtiene como consecuencia de la reflexión de luz por parte de los tejidos, de los huesos, etc. En cambio, la otra componente hace referencia a la variación de pulso, que se esté midiendo. De manera que se procederá a la eliminación de la componente continua en el acondicionamiento de la señal para conseguir una señal limpia y legible, posteriormente, por el convertidor analógico/digital de Arduino. (Angulo Duato, 2014).



Por otro lado, también se puede apreciar la existencia de cierto retraso en la señal obtenida mediante PPG, con respecto a la del ECG. Esto es debido al tiempo que transcurre desde que tiene lugar la contracción sistólica del corazón, hasta que el sensor capta la señal en el dedo. Ya que, la velocidad de transmisión es de 4 m/s en la aorta, de 8 m/s en las arterias grandes y de 16 m/s en las pequeñas. Luego cuando el pulso llega a la muñeca, transcurre 0.1 segundos más de tiempo desde que se produce el pico de expulsión sistólica a la aorta. (Merí, 2005). Debido a lo anteriormente mencionado, encontramos dicho retraso en la señal PPG. No obstante, ambas señales nos darán información acertada acerca de la frecuencia cardíaca.

Una vez conocido todo lo referente a la señal del pulso PPG y al concepto de frecuencia cardíaca, resulta coherente explicar por qué es importante su medición y el conocimiento de la misma. Todo ello, se comentará a lo largo del apartado 2.7 del presente documento.

## **2.7. La importancia de la frecuencia cardíaca**

Llegados a este punto del documento, se ha mostrado todo lo necesario para la comprensión de la generación del pulso cardíaco. Por esta razón, en el presente apartado se pretende hacer consciente al lector de lo importante que resulta el conocimiento de este valor, justificándolo con lo que hasta ahora se ha comentado.

Se sabe que, gracias al proceso de autorregulación presente en los vasos sanguíneos, la onda de presión provocada, por el movimiento sistólico que realiza el corazón, se transmite y viaja por todas las partes del cuerpo. De manera que llega a ser palpable, en forma de pulso, en las arterias grandes o superficiales. (Merí, 2005).

Por tanto, por un lado, conocer nuestra actividad cardíaca resulta realmente importante para conocer el esfuerzo que nos supone realizar un trabajo cardiovascular, o bien, para obtener información antes, durante y después de un entrenamiento físico específico. De esta forma conseguiremos evaluar nuestros propios progresos.



Por otro lado, también se convierte en un indicativo cardiovascular bastante importante no solo para deportistas, sino también para personas que tengan problemas cardiacos. Por ejemplo, conocer el pulso de un paciente en el quirófano nos dará información acerca de su salud cardiovascular en tiempo real.

En definitiva, conocer y controlar la frecuencia cardiaca es un indicativo que nos dará información del estado físico en que se encuentra el órgano más importante del sistema cardiovascular, el corazón. Tanto en el ámbito deportivo, como en el ámbito doméstico o médico, siendo muy útil para prevenir posibles problemas cardiacos o para evaluar su estado físico al realizar un entrenamiento determinado.

### **2.7.1. Taquicardia, bradicardia y frecuencia máxima (FCmax).**

A la hora de la medición de la frecuencia cardiaca se tiene que tener claro, el rango genérico normal en el que se tiene que encontrar el pulso. Esto es, porque la finalidad del pulsómetro no tendría sentido con el desconocimiento de la interpretación de los resultados. Es por esta razón, por la que se pretende mostrar esa “teoría”, que hará complementar el buen funcionamiento del dispositivo.

Se conoce que cuando las pulsaciones por minuto (ppm), se encuentran por encima de 100 ppm, en un estado de reposo, nuestro corazón está latiendo por encima de lo que los profesionales sanitarios reconocen como normal. Por esta razón, se dice que el individuo presenta taquicardia. Sin embargo, cuando las pulsaciones se encuentran por debajo de 60 ppm, el individuo presenta bradicardia. (Merí, 2005).

Por tanto, una frecuencia cardiaca normal, se encuentra entre 60 y 100 ppm. Aunque, estos valores son genéricos. Es decir, dicho rango podría variar significativamente dependiendo de la edad, de la actividad física e incluso del sexo que tenga un individuo. No obstante, de forma genérica se puede afirmar que, si al realizar la medición el paciente no tiene un pulso comprendido entre este rango, podría ser un indicio de que hay algo que no funciona correctamente, luego se recomienda consultar a un profesional sanitario.

Además, también es relevante nombrar el concepto de frecuencia cardíaca máxima (FCmax). Dicha frecuencia es el número máximo de pulsaciones por minuto al que puede trabajar el corazón. (Frecuencia cardíaca de reserva, s.f.). De manera que, si se hace trabajar a su FCmax, durante un tiempo prolongado; se podrían producir lesiones cardiovasculares no deseadas, que podrían inducir incluso a una muerte súbita. La FCmax se suele calcular restando 220 a la edad que se tenga en el momento del cálculo de la misma. Es decir,  $FC_{max} = 220 - \text{edad}$ . No obstante, dicha fórmula presenta un margen de error de aproximadamente 10 puls/min. (Merí, 2005). Además, varía entre sexos y también depende de la forma física. Luego el resultado obtenido no es muy preciso, pero si resultará ser un dato aproximado.

Una vez conocido lo anteriormente comentado, se conocen los requerimientos básicos necesarios para interpretar de forma correcta los resultados del pulsómetro. Quedado así complementado el correcto funcionamiento de este sistema.

## **Capítulo 3**

### **Desarrollo del módulo analógico**

#### **3.1. Introducción**

Durante el desarrollo de este capítulo, se explicará el proceso de desarrollo de la parte hardware del dispositivo de captación de pulso cardíaco. Por tanto, se comenzará desde el trazado del esquemático inicial de los circuitos hasta el diseño final de la placa de circuito impreso.

Para todo ello, se realizará un breve análisis inicial acerca de la arquitectura global del sistema. Posteriormente, una vez conocido de forma genérica dicha arquitectura básica, se procederá al análisis de sus partes. Todo ello, con el objetivo básico de conocer en profundidad el desarrollo que se ha llevado a cabo para la elaboración definitiva del sistema.

De esta forma, se presenta a continuación el desarrollo más importante del proceso de creación del sistema. Ya que, una vez finalizado el desarrollo, se obtiene la señal de pulso acondicionada y lista para ser posteriormente procesada e interpretada.

#### **3.2. Arquitectura del sistema**

En la arquitectura del sistema, se introducirán los diagramas de bloques necesarios para el desarrollo de la arquitectura global de todo el sistema. De manera que, a lo largo del presente capítulo, se realizará la explicación desde el más alto nivel del dispositivo, hasta el más bajo. Por ello, una vez que se presente dicha arquitectura, se introducirá el desarrollo de cada parte que la conforma. Todo ello, se realiza con el objetivo básico de mostrar la estructura del sistema, para facilitar tanto su explicación, como su comprensión. Por tanto, con motivo de presentar la estructura general del funcionamiento del sistema, se muestra a continuación el siguiente diagrama de bloques:



Diagrama de bloques 1. Estructura general del funcionamiento del sistema.

En dicho diagrama, se puede observar la presencia de 3 bloques distintos: La interfaz de usuario, el microcontrolador, de la placa de Arduino Mega utilizada, y el sensor de pulso (que hace referencia a la totalidad del circuito realizado, integrado en la PCB, comentada en la tecnología utilizada, en el Capítulo 1). Es notorio decir que, los dos primeros bloques hacen referencia a la parte digital del sistema, sin embargo, lo referente al sensor de pulso, comprenderá la parte analógica. Por tanto, una vez presentado el diagrama, se procede a continuación, a la explicación del mismo.

Inicialmente, desde el PC, que alberga la interfaz de usuario, se envía la señal de encendido, necesaria para la activación del sistema. Posteriormente, se pondrá en funcionamiento el microcontrolador de Arduino, haciendo posible que el sensor de pulso reciba una señal de control de encendido, que activará el interruptor del circuito, permitiendo que el sensor utilizado pueda llevar a cabo su función principal, que es medir el pulso, utilizando para ello la técnica de la fotopletismografía, descrita en el apartado 2.6.2, del capítulo 2, del presente documento.

Por tanto, una vez que el sensor se encuentre activo, enviará al convertidor analógico/digital, las muestras referentes al pulso. De manera que, el microcontrolador de Arduino se encargará de captar y enviar dichas muestras por el puerto serie. Posteriormente, las muestras serán leídas y procesadas, desde el puerto serie, mediante el programa de Visual Studio, donde se ha generado una aplicación de consola para generar la interfaz de usuario, por donde se verán las muestras referentes al pulso.

Es notorio decir, que la medición del pulso finalizará cuando el usuario decida finalizar la ejecución del programa que conforma la aplicación de consola realizada para la visualización del pulso.

Una vez expuesto el funcionamiento general del sistema, se presenta a continuación, lo referente a la arquitectura de la parte hardware, que comprende todo el desarrollo del módulo analógico.

### 3.3. Arquitectura del hardware del sistema

A continuación, se presenta la arquitectura del hardware del sistema. Dicha arquitectura hace referencia especialmente a la parte del sensor de pulso del diagrama de bloques 1, presentado en el apartado 3.2, del presente documento.

Dicho sensor de pulso se divide en 2 bloques distintos, que son: la fuente o el emisor de luz, y el sensor de luz. El diagrama de bloques referente a dicho sensor se puede apreciar en el diagrama de bloques 2, del presente apartado.

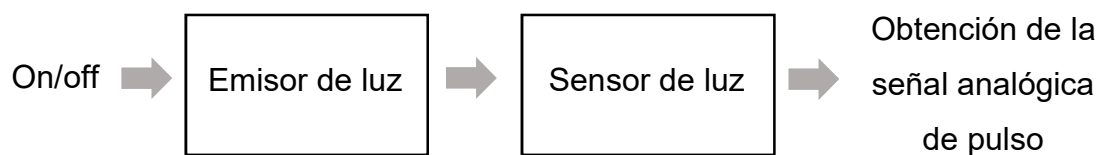


Diagrama de bloques 2. Diagrama de bloques del sensor de pulso

Para su correcta comprensión, se presenta a continuación, la explicación detallada de cada bloque.

- **Emisor de luz**

En primer lugar, encontramos el circuito emisor de luz, encargado de generar una fuente de luz concreta, cuando reciba la señal de control (on/off). Por tanto, cada vez que se reciba la señal de encendido el circuito se activará y comenzará la emisión de luz, que deberá ser la misma cada vez que se vuelva a encender el dispositivo. Una vez que la luz es emitida, incidirá directamente sobre el dedo. Por tanto, parte de esa luz quedará absorbida por dicho cuerpo, y otra parte será reflejada. Pues, será la luz reflejada la que será captada por el sensor de luz.

Se debe tener en cuenta que, para el correcto funcionamiento del sistema, se tiene que considerar una emisión de luz específica. Ya que, si el emisor genera una fuente de luz por debajo de un rango determinado, el sensor no será capaz de medir datos con la suficiente amplitud. Por el contrario, si la fuente de luz resultara ser excesiva el sensor no mediría de forma correcta, llegando incluso a quemar el led del mismo (ver figura 2, del capítulo 1, para visualizar el led del sensor en cuestión).

Por todo ello, el control del funcionamiento del emisor de luz resulta ser realmente importante para procurar el buen funcionamiento del pulsómetro. No obstante, dicho circuito, se presentará con mayor detalle a lo largo del presente capítulo, específicamente en el apartado 3.5, del presente documento.

- **Sensor de luz**

Después del emisor de luz, encontramos el circuito sensor de luz, que será el encargado de captar la señal de pulso, gracias a la reflexión de la luz producida en el dedo. Además de recibir la señal, el circuito sensor de luz será capaz de llevar a cabo el acondicionamiento de la señal para su posterior envío al conversor analógico/digital.

En dicho circuito, resulta importante tener en cuenta los componentes que harán posible, tanto el filtrado, como el amplificado de la señal. Ya que son los que permitirán obtener una señal lo suficientemente apta como para poder ser interpretada por dicho conversor.

No obstante, todos los componentes utilizados para la recepción de la señal, el filtrado, y su posterior amplificado, se desarrollarán detalladamente a lo largo del presente capítulo. Además, también se presentará el esquemático del circuito para la interpretación del mismo. Todo ello, se llevará a cabo específicamente en el apartado 3.6, sobre el diseño del circuito sensor luz, del presente documento.

Una vez presentada la arquitectura de la parte hardware del sistema, se procede a continuación al desarrollo, en profundidad, de cada circuito presentado. No obstante, es importante señalar que, debido a la necesidad de

una emisión de luz concreta (por parte de la fuente de luz) se ha considerado necesario la previa introducción de lo expuesto en el apartado 3.4 del presente documento.

### **3.4. Caracterización del sistema Led – fototransistor**

El principal objetivo de este apartado es realizar el cálculo del punto de operación del diodo, del emisor de luz. Es decir, se realiza con objeto de establecer una fuente de luz específica por parte del emisor de luz, para poder asegurar un buen funcionamiento por parte del sistema.

Para cumplir las expectativas de este apartado, se ha considerado conveniente la introducción de los conceptos básicos referentes al diodo de unión y al transistor bipolar. Después de ello, se comenzará con la descripción y justificación del procedimiento sobre la caracterización de dicho sistema, con objeto de favorecer la comprensión sobre el diseño del circuito del pulsómetro.

#### **3.4.1. El diodo de unión**

El diodo se trata de un dispositivo que deja pasar la corriente en un solo sentido. Todo ello ocurre debido a la estructura interna del mismo, ya que se forma al dopar un cristal semiconductor como material de tipo  $P^2$  en un extremo, y como material de tipo  $N^3$  en el otro. (Mecafenix, 2018). Véase la figura 11 para ver la estructura idealizada del diodo, y la figura 2 del capítulo 1, para visualizar la ubicación del diodo del sensor de pulso TCRT1000, que se va a utilizar, en el diseño del circuito del pulsómetro.

---

<sup>2</sup> El material de tipo P hace referencia a un semiconductor extrínseco. Es decir, hace referencia a los semiconductores obtenidos al añadir determinadas concentraciones de impurezas que permiten controlar la conductividad de un material. Las impurezas de este tipo tienen 3 electrones en su última capa. Además, genera una asimetría eléctrica que representa una posición de baja energía capaz de capturar un electrón libre procedente de algún enlace roto. Por tanto, esta estructura hace posible la creación de un hueco, y un ion negativo fijo en la red.

<sup>3</sup> El material de tipo N hace referencia a un semiconductor extrínseco. A diferencia del anterior, este tipo de impurezas presenta 5 electrones en su última capa. Hace que se genere un electrón ligado a la impureza, que tendrá muy poca energía. Dicho electrón quedará libre en cuanto la adquiera, dejando un ion positivo fijo en la red cristalina.

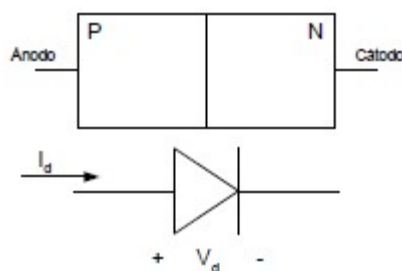


Figura 11. Estructura física idealizada del diodo de unión

Cuando se introduce una carga en el espacio entre una zona cargada positivamente, y otra zona cargada negativamente, ésta sufrirá una fuerza eléctrica y tendrá una energía de potencial. Dichas magnitudes, dependerán del valor de la carga que se ha colocado. No obstante, para describir las propiedades eléctricas de un entorno de forma independiente a la carga que se coloque, se hace referencia a magnitudes independientes de la carga aplicada. De esta forma, se van a usar los conceptos de campo eléctrico, y de potencial eléctrico. Si se produce el movimiento de las cargas en el interior del diodo, aparece el concepto de barrera de potencial. Ya que, el movimiento de estas cargas se va a ver frenado por el potencial. De igual forma que, al subir las escaleras luchamos contra la barrera de potencial creada por el campo gravitatorio.

Por otro lado, en el diodo aparecen dos corrientes, debido principalmente a la diferencia de cargas entre la zona N y P. Dichas corrientes son: la corriente de arrastre y la corriente de difusión.

- **Corriente de difusión:** Aparece cuando a un lado de la unión hay más electrones que en el otro. Siendo la tendencia natural, que estas concentraciones se igualen. Por tanto, cuando se pierden electrones en un lado, se queda dicha zona cargada positivamente (en presencia de huecos), y se ganan electrones en el otro lado, quedándose esta otra cargada negativamente (en presencia de electrones).
- **Corriente de arrastre:** Aparece cuando se da una diferencia de cargas, que hace posible la creación de un campo eléctrico. Ya que, los electrones que sufren este campo experimentarán una fuerza que los arrastra hacia la zona donde haya más electrones.



En función a todo ello, se pueden encontrar tres situaciones:

- 1) **El equilibrio**, en el que aparecerá una corriente de arrastre de electrones que pasará del lado P al lado N. Y otra corriente de huecos opuesta a la anterior. De manera que, en equilibrio la corriente total que circula por el dispositivo será nula.
- 2) **La polarización inversa**, en la que aparecerá una corriente total que dependerá principalmente de la corriente de arrastre. De manera que aparecerá un potencial eléctrico mayor en el lado del cátodo que en el del ánodo.
- 3) **La polarización directa**, en la que aparecerá un potencial eléctrico mayor en el lado del ánodo que en el del cátodo. De manera que, la corriente total que circula por el dispositivo va a depender principalmente de la corriente de difusión.

Se conoce que cuando el diodo se polariza directamente, y es capaz de emitir luz, nos encontramos ante un tipo de diodo específico que será el que se utilizará para el desarrollo del prototipo de pulsómetro. Dicho tipo de diodo se conoce como Led.

Con objeto de comprender el funcionamiento de este elemento de circuito se presenta a continuación, su curva característica principal. Véase la figura 12.

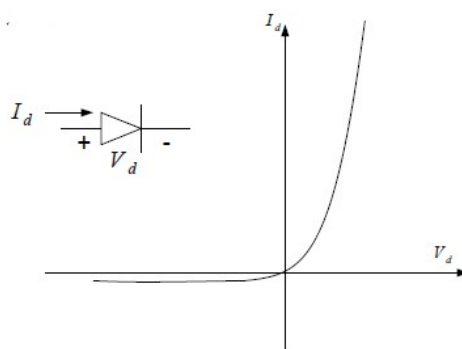


Figura 12. Curva característica del diodo de unión.

Es notorio tener en cuenta que se han creado modelos aproximados del diodo con la intención de retener las características más importantes del diodo real. Por esta razón, se presenta a continuación la curva característica y las propiedades del modelo que se ha utilizado para el desarrollo del prototipo en cuestión. Véase la figura 13.

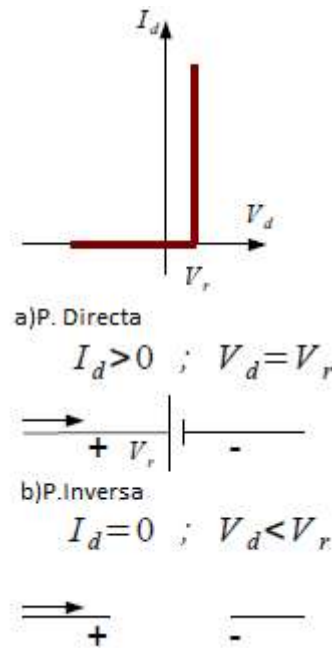


Figura 13. Modelo lineal con tensión umbral del diodo

Atendiendo a la figura 13, se pueden visualizar 2 opciones: la a), en la que el diodo trabaja en zona directa y la b) en la que se polarizará de forma inversa. En la primera opción el diodo estará encendido, sin embargo, en la segunda estará apagado. Ya que la intensidad en el diodo será nula. Si apreciamos la figura 13, se comprueba que en ambas opciones aparece el valor de la tensión umbral ( $V_r$ ), que, por motivos establecidos por el fabricante del diodo a utilizar, toma un valor de 1V.

Con todo lo anteriormente comentado, se puede afirmar que, para el cálculo del punto de operación, será necesario que el diodo se encuentre polarizado de forma directa, ya que así el led podrá emitir luz. Por tanto, una vez concluidos los conceptos básicos sobre el led, se procede a la introducción de las principales características de los transistores. Ya que será importante tenerlas presentes, tanto para el cálculo del punto de operación del diodo, como para el diseño de los circuitos del prototipo.

### 3.4.2. El transistor bipolar

Un transistor bipolar común es un dispositivo encargado de aumentar la corriente y disminuir el voltaje. Destaca especialmente por ser un dispositivo capaz de controlar la corriente mediante sus terminales. (Ibarra B., Medina, & Bernal, 2007). Además, se puede decir que el transistor se considera un dispositivo bipolar porque la conducción se debe a la aparición de portadores de dos polaridades: los huecos positivos y los electrones negativos.

Por un lado, para que un transistor pueda realizar estas operaciones adecuadamente, presenta unas zonas de trabajo o modos de operación en los que el transistor adoptará un comportamiento u otro. Todo ello, se presentará detalladamente en el apartado 3.4.2.1, sobre el transistor bipolar, del presente apartado.

Por otro lado, todos los transistores pueden ser NPN o PNP. La principal diferencia entre ambas configuraciones es que en el primer caso la corriente sale del transistor hacia el emisor, y en el segundo caso, la intensidad entra del emisor al transistor. No obstante, a lo largo del presente documento, todas las configuraciones de los transistores utilizados serán de tipo NPN. (Electrónica de Potencia/Transistor bipolar de potencia/Estructura y principio de funcionamiento, 2019). Por esta razón, se presenta a continuación la estructura física de este tipo de configuración (Ver figura 14, para la visualización de la estructura general del transistor, y ver figura 2 del capítulo 1, para la visualización del transistor del sensor TCRT1000.).

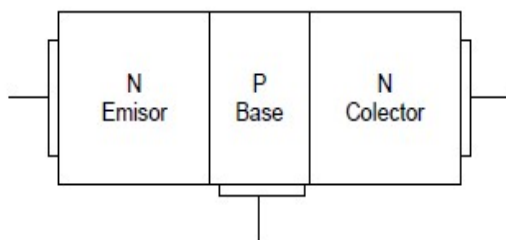


Figura 14. Estructura física idealizada del transistor NP

### 3.4.2.1. Modos de operación de los transistores

#### ➤ Zona en corte

Cuando un transistor NPN trabaja en corte, podemos encontrarlo representado tal y como se muestra en la figura 15. Además, se pueden observar las principales características de esta zona en la tabla 3 del presente documento.

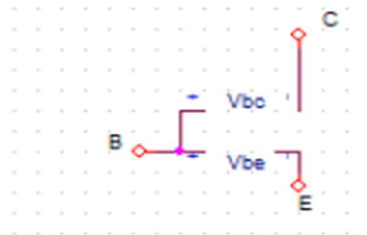


Figura 15. Estructura del transistor en zona de corte

Características principales	
Ecuación 1 – Zona de Corte	$I_c = I_b = I_e = 0$
Ecuación 2 – Zona de Corte	$V_{be} < V_{beact}$
Ecuación 3 – Zona de Corte	$V_{bc} < V_{beact}$

Tabla 3. Características principales del transistor en zona de corte

#### ➤ Zona en saturación

Cuando un transistor trabaja en zona de saturación se puede representar tal y como se muestra en la figura 16. También se pueden observar las características principales de esta zona en la tabla 4 del presente documento.

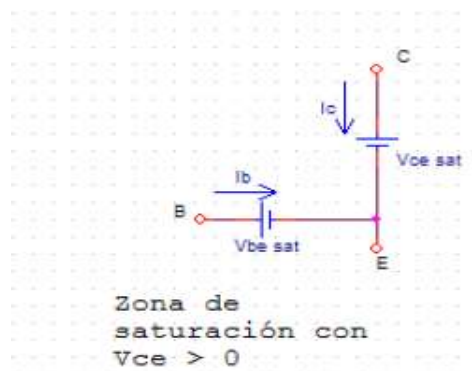


Figura 16. Estructura del transistor en zona de saturación

Características principales	
Ecuación 1 – Zona de Saturación	$I_b > 0$
Ecuación 2 – Zona de Saturación	$V_{ce} = V_{cesat}^4$
Ecuación 3 – Zona de Saturación	$I_c < \beta I_b$
Ecuación 4 – Zona de Saturación	$V_{be} = V_{beact}$

Tabla 4. Características principales del transistor en zona de saturación

### ➤ Zona activa

El transistor en zona activa podría representarse tal y como se muestra en la figura 17. Además, se pueden apreciar las características principales de esta zona en la tabla 5.

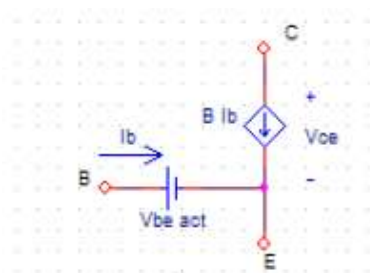


Figura 17. Estructura del fototransistor en zona activa

Características principales	
Ecuación 1 – Zona activa	$I_b > 0$
Ecuación 2 – Zona activa	$V_{ce} > V_{cesat}$
Ecuación 3 – Zona activa	$I_c = \beta I_b$
Ecuación 4 – Zona activa	$V_{be} = V_{beact}$

Tabla 5. Características principales del fototransistor en zona activa

Una vez completada la introducción referente a los conceptos básicos sobre el diodo de unión y el transistor bipolar, se muestra a continuación, la descripción del procedimiento y del montaje electrónico necesario para el cálculo del punto de operación del led del sensor.

<sup>4</sup>  $V_{cesat}$  toma el valor concreto de 0.7V.

### 3.4.3. Descripción del procedimiento de caracterización

El proceso que se ha realizado para la caracterización del sistema led – fototransistor, se basa en la idea del cálculo de la intensidad que debe circular por el diodo del sensor, para que la tensión  $V_{ce}$  del transistor del sensor esté centrada en un modo de operación adecuado para el buen funcionamiento del sistema.

Es notorio decir que, la luz emitida por el led del sensor TRT1000, incidirá directamente en el dedo de la persona que realice la medición. Por tanto, parte de dicha luz se reflejará en el dedo, y otra parte será absorbida por el mismo. De manera que, será la luz reflejada la que alcanzará la base del fototransistor del sensor, generando una intensidad concreta de base. Debido a este hecho, la fuente de luz incidente en el transistor del sensor, no se puede conocer con exactitud. Ya que, no se conoce ni el coeficiente de reflexión del dedo, ni la ganancia del fototransistor. Luego, el cálculo del punto de operación del diodo nos dará información aproximada de la intensidad que podría estar recibiendo la base del fototransistor para que el sensor funcione adecuadamente.

De manera que, para el cálculo de este punto de operación del diodo, se ha realizado el diseño de un circuito de prueba, muy sencillo, que hace uso del sensor TCRT1000<sup>5</sup>. De manera que, se utilizará este circuito para realizar el cálculo de la intensidad en el diodo que se utilizará posteriormente en el diseño del circuito emisor. Para que, de esta forma, se realice el diseño del circuito emisor de luz con el objetivo de emitir una fuente de luz concreta, que se considere adecuada para el buen funcionamiento del sensor.

Ver figura 18, para apreciar el diseño físico del circuito de prueba generado, y la figura 19, para visualizar tanto la entrada como la salida del mismo.

---

<sup>5</sup> Dicho sensor será el mismo que el sensor utilizado para la generación de los circuitos necesarios, utilizados para la generación del prototipo en cuestión. Por tanto, el cálculo de la intensidad en el diodo, del circuito de prueba, servirá para el diodo del circuito emisor de luz. Ya que los sensores utilizados, en ambos casos, son los mismos.

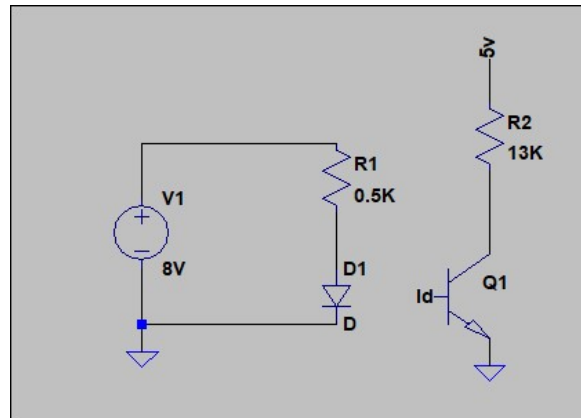


Figura 18. Circuito de prueba utilizado en el cálculo del punto de operación del diodo del circuito emisor de luz.



Figura 19. Entrada(azul) y salida(amarilla) del circuito de prueba

En la figura 19, se ha usado una fuente de alimentación, para conseguir una entrada triangular de 8V, y para el suministro a R2 de 5V. También se ha usado una resistencia de 0,5k $\Omega$ , un diodo, un transistor y una resistencia de 13k $\Omega$ . Estos valores, se han escogido tras un previo análisis del funcionamiento de este circuito. En dicho análisis, se ha comprobado que en lado del transistor se tiene:

$$V_{cc} = I_c^6 \times R_2 + V_{ce}; \text{ siendo } V_{cc} = 5V^7.$$

<sup>6</sup> Es importante recordar que, este valor se corresponde con la intensidad de colector del transistor del sensor utilizado en el circuito de prueba.

<sup>7</sup> Se ha considerado establecer un valor fijo para la alimentación del transistor, realizando pruebas experimentales. De valor concreto igual a 5V.

De donde se obtiene que:

$$V_{ce}^8 = V_{cc} - I_c \times R_2$$

Por tanto, si la resistencia  $R_2$  fuera muy grande, por muy pequeño que fuera el valor de la intensidad del colector del transistor, se obtendría un producto superior al valor de la tensión de alimentación ( $V_{cc}$ ). Por tanto, se sacaría al transistor de la zona activa, saturándolo. Por el contrario, si  $R_2$  fuera pequeña, se necesitaría una intensidad de colector muy grande para que se alcance la saturación. Nivel de iluminación que el led es probable que no sea capaz de generar antes de romperse. De manera que, teniendo en cuenta lo anterior, se ha escogido un valor para la resistencia  $R_2$  igual a  $13K\Omega$ . Ya que, en principio, se estimó que dicho transistor trabajaría en zona activa, porque se ha tenido en cuenta las características que presenta cada zona (ver 3.4.2, del presente capítulo). No obstante, a lo largo del presente capítulo, se estudiará en detalle, si efectivamente el transistor trabaja en esta zona.

Por otro lado, tal y como se comentó en la introducción de este apartado, es necesario conocer una tensión concreta, entre los terminales colector - emisor del transistor del sensor, para realizar el cálculo de la intensidad en el diodo que haga posible que el transistor adquiera dicha tensión (cuando el led emita una fuente de luz determinada). De manera que, será esta intensidad en el diodo (calculada a partir de este circuito de prueba), la que se prenderá mantener en el diseño del circuito emisor de luz. No obstante, antes de su cálculo, es necesario estimar el modo de operación del transistor (del circuito de prueba) más adecuado, para que el valor de  $V_{ce}$  pertenezca al rango de tensión de dicho modo, y de esta forma asegurar un adecuado comportamiento por parte del sistema. Por ello, se analizará a continuación, el modo específico de funcionamiento que debe de tener dicho transistor para asegurar el buen funcionamiento del sistema en cuestión.

---

<sup>8</sup> El valor de  $V_{ce}$ , tal y como se comentará más adelante, se podrá calcular utilizando un osciloscopio proporcionado por el material disponible en el laboratorio de electrónica de la universidad de Málaga. De manera que, se considera con valor conocido, para la realización de los cálculos pertinentes.



### ➤ Zona de corte

Teniendo en cuenta las características de la zona de corte (representadas en el apartado 3.4.2, del presente capítulo), y teniendo siempre presente la estructura del circuito de prueba, se procederá a continuación al cálculo del punto de trabajo del transistor en este modo, atendiendo a los terminales C y E del mismo. Véase la figura 20, para la visualización del transistor del circuito de prueba en zona de corte.

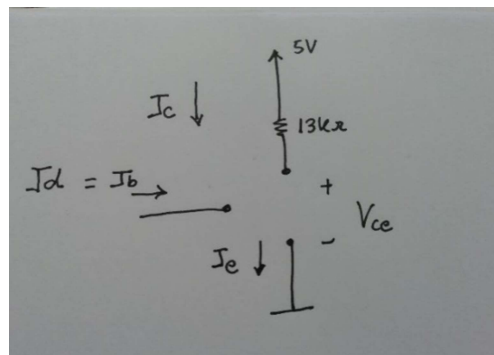


Figura 20. Estructura física del transistor del circuito de prueba en zona de corte

En dicha figura, se puede observar que, entre C y E encontramos una tensión  $V_{ce}$  que toma el valor de 5 voltios. Ya que, en la imagen del circuito de prueba (ver figura 18), el colector del fototransistor estaría conectado a una resistencia de  $13k\Omega$ , que a su vez estaría conectada a una tensión de 5 voltios (ya que se le ha dado un valor fijo y conocido, calculado experimentalmente). Todo ello se justifica en la siguiente expresión:

$$-5 + 13k\Omega \times I_c + V_{ce} = 0, \text{ siendo } I_c = 0.$$

$$\text{Se obtendría, } V_{ce} = 5V$$

Como consecuencia de los cálculos realizados, y al hecho de que la intensidad del diodo, o de la base, se hará nula en este modo de operación, se puede intuir que no será la zona adecuada para el buen funcionamiento del transistor. Puesto que el transistor no recibirá la suficiente luz como para que el sensor pueda funcionar adecuadamente.

### ➤ Zona de saturación

Se procede a continuación, a la representación del transistor del circuito de prueba en zona de saturación. Para ello, véase la figura 21.

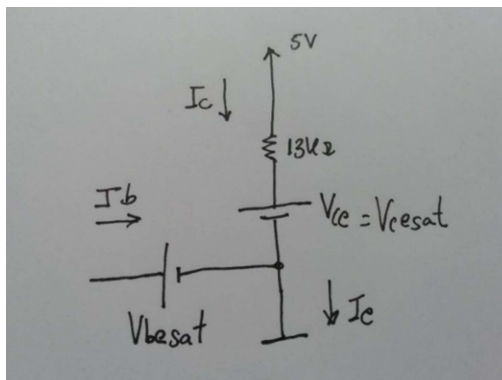


Figura 21. Estructura física del transistor del circuito de prueba en zona de saturación

Por tanto, si tenemos en cuenta el circuito de prueba, representado en la figura 18, y las características principales del transistor en saturación (descritas en el apartado 3.4.2, del presente capítulo), además del sentido de la corriente  $I_c$  (ver figura 21), se puede deducir lo mostrado a continuación:

$$-5 + 13k\Omega \times I_c + V_{ceSat} = 0$$

$$I_c = \frac{5 - V_{ceSat}}{13K\Omega}$$

La teoría dice que cuando se satura el fototransistor la corriente en el colector tiende a hacerse máxima, luego podemos intuir que para que eso ocurra,  $V_{ce}$  tiene que tener un valor próximo a cero. De esta forma, se sabe que una intensidad máxima podría hacer que el sensor no trabaje adecuadamente, ya que incluso podría quemarse el diodo. Por ello, se concluye afirmando que esta zona de trabajo tampoco resultaría ser la más idónea para el buen funcionamiento del transistor.

### ➤ Zona activa

A continuación, se procede a la representación del fototransistor del circuito de prueba en zona activa. Para ello, ver figura 22.

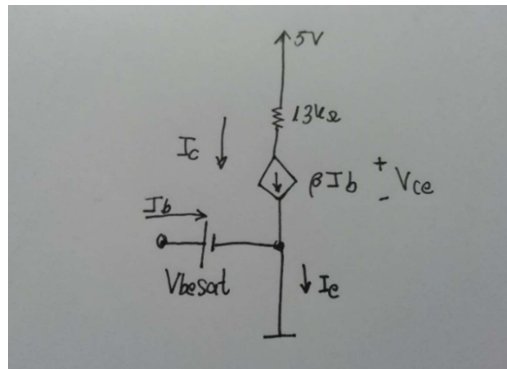


Figura 22. Estructura física del transistor del circuito de prueba en zona activa

Teniendo en cuenta la figura 22, y la ecuación 3 de las características de la zona activa descritas (en el apartado 3.4.2, del presente capítulo), se obtiene que:

$$I_b + I_c = I_e$$

$$I_b (B + 1) = I_c. \text{ Siendo } I_c = B I_b.$$

$$I_e = I_c$$

En este modo de operación, se comprueba, que no se encuentra inconveniente alguno para el buen funcionamiento del transistor. Además, la igualdad calculada será fundamental para el diseño específico del circuito emisor. No obstante, esto se explicará con mayor detalle en el apartado 3.5. sobre el circuito emisor de luz, del presente documento.

En conclusión, nuestra prioridad es que el fototransistor trabaje en activa, ya que en corte el led se iluminará poco, porque la luz reflejada no es suficiente para que conduzca el fototransistor. Tampoco interesaría que el fototransistor se encuentre saturado porque el led se iluminará demasiado, y la  $V_{ce}$  será prácticamente nula. Además, en zona activa, se obtendrá una  $V_{ce}$  proporcional al nivel de iluminación. Que permitirá el cálculo de una intensidad en el diodo, que hará posible la emisión de una fuente de luz concreta, por parte del circuito emisor de luz, que permitirá el funcionamiento adecuado del sensor.

Por lo tanto, de acuerdo con lo anteriormente descrito, son los límites de tensión de la zona activa los que se deben calcular para averiguar un punto intermedio de trabajo para el led, y obtener así, una tensión  $V_{ce}$  concreta.

Todo lo referente a dichos límites, se explicará con detalle a lo largo del apartado 3.4.3.1, sobre la curva característica del transistor, del presente documento.

### 3.4.3.1. Curva característica de la zona activa del transistor del circuito de prueba

Una vez que se conoce que el transistor debe de trabajar en zona activa, para procurar el buen funcionamiento del dispositivo, se procede en el presente apartado al cálculo de los límites de dicha zona. Para ello, se realiza el cálculo de la curva característica de la zona activa del transistor. Dicha curva, se obtiene gracias a la luz del led reflejada en un dedo (que es el lugar seleccionando para medir el pulso).

Para la representación de la curva, se ha hecho uso del osciloscopio. Véase la figura 23 para visualizar la curva de caracterización obtenida, con los ejes x e y marcados en rojo, y el origen señalado con un círculo en blanco<sup>9</sup>.

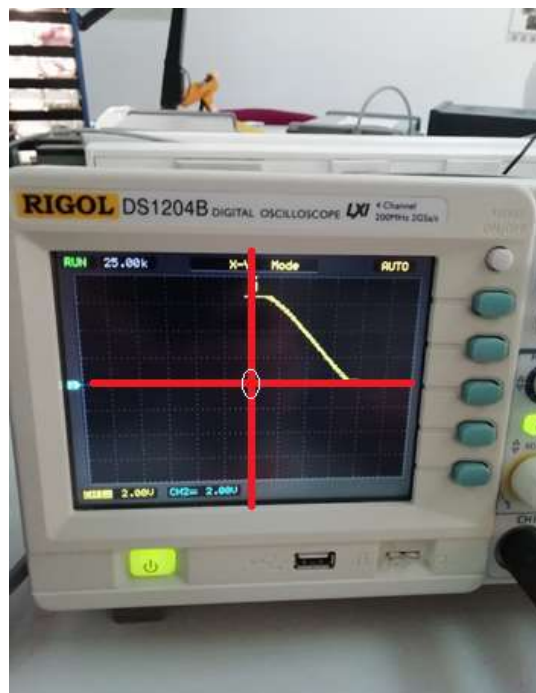


Figura 23. Curva característica del transistor del circuito de prueba

<sup>9</sup> El eje y, es el eje rojo vertical, hace referencia a la tensión  $V_{ce}$  del transistor del circuito de prueba. Y el eje x, es el eje horizontal rojo, hace referencia a la tensión en el led del circuito de prueba.

Como se puede comprobar en la imagen, el límite de la zona de corte se da aproximadamente cuando la tensión del led se encuentra entre 0 y 2 voltios. Por tanto, la zona activa se encuentra aproximadamente entre 2 y 8 voltios. Y la zona de saturación comienza cuando se sobrepasan los 8 voltios.

Una vez reconocidas las distintas zonas de trabajo para el led, resulta importante tener en cuenta que, la variación de la tensión de alimentación del diodo producirá variaciones en la intensidad del mismo. Haciendo posible el cálculo de la intensidad en el diodo, cuando la  $V_{ce}$  se encuentre entre los límites de tensión de la zona activa. Ya que se tiene:

$$V_{dd}^{10} = I_d^{11} \times R_d^{12} + V_r^{13}; \text{ con } V_r^{13} = 1V, \text{ y para el led: } I_d = \frac{V_{dd} - V_r}{R_d}$$

De manera que, si aplicamos una tensión entre 2 voltios y 8 voltios al led, la luz que se refleja hacia el fototransistor hace que trabaje en zona activa con una  $V_{ce}$  comprendida entre 0 y 6V aproximadamente. Para seleccionar el punto de intensidad que hay que aplicar al led, nos fijamos en un punto intermedio en el que el fototransistor trabaje en zona activa. Dicho punto intermedio se obtiene aproximadamente cuando  $V_{ce} = 3V$ . Si nos fijamos en la figura 23, esto se consigue cuando aplicamos 4 voltios al led, es decir, cuando circula por el led:

$$I_d (\text{Intensidad en el diodo}) = \frac{(V_{ce}^{14} - V_d)}{0,5K\Omega} = \frac{3V - 1V}{0,5K\Omega} = 4mA$$

Por tanto, la intensidad en el diodo será de 4 mA. Ya que, en función a los cálculos realizados se puede afirmar que cuando el led adquiere esta intensidad, emite una fuente de luz que será recibida por el transistor del sensor, permitiendo la generación de una tensión colector – emisor, que hace que dicho transistor trabaje en activa.

---

<sup>10</sup> Tensión de alimentación del diodo, de 8V.

<sup>11</sup> Intensidad en el diodo.

<sup>12</sup> Resistencia de 0,5K $\Omega$  escogida.

<sup>13</sup> Tensión umbral del diodo.

<sup>14</sup> La  $V_{ce}$  se está considerando como la tensión de alimentación del diodo. Ya que, a esta tensión escogida, se obtendrá una fuente de luz adecuada para buen funcionamiento del sensor.

Una vez obtenida la intensidad en el diodo, queda finalizado el cálculo del punto de operación del diodo que se usará en el sistema. Por tanto, dicha intensidad se podrá utilizar para establecer valores concretos, conocidos y específicos que contribuirán al buen funcionamiento del circuito emisor, y, por tanto, del circuito del sistema completo. Dichos valores concretos, así como el diseño propuesto para el sistema, se muestra a continuación, en el apartado 3.5, sobre el diseño del circuito emisor de luz, del presente documento

### 3.5. Diseño del circuito emisor de luz

La principal finalidad de este circuito será la generación de una fuente de luz apropiada para el correcto funcionamiento del sistema.

A lo largo de este apartado, se muestra la arquitectura de este circuito, dónde se podrá comprender en detalle las distintas partes del mismo. Además, también se mostrará el esqueleto de circuito que se ha generado en LTSPICE, tras varias pruebas realizadas, hasta conseguir una respuesta adecuada para su buen funcionamiento.

Por tanto, se realizará un análisis completo de cada elemento del circuito, teniendo muy presente la intensidad en el diodo calculada anteriormente (en el apartado 3.4, sobre la caracterización del sistema led – fototransistor, del presente documento).

#### 3.5.1. Arquitectura del circuito

Para reflejar la correcta arquitectura del circuito, se muestra a continuación el diagrama de bloques correspondiente al circuito emisor.

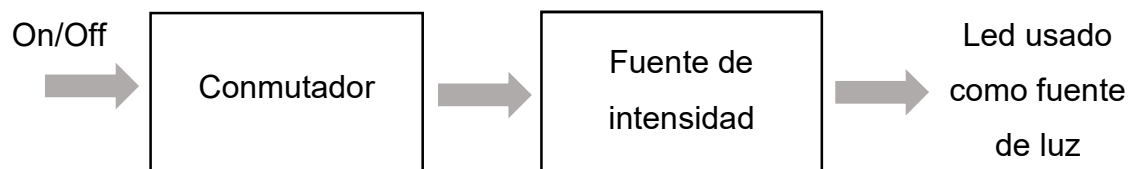


Diagrama 3. Diagrama de bloques sobre la arquitectura del circuito.

Tal y como se puede comprobar en dicho diagrama, cuando el conmutador o interruptor, del circuito emisor, reciba la señal de activación transmitida por el microcontrolador, el circuito emisor de luz comenzará a realizar su principal cometido, la emisión de la fuente de luz. Es notorio decir que, gracias a la fuente de intensidad, se generará una intensidad concreta en el diodo que hará posible que la emisión de la fuente de luz sea concreta. Es importante recordar que, esa fuente de luz emitida, es concreta porque se ha calculado el punto de operación de led en cuestión, estimando una intensidad en el diodo de 4 mA (Véase el apartado 3.4, del presente capítulo).

A continuación, se muestra un diagrama de bloques más específico, con objeto de mostrar un subnivel del anterior diagrama, y así poder comprender en detalle, la estructura del presente circuito emisor.

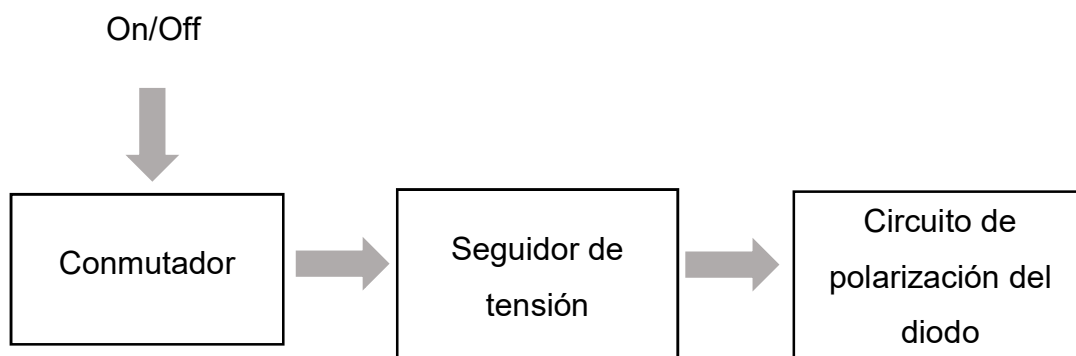


Diagrama 4. Diagrama de bloques del circuito emisor de luz

Si se observan ambos diagramas presentados, en el presente apartado, se pueden visualizar cambios considerables. Ya que, se puede apreciar el seguidor de tensión y el circuito de polarización del diodo, que conforman la parte referente a la fuente de intensidad del diagrama 4, del presente apartado. No obstante, a lo largo del presente apartado, se definirá en detalle cuales son los elementos específicos que conforman la fuente de intensidad comentada.

A continuación, se desarrollará cada bloque del diagrama 4, con objeto de comprender, con mayor detalle, la estructura del presente circuito emisor.

- **Conmutador**

En primer lugar, se detecta la presencia de un conmutador. Esto es debido a que, en esta parte del circuito, se encontrará un transistor que dependiendo de la tensión que reciba, activará o deshabilitará todo el circuito. Es decir, será el interruptor del circuito.

- **Seguidor de tensión**

En segundo lugar, se encuentra un seguidor de tensión que hace posible la obtención de una fuente constante de tensión. Que será muy necesaria para determinar el cálculo de valores concretos, presentes en el circuito de polarización del diodo.

- **Circuito de polarización del diodo**

En último lugar, se encuentra el circuito de polarización del diodo, en el que se encuentran elementos de circuito fundamentales para el cumplimiento adecuado de los objetivos del circuito emisor de luz. Entre estos elementos, se encuentra el led del sensor TCRT1000, que emitirá una fuente de luz concreta.

La fuente de luz que dicho circuito dependerá directamente de la intensidad en el diodo del circuito. No obstante, es necesario recordar que el valor de la intensidad en el diodo se ha calculado previamente en el apartado 3.4 del presente documento. Este valor de intensidad es de 4 mA. Por tanto, todo el diseño del presente circuito se ha realizado con objeto de mantener específicamente esa intensidad en el led del sensor. Ya que, se comprobó en dicho apartado, que cuando el transistor del sensor recibía una intensidad como la mencionada, se obtenía una tensión colector – emisor, en el transistor del sensor, bastante adecuada para establecer un buen comportamiento del sistema.

Una vez resumida la arquitectura básica del circuito emisor de luz, se presenta a continuación (ver apartado 3.5.2) el diseño físico del circuito implementado. Además, se explicarán los elementos de circuito que lo conforman, justificando los valores de cada uno de ellos.



### 3.5.2. Esquema del circuito emisor de luz

A continuación, se presenta el esquema diseñado con LTSPICE para la realización del circuito emisor de luz. Véase la figura 24.

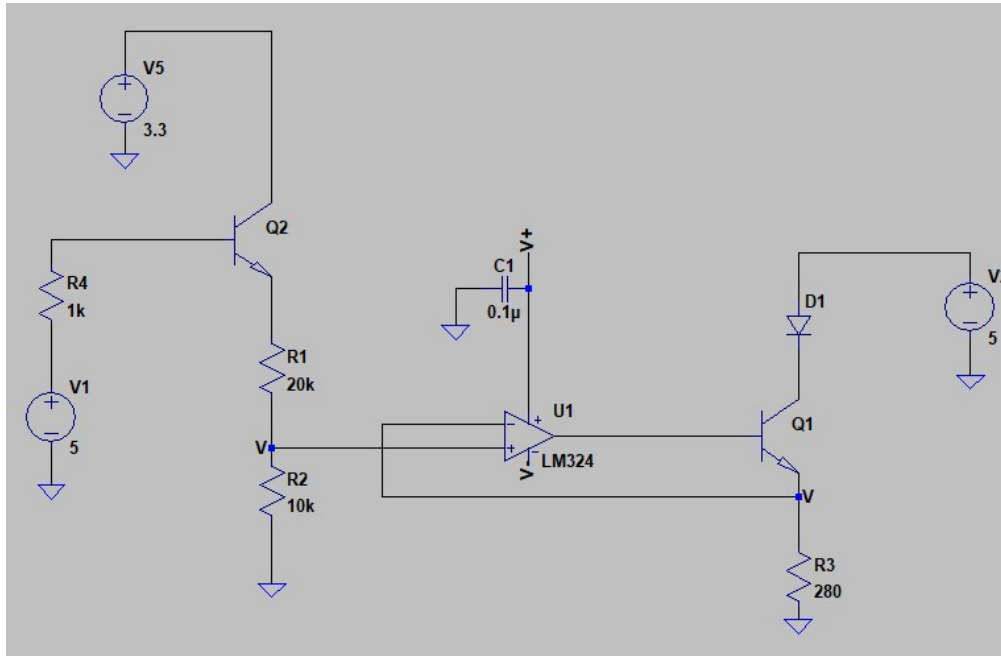


Figura 24. Diseño del circuito emisor de luz para el prototipo del sistema de medición de pulso cardíaco

Para facilitar la comprensión del presente circuito, se empezará su explicación a partir del diodo D1 mostrado en la imagen. Por tanto, se empezará el desarrollo partiendo del circuito de polarización del diodo. Posteriormente, se continuará la explicación del seguidor de tensión, y, por último, se finalizará con el conmutador.

Antes de comenzar con el desarrollo de las partes del circuito, es importante tener en cuenta que, la tensión de 3.3V, el seguidor de tensión, el transistor Q1, y la resistencia R3, forma una fuente de intensidad que alimenta al led con una intensidad conocida para controlar su nivel de iluminación.

### 3.5.2.1. Circuito de polarización del diodo

Teniendo en cuenta que el objetivo principal de este circuito es la emisión controlada y adecuada de luz, se procederá a la explicación detallada de los cálculos pertinentes que se han tenido que realizar para la obtención de dicho objetivo. Que como se puede comprender, dicho objetivo comparte las mismas expectativas que el circuito completo emisor de luz, puesto que comprende la última parte del mismo.

Por tanto, el circuito de polarización del diodo (ver figura 24) está formado por el diodo D1, por el transistor Q1, y por una resistencia de  $280\Omega$ . A continuación, se presentan los elementos de circuito mencionados para hacer más específica la explicación de los cálculos, que se han tenido que realizar para establecer sus valores concretos.

- **El diodo D1 y la resistencia R3**

Tal y como se explicó en el apartado 3.4, sobre la caracterización del sistema Led – Fototransistor, el valor de la intensidad del diodo del circuito de polarización tiene un valor conocido, de 4mA. Este valor, se utilizará para el cálculo de la resistencia R3 del circuito representado en la figura 24. Ya que, gracias al previo diseño del circuito, se establece un valor de tensión constante, concreto y conocido en los nodos “v” de esta figura.

El valor concreto de tensión, presente en los nodos comentados, recibe el valor de 1.1V. No obstante, será el seguidor de tensión, el encargado de generar estos valores concretos de tensión en los nodos. Por ello, el valor de 1.1V mencionado, se justificará en el apartado sobre el seguidor de tensión del presente documento.

En base a lo anterior, se puede afirmar que, el cálculo del valor de la resistencia R3, resulta realmente sencillo conociendo el valor de la tensión en el nodo “v”. Ya que, su cálculo se realizará aplicando la ley de ohm. Es decir, se tiene que:

$$R3 = \frac{v}{I_d} = \frac{1.1V}{4mA} = 275\Omega$$

Siendo  $v$ , la tensión en los nodos “ $v$ ”, representados en la figura 24. Y siendo,  $I_d$ , la intensidad en el diodo calculada (ver apartado 3.4, del presente documento).

De manera que,  $R3$  recibe el valor de  $275\Omega$ . No obstante, por la disponibilidad del material universitario, se ha tenido que considerar un valor aproximado al calculado. Es decir, finalmente en el diseño se va a usar una resistencia de  $280\Omega$ , que es un valor bastante aproximado a lo que en teoría se tendría que usar para conseguir la misma intensidad en el diodo. Es necesario tener en cuenta que, si se varía considerablemente el valor de la resistencia elegido, también cambiará el valor de la intensidad en el diodo. Sin embargo, la desviación producida por la aproximación del valor de la resistencia resulta ser de  $0.1\text{ mA}$ . Ya que se tendría que:

$$1.1V/280\Omega = 3.9\text{ mA}$$

Luego, como la desviación en el cálculo es pequeña, se estima que las posibles variaciones en el caso práctico tenderán a ser nulas. Así que la respuesta experimental del circuito se prevé con buenos resultados.

- **El transistor Q1**

Todo lo anteriormente comentado no sería posible si el transistor Q1 estuviera en zona de corte, o en zona de saturación. Esto es, porque si se atienden a las características de la zona activa, descritas en el apartado 3.4.2, sobre el transistor bipolar del presente capítulo, se puede apreciar que:

$$I_e (\text{Intensidad en el emisor}) = I_c (\text{Intensidad en el colector})$$

De esta forma, la intensidad que pasa por la resistencia  $R3$  (de la figura 24) es considerada la intensidad del diodo, que es al mismo tiempo, la intensidad en el colector. De manera que este hecho no sería posible si el transistor estuviera trabajando en otros modos de operación.

Con objeto de comprobar su modo de operación, se comprueban las características de la zona activa (ver tabla 5, del presente documento), y se obtiene la siguiente expresión:

$$V_{ce} = V_c - V_e = (5V - V_d) - 1.1V > V_{cesat} = 0.2V.$$

De manera que, teniendo en cuenta que la tensión en el diodo es la tensión umbral de 1V, obtenemos que  $2,9V > 0,2V$ . De esta forma, se puede afirmar que efectivamente el transistor Q1 en cuestión, trabaja en zona activa.

### 3.5.2.2. Seguidor de tensión

El seguidor de tensión, tal y como se ha comentado anteriormente, proporcionará un valor de tensión estable, que servirá para el cálculo de la intensidad en el diodo.

De manera que, como el principal objetivo es hacer que el led ilumine con una intensidad conocida se debe fijar, en primer lugar, la tensión de alimentación a un valor conocido. Esto será proporcionado por un regulador de tensión alojado en un circuito externo, en concreto, en la placa de Arduino utilizada. Se conoce que este tipo de fuentes de tensión estable no suelen dar mucha potencia, por lo que, si se usan para alimentar circuitos que consumen, se desestabilizan. Por ello, ha sido conveniente llevar dicha fuente a un operacional configurado como seguidor de tensión. Para que sea el operacional, el que amplifique la tensión deseada.

Por un lado, se ha considerado que el valor de la tensión deseada, que se mantendrá constante, tendrá el valor de 1.1V. Esto es, porque se ha creído conveniente la elección de un valor relativamente pequeño, para conseguir los objetivos del emisor de luz.

Por otro lado, también se ha creído conveniente, el uso de un pequeño condensador, en el seguidor de tensión, para la eliminación de posible ruido procedente de la alimentación, que será de 5V. A continuación, se presenta el conmutador, que es el último componente que queda por explicar, concluyendo así la estructura del circuito emisor de luz.

### 3.5.2.3. El conmutador

El conmutador estaría formado por el transistor Q2, por la fuente de tensión de 5V y de 3,3V, y por las resistencias de 1k $\Omega$ , 10k $\Omega$  y 20k $\Omega$ . Esta parte del circuito hace la función de interruptor. Esto es, porque cuando se conecte a 5V el circuito emitirá luz, y cuando se conecte a 0V no emitirá luz alguna. Por tanto, se encargará de habilitar o deshabilitar la fuente de 5V.

Además, el transistor es un elemento importante para la obtención de la tensión de 1,1V. Ya que, además de la fuente estable de 3.3V, la configuración del modo de operación, del transistor del conmutador, influirá considerablemente en dicho valor de tensión. No obstante, todo ello se describe con detalle, en el apartado sobre la zona de saturación del transistor en cuestión, del presente apartado.

#### ➤ Zona de saturación del transistor

Teniendo en cuenta las características principales de cada zona de trabajo de los transistores (ver apartado 3.4.2 del presente documento) se sabe que, si el transistor estuviera cortado no circularía corriente alguna que permitiera el funcionamiento del emisor de luz. Por otro lado, tampoco podría trabajar en zona activa, ya que la tensión  $V_{ce}$  no sería nula. Entonces, la tensión de 1.1V no dependería directamente de la fuente de 3,3V. Debido a esto, la fuente de 1,1V no tendría específicamente este valor, y tampoco se aseguraría que dicho valor fuera invariable.

De esta forma, si analizamos las características propias de la zona de saturación (ver tabla 4 del presente documento), se puede comprobar que la  $V_{ce}$  se hará prácticamente nula, así que, la tensión en el nodo “v” (de la figura 24) dependerá prácticamente de la fuente de 3,3V. Por tanto, la única opción factible para conseguir estabilidad en los nodos marcados en la figura 24, es hacer que el transistor trabaje en zona de saturación. De manera que, teniendo en cuenta las características principales del fototransistor en saturación (ver tabla 4, del presente documento) se conoce que para esta zona la  $V_{ce}$  es prácticamente nula. Por tanto, tenemos:

$$3.3V = 30K\Omega \times I^{15}$$

De donde se obtiene que  $I = \frac{1}{3}$  mA. Por otro lado, se conoce que:

$$V(\text{nodo}) = \left(\frac{1}{3}\right) \times 3.3V = 1.1V$$

Una vez realizados estos cálculos podemos comprobar que efectivamente la tensión concreta de 1.1V, se generaría únicamente si el transistor trabaja en saturación. Además, con ello se puede comprobar como este valor concreto depende, en definitiva, de la fuente estable de 3,3V. No obstante, la tensión de entrada y la resistencia colocadas en el terminal de la base del transistor Q2 de la figura 24, también influyen en su modo de operación. Por tanto, se tendrán que tener en cuenta a la hora de la configuración básica de sus valores, para hacer que efectivamente, este transistor trabaje en saturación.

Por un lado, como la tensión de entrada influirá en dicho modo de operación, se ha estudiado la variación de dicha entrada de 0 a 5 voltios para ver la variación de la tensión en el nodo en cuestión. Y de esta forma, ver el comportamiento de la tensión en este nodo, con respecto a estas variaciones de entrada. Este comportamiento, se ha recogido en la representación de la figura 25.

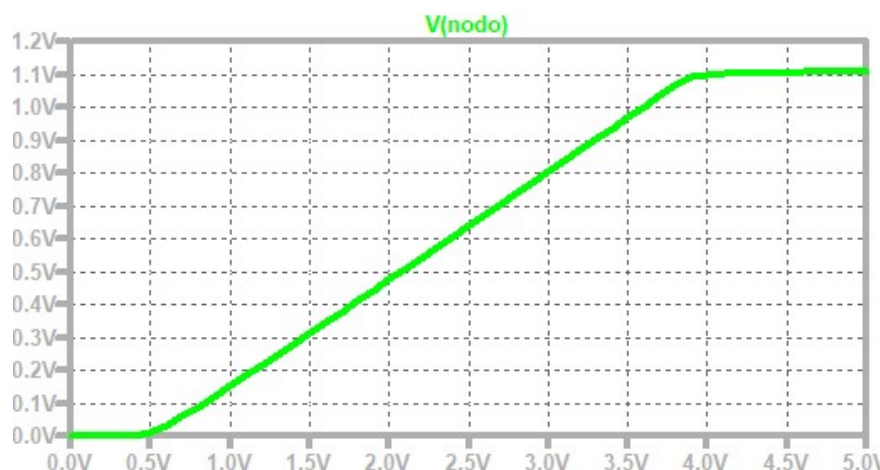


Figura 25. Evolución de tensión en el nodo "v" del circuito emisor de luz, con respecto a variaciones de entrada de 0 a 5 voltios

<sup>15</sup> Intensidad en el emisor del transistor del conmutador.

Como se puede comprobar en la figura 25, inicialmente cuando la tensión de entrada es nula la tensión en el nodo es cero, ya que el transistor Q2 (ver figura 24) del circuito emisor, estará cortado. Por ello, el circuito se encontrará en un estado de apagado en el que el diodo no será capaz de iluminarse. Por tanto, el circuito no va a emitir luz alguna. A medida que aumenta la tensión de entrada, el transistor comienza a trabajar en zona activa, aproximadamente a partir de 0,75 V de entrada. Sin embargo, la tensión sigue aumentando hasta que el transistor llega un momento en el que se satura y alcanza un valor de tensión constante. Esto ocurre para los 5 V de entrada.

Por otro lado, también se ha comentado que el valor de la resistencia R4, también va a influir en el modo de operación del transistor. Es por ello, por lo que se ha estimado conveniente la realización de los cálculos necesarios para la obtención del valor de dicha resistencia. Por tanto, inicialmente se procede al cálculo del límite de la zona activa – saturación del transistor. De manera que, teniendo en cuenta las características principales de la zona activa del transistor (ver tabla 5 del presente documento), se obtiene que:

$$I_c = B \times I_b$$
$$I_e = I_b + I_c = (B + 1) \times I_b \text{ siendo } I_e = \frac{3.3V}{30k\Omega} \text{ mA}$$

Una vez realizados los cálculos anteriores, se podría calcular el valor de la intensidad de la base, de manera que se obtiene la siguiente expresión:

$$I_b = \frac{3.3V}{30k\Omega} \times \frac{1}{B + 1}$$

Luego, para calcular el valor de la resistencia base que se debería obtener para que se sature el transistor, se tendría que realizar la suma de las tensiones que conforman la malla de tensiones entre las 2 fuentes (de 5V y 3.3V, de la figura 24). De manera que obtendríamos:

$$5V = I_b \times R^{16} + V_{ce} + 3.3V$$

$$I_b = \frac{5 - 0.7 - 3.3}{R} = \frac{1V}{R}$$

---

<sup>16</sup> R hace referencia a la resistencia con valor límite entre la zona activa y la zona de saturación.

Por tanto, si igualamos las intensidades de la base obtenidas, podríamos despejar dicha resistencia:

$$\frac{3.3V}{30k\Omega} \times \frac{1}{B + 1} = \frac{1V}{R}$$

Y, se obtiene que:

$$R = \frac{30K\Omega \times (B + 1)}{3.3V} = 1.37M\Omega$$

De manera que para valores menores a 1,37 MΩ, el transistor trabaja en saturación, y para valores superiores el transistor trabajaría en activa.

Para el diseño específico de este circuito se ha estimado el uso de una resistencia (R4) de 1kΩ; ya que al encontrarse por debajo de dicho límite y de haber sido probado experimentalmente, se ha considerado que el circuito puede trabajar correctamente haciendo uso de este valor.

Llegados a este punto, la explicación técnica del prototipo inicial del circuito emisor de luz queda finalizada. De esta forma, al haber desarrollado y justificado todos los cálculos pertinentes que ha sido necesario realizar, se puede afirmar que quedan completados los objetivos iniciales del circuito emisor.

### **3.6. Diseño del circuito sensor de luz**

La finalidad principal de este circuito es la recepción de la luz procedente del circuito emisor. Para ello, este circuito constará de una serie de elementos específicos con unos valores concretos.

A lo largo de este apartado se presenta la arquitectura del circuito sensor, así como el diseño del mismo. Toda esta arquitectura, se presenta tras varias pruebas realizadas evaluando la respuesta del circuito en LTSPICE.

Además, a lo largo del presente apartado también se justificarán los elementos de circuito escogidos, y se mostrarán los cálculos realizados para alcanzar las expectativas del mismo.



### 3.6.1. Arquitectura del circuito sensor

En dicho apartado se presenta la arquitectura básica del circuito sensor. Para ello, se hará uso de un diagrama de bloques como el que muestra a continuación:

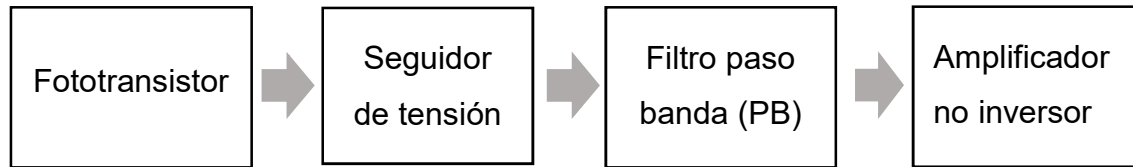


Diagrama 5. Diagrama de bloques del circuito sensor de luz

- **El Fototransistor**

En la arquitectura básica de dicho sensor encontramos inicialmente el fototransistor, que será el encargado de recibir la luz procedente del emisor de luz. Es notorio recordar que el sensor TCRT1000 está formado por un fototransistor y por un diodo, tal y como se puede comprobar en la figura 2 del Capítulo 1. De forma que, el diodo formaría parte del circuito emisor de luz, y el fototransistor formaría parte del circuito sensor. Esto es debido a que el transistor es específicamente la parte del sensor encargado de recoger la fuente de luz que envía el diodo.

- **El seguidor de tensión**

En segundo lugar, encontramos el seguidor de tensión, que se encargará de mantener estable y constante la tensión  $V_{ce}$  que se generará en el fototransistor.

- **Filtro paso - banda**

En tercer lugar, se encuentra el filtro paso banda, que estaría formado por un filtro paso alta y un filtro paso baja. Este elemento es realmente importante porque se encargará tanto de eliminar la componente continua de la señal de pulso, como de eliminar el ruido presente en la señal de entrada.

- **Amplificador no inversor**

Por último, encontramos el amplificador no inversor. Dicho amplificador es el encargado de amplificar la señal para que pueda ser legible por el conversor

analógico/digital. De manera que la señal de salida de este circuito será una señal de pulso filtrada y amplificada, lista para poder ser procesada.

A continuación, se presenta el esquemático realizado para el diseño del circuito sensor. Además, también se detallarán los elementos de circuito comentados anteriormente. También se justificarán los valores elegidos correspondientes con cada elemento de circuito usado, con objeto de comprender el funcionamiento de este circuito.

### 3.6.2. Esquema del circuito sensor

A continuación, se muestra el esquema realizado en el programa LTSPICE, con el objeto básico de realizar el diseño del circuito sensor de luz. Véase la figura 26 para visualizar el diseño completo de este circuito.

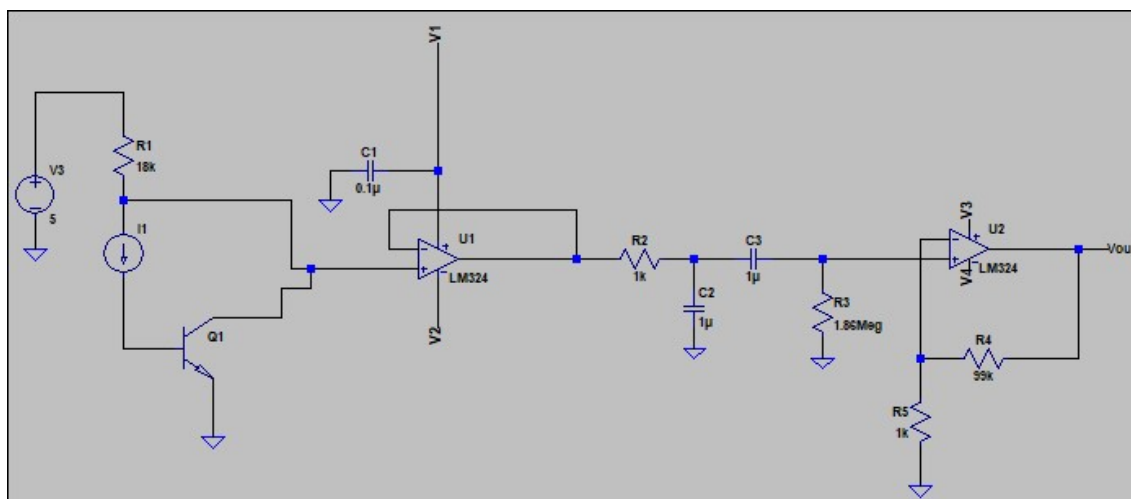


Figura 26. Diseño del circuito sensor de luz

Si se observa la figura 26, podemos apreciar la presencia del fototransistor (realmente lo que se ha usado para su representación es un transistor y una fuente de intensidad, ya que la fuente de intensidad modela el efecto de la luz incidente), del filtro paso banda y del amplificador no inversor, comentados anteriormente.

A continuación, se explicará cada parte de dicho circuito atendiendo a los elementos que lo forman y a sus valores específicos.

### 3.6.2.1. Fototransistor

Tal y como se ha comentado anteriormente, la parte del sensor TCRT1000 encargada de la recepción de la fuente de luz, es el fototransistor. En la figura 27, se puede apreciar dicho elemento seguido de una fuente de intensidad. Dicha fuente, modela el efecto de la luz incidente en el fototransistor. La intensidad, por tanto, dependerá de la fuente de luz emitida por el diodo del sensor TCRT1000. Es decir, dependerá de la configuración específica que pueda tener el circuito emisor de luz.

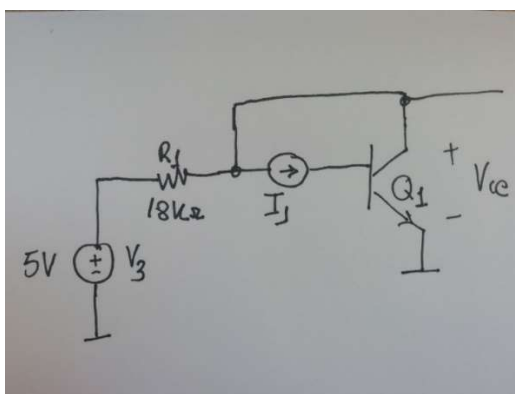


Figura 27. Fototransistor del sensor de luz

Para el correcto funcionamiento del sensor de luz, se analizarán las posibles zonas de trabajo del fototransistor, para así hacer uso de la zona más correcta y efectiva, y al mismo tiempo, satisfacer las expectativas de dicho sistema.

Por un lado, si el transistor trabajara en corte, la intensidad de base del transistor será nula. De manera que, no tiene sentido hacer que el fototransistor trabaje en corte. Puesto que el principal objetivo del sensor será captar esa intensidad. Por otro lado, si suponemos que trabaja en saturación, la tensión de entrada del seguidor de tensión será nula. Luego la salida del amplificador también lo será. Por tanto, de esta forma se comprueba que el transistor tampoco podría trabajar en saturación.

Finalmente, la única opción correcta es que el transistor trabaje en zona activa o en el límite de la zona activa – zona de saturación. Por tanto, si se tienen en cuenta las características principales de la zona de trabajo del transistor en activa, (ver tabla 4 del presente documento) se puede realizar el siguiente cálculo:

$$V_{ce} = V_c - V_e = (5V - R_1 \times I_c) > V_{ceSat} = 0.2V$$

$$I_c = \beta \times I_b$$

Como se puede apreciar en el cálculo anterior, la resistencia  $R_1$  influye en el modo de operación del transistor. Dicha resistencia es necesaria para el control de la intensidad de la base del transistor, de manera que es necesario utilizarla para asegurar un buen funcionamiento por parte de este. De acuerdo con lo anterior, se estima necesario el cálculo de un valor específico para esta resistencia. El principal problema de este hecho es que el cálculo de su valor depende del valor de la intensidad de la base, ya que, si despejamos la resistencia  $R_1$  de la expresión anterior, se obtiene que:

$$R_1 > \frac{4.8V}{\beta \times I_b}$$

Este hecho resulta ser un pequeño problema porque, tal y como se comentó anteriormente, parte de la luz emitida por el diodo, será absorbida por el dedo, y otra parte será reflejada y medida por el sensor. Es decir, resulta realmente imposible conocer cuál es el valor exacto de la intensidad de la base que puede recoger dicho fototransistor. Por tanto, no se puede estimar un valor concreto para la intensidad en el colector ( $I_c$ ), y tampoco para la resistencia  $R_1$ .

Por esta razón, se va a seleccionar el valor de esta resistencia para que el transistor no llegue a saturarse. Así, cuando recibe el máximo de luz, éste debe llegar al límite entre zona activa y saturación, permitiendo graduar la salida en función de la iluminación. De esta forma, tras varias pruebas experimentales, se elige un valor concreto para  $R_1$  de 18 k $\Omega$ .

### 3.6.2.2. El seguidor de tensión

El amplificador seguidor de tensión (ver elemento U1 de la figura 28 del presente apartado) se ha introducido en el diseño de este circuito con el principal objetivo de mantener constante la tensión generada por el fototransistor del sensor TCRT1000 (la tensión colector – emisor). Ya que resulta importante mantener estable el valor de la tensión, para que se pueda obtener la señal de pulso sin la existencia de cambios en la medida.

Esto es, porque la tensión  $V_{ce}$  en el fototransistor, se puede ver alterada si conectamos el colector al filtro, directamente. Ya que, éste forzaría el paso de una corriente por el filtro, que antes habría pasado por la resistencia de colector, y por ello modificaría la  $V_{ce}$ . Perdiéndose así, toda o parte de la información del pulso. Por tanto, el seguidor de tensión aísla el fototransistor del filtro, ya que al ser la corriente de entrada al operacional nula, usando dicho elemento, no se altera la intensidad de colector y la  $V_{ce}$  representaría únicamente la influencia del nivel de iluminación. De manera que, a la salida del operacional se tendría el mismo valor de  $V_{ce}$ , pero el operacional suministrará la corriente necesaria para que el filtro opere correctamente.

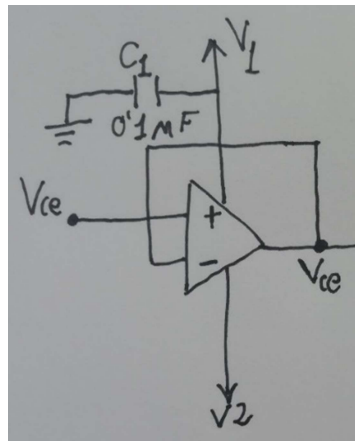


Figura 28. Seguidor de tensión del circuito sensor de luz

### 3.6.2.3. Filtro paso - banda

Se ha usado un filtro pasivo, analógico, y de segundo orden para el filtrado de la señal y eliminación de la componente continua. Dicho filtro es un paso banda. Específicamente, dicho filtro se compone de un filtro paso baja y de un filtro paso alta. Ver figura 29 del presente apartado, para comprender el diseño de este filtro, y ver el Anexo IV para apreciar las características de los mismos.

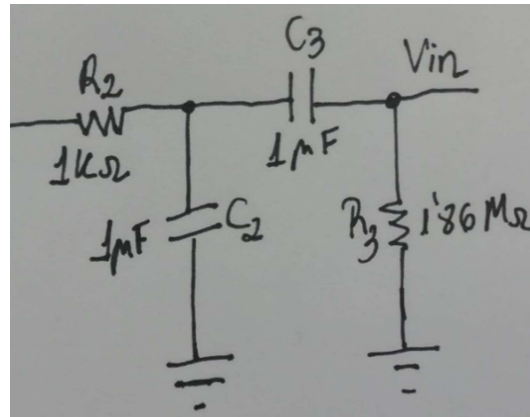


Figura 29. Filtro paso – banda del circuito sensor

Por un lado, el principal objetivo del filtro paso baja es eliminar las frecuencias altas de la señal. Todo ello para hacer uso exclusivo de las frecuencias bajas, que son las frecuencias propias de las señales biológicas. Dicho filtro se encuentra formado por la resistencia de  $1\text{k}\Omega$  de la figura 29, colocada en la salida del amplificador seguidor de tensión, y por el condensador de  $1\mu\text{F}$  (el condensador C1 de la figura 29).

Por otro lado, encontramos el filtro paso alta, que también se puede observar en la figura 29, formado por el condensador de  $1\mu\text{F}$  y por la resistencia de  $1.86\text{M}\Omega$ . La principal función de dicho filtro es hacer posible la eliminación del offset o componente continua de la señal. La aparición de la componente continua es inevitable, ya que se debe a la variación de la fuente de luz al medir el pulso. Esto implica que la  $V_{ce}$ , esté formada inicialmente por una tensión carente de información (el offset), y por la tensión que contiene la información del latido (la componente analógica). Luego es necesario eliminar el offset de la señal porque realmente no contiene la información de interés.

#### 3.6.2.4. Amplificador no inversor

Con objeto de amplificar la señal de interés se ha hecho uso de un amplificador no inversor (ver características técnicas del amplificador en el Anexo III, del presente documento), ya que se ha considerado conveniente hacer uso de una alimentación asimétrica. Por tanto, se ha utilizado una ganancia específica que permitiera el correcto amplificado de la señal, entorno a los 2V.

De tal forma, que se han elegido las resistencias de  $99\text{K}\Omega$  y de  $1\text{K}\Omega$ , de la figura 30, para obtener una ganancia concreta establecida de forma experimental. (Ver figura 30, para visualizar en detalle este elemento).

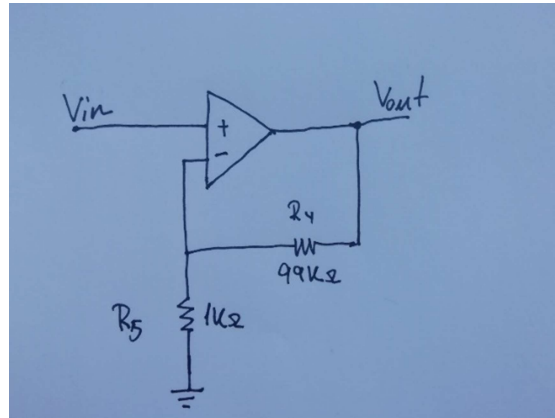


Figura 30. Amplificador no inversor del circuito sensor

De manera que, usando los datos anteriores, se obtiene una configuración del amplificador lo suficientemente adecuada para su cometido.

Dicha ganancia toma el valor de 100. Por tanto, se tendría que:

$$V_{out} = \left( 1 + \frac{99\text{K}\Omega}{1\text{K}\Omega} \right) \times (V_{in}) = 100V_{in}$$

Con ello, se consigue amplificar la tensión de salida entorno a 2V. De esta forma se estaría obteniendo una señal legible por el conversor analógico/digital. Por ello, sería posible realizar su posterior procesamiento de forma adecuada.

Una vez finalizada la explicación de los circuitos pertinentes; se procederá a la generación de las pruebas experimentales, de los circuitos diseñados, mediante su representación física en una protoboard.

Posteriormente, se detallará el proceso de generación de la placa de circuito impreso. Donde se representará el circuito del pulsómetro integrado en una placa de vaquerita. Todo ello, se explicará en detalle a lo largo del apartado 3.7, sobre el diseño experimental de los circuitos en la protoboard, del presente documento.

Por último, cuando se finalice todo este proceso, se dará por finalizado el desarrollo analógico del pulsómetro, y se dará comienzo al desarrollo digital del mismo. Iniciando así la etapa del procesamiento de la señal.



No obstante, esto se comentará más adelante, a lo largo del capítulo 4, sobre el desarrollo del módulo digital, del presente documento.

### 3.7. Diseño experimental de los circuitos en la protoboard

Una vez completado el trazado de todos los esquemáticos, se procede al montaje del circuito físico en la protoboard. Todo ello, se realiza con objetivo de analizar experimentalmente el diseño previamente establecido. Es necesario recordar que, el circuito del prototipo estará formado por el circuito emisor y receptor de luz, comentados anteriormente. Es decir, dichos circuitos se representarán en uno solo porque quedarán unidos mediante el sensor TCRT1000, rodeando en rojo en la figura 31.

Véase dicha figura para visualizar la representación física del circuito del prototipo.

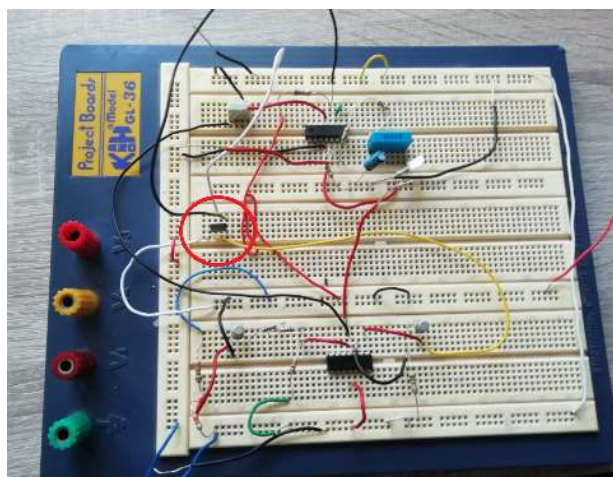


Figura 31. Representación física del circuito del prototipo en una protoboard

Una vez construido dicho circuito en la protoboard, se produce el conexionado específico y necesario para el suministro de tensión al circuito. Dicho conexionado específico, se basa en la alimentación de los amplificadores operacionales, y en el suministro de una tensión de 5 y 3.3 voltios. Es decir, básicamente se hace uso de las fuentes de los circuitos comentados en el presente capítulo, para suministrar esas tensiones específicas y hacer posible lo comentado anteriormente.

Posteriormente, se conecta el circuito al osciloscopio para visualizar la señal, antes de ser filtrada, y después de ser filtrada y amplificada, en dos canales



distintos. A continuación, se puede observar el osciloscopio en cuestión en la figura 32.

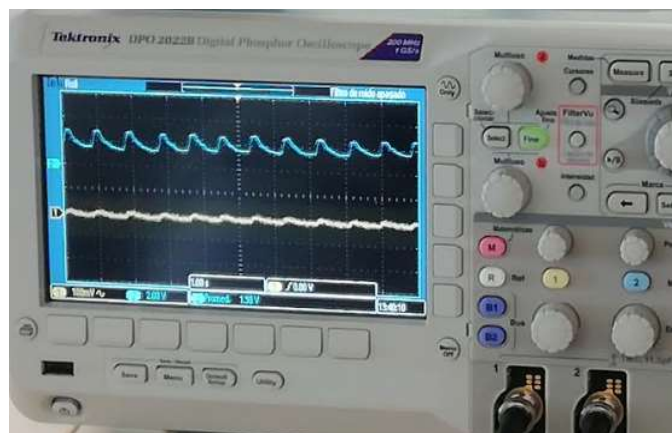


Figura 32. Representación de la salida del circuito sensor de luz (señal Vout, azul), y de la señal antes de ser filtrada (señal amarilla).

En la figura 32 se puede observar que, la señal amarilla presenta aproximadamente la mitad de amplitud que la señal azul. Ya que cada división vertical, en la figura, representa una tensión de 2V. Por tanto, el resultado es lógico porque la señal está siendo amplificada de acuerdo con los datos previamente comentados. Además, podemos observar que la señal amarilla presenta ruido porque aún no se ha eliminado la componente continua, ni el ruido procedente de la alimentación, ya que todavía no se ha llegado a filtrar.

En función a lo anteriormente comentado; se puede afirmar que, la implementación del circuito representado da lugar a una señal de salida lo suficientemente amplificada como para su posterior procesamiento. Además, resulta ser una señal legible y sin ruido apreciable. Por tanto, una vez completado con éxito el proceso de diseño, de los circuitos electrónicos, se procede a la implementación de la placa de circuito impreso (PCB).

### 3.8. Diseño de la placa de circuito impreso (PCB)

Tras la implementación del circuito en la protoboard, se procede al diseño de la placa de circuito impreso (PCB). Para su realización se ha usado el programa KiCad, donde se ha llevado a cabo la implementación del esquema de circuito correspondiente a lo representado en la protoboard.



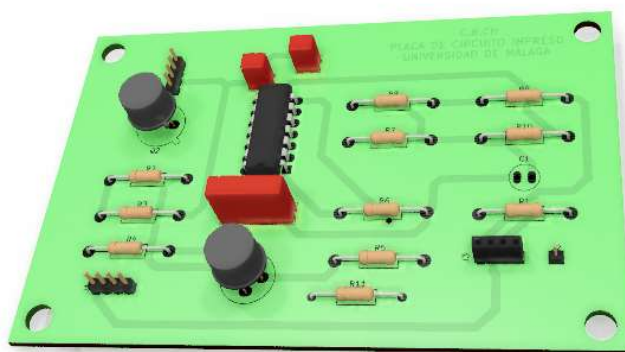


Figura 34. Representación en 3D de la PCB usando KiCad

Una vez que el diseño de la PCB está completamente terminado, normalmente se procede a la generación de los archivos GERBER para la finalización de su correcto desarrollo. En este caso de diseño, no será necesario mandar a fábrica ningún archivo. Ya que; se hará uso del material de laboratorio de la universidad, para poder completar el proceso de desarrollo de la PCB. Además, gracias al material proporcionado por la universidad, se tendrá un mayor conocimiento acerca del proceso de diseño que se ha realizado para la obtención del modelo físico. En el siguiente apartado (3.8.1) se detalla todo el proceso de obtención de dicho modelo.

### 3.8.1. Proceso de obtención del modelo físico de la PCB

A continuación, se expondrán los pasos que han sido necesarios para la realización del modelo físico.

Inicialmente se imprime en dos fotolitos el diseño de la PCB generada, para la obtención de las dos capas enfrentadas que forman la placa. Véase figura 35 para la visualización de la impresión comentada.

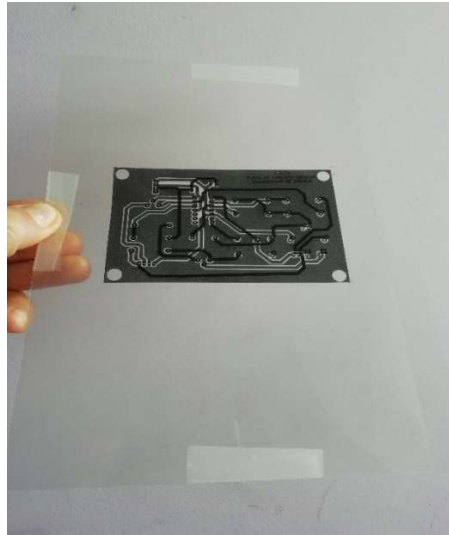


Figura 35. Fitolitos usados para el diseño del modelo físico de la PCB

Una vez obtenido el fitolito con la máscara del circuito, se procede a la colocación, entre ambas capas, de la placa de vaquerita. Véase la figura 36.

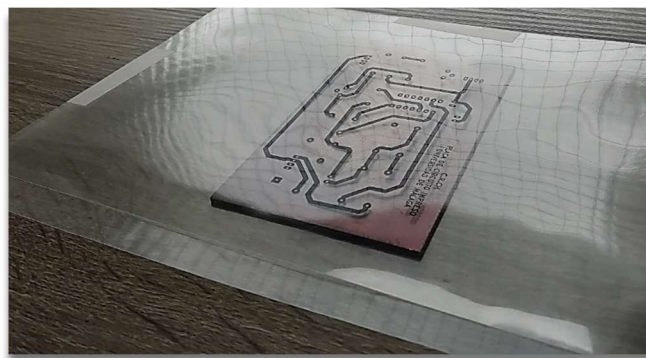


Figura 36. Placa de vaquerita entre los dos fitolitos con la máscara del circuito

Posteriormente, se inicia el proceso de obtención de la PCB, haciendo uso del material de laboratorio disponible en la universidad de Málaga. Dicho proceso consta de 4 etapas definidas que se explicarán, a continuación, en el presente apartado.

- **Primera etapa de fabricación: Insolación de la placa**

En la primera etapa, se ha usado una insoladora con el objetivo de trasladar la máscara del circuito del fitolito a la placa de vaquerita. Ya que cuando se ilumina el fitolito sobre un material fotosensible (la placa), en este se genera una imagen invertida, sobre la placa, con respecto a la que había en el fitolito. No obstante, para lograr tal objetivo, ha sido necesario introducir la placa, en la insoladora, 180 segundos por cada cara.

A continuación, se puede observar la insoladora que ha sido utilizada para la fabricación, en la figura 37.



Figura 37. Insoladora utilizada para la generación de la PCB

- **Segunda etapa de fabricación: Tanque de revelado y ataque con ácido**

Tras los 6 minutos, se comienza la segunda etapa de la generación del modelo físico de la PCB. De tal forma que se procede a la colocación de la placa en el tanque de revelado, y posteriormente se ataca la placa con ácido. En la figura 38 se puede apreciar el tanque que se ha usado para la correcta elaboración de la placa.



Figura 38. Tanque utilizado en el desarrollo de la PCB

Por un lado, gracias al tanque de revelado conseguimos la visualización de las pistas. Es decir, se debería de apreciar el cobre en las zonas donde no tiene que ir, y se deberían de poder visualizar todas las pistas correctamente. Para este proceso, ha sido necesaria la introducción de la placa en el tanque durante 10 segundos. Y gracias al ataque de ácido, conseguimos obtener el laminado de cobre.

Por otro lado, el ataque de ácido ha sido necesario para que desaparezca el cobre de lugares concretos de la placa. De esta forma, tras introducir la placa durante 15 minutos en el ataque, y limpiarla cuidadosamente, se obtiene la placa con la máscara del circuito generada. Una vez finalizado este procedimiento, se podrían observar las dos capas, diseñadas previamente con KiCad, siendo la capa inferior la capa de tierra que se ha considerado diseñar para favorecer el diseño físico de la PCB.

Una vez completados los tiempos de espera, el dispositivo está listo para comenzar a trabajarlo, dando comienzo a una tercera etapa consistente en el taladro de los pads diseñados, y en el posterior taladro de los componentes.

- **Tercera etapa de fabricación: Taladro de los pads y soldado de componentes.**

Inicialmente ha sido necesario realizar el previo taladrado de los pads, para después usar una soldadora a 380° con objeto de soldar cada componente. Durante el soldado, se ha usado un polímetro con el objetivo de medir la continuidad del circuito. De esta forma, nos aseguramos de que el circuito está correctamente conectado.

Una vez soldados todos los componentes, se obtendría la PCB esperada. Dicha placa se puede observar en la figura 39.



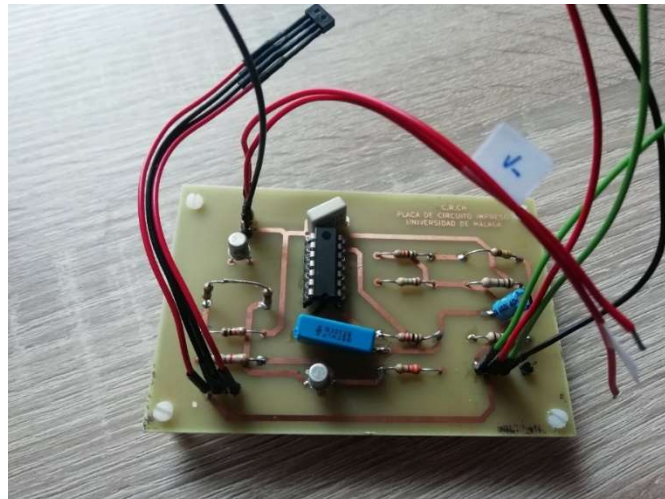


Figura 39. Placa de circuito impreso con los componentes soldados

Una vez completadas las etapas anteriores, se procede a la comprobación del funcionamiento de la placa fabricada. Esto se realiza para tener la certeza de que la salida del circuito será la señal de pulso que se espera medir. Para así, poder continuar con el desarrollo digital, sin tener ningún problema en el hardware del prototipo.

- **Cuarta etapa: Verificación del buen funcionamiento de la placa resultante**

Para realizar las comprobaciones pertinentes, ha sido necesario usar una fuente, y un osciloscopio, para comprobar el estado de la señal de pulso. Para ello, se ha necesitado hacer uso de una tensión de 5V, para la alimentación de los operacionales y para las fuentes de 5V presentes en el diseño del circuito, además de la conexión de la fuente estable de 3.3V.

Al comprobar la placa, se encontraron algunos problemas, ya que únicamente se podía ver la salida del pulso en la salida del primer amplificador. Es decir, sin filtrar y sin amplificar por segunda vez. Tras varios días comprobando la continuidad del circuito, se comprobó que faltaba un pad por soldar. Además, la salida del circuito estaba conectada a tierra porque había un cortocircuito en el pin 7 del operacional. Tras la corrección de estos pequeños errores, y tras la correcta conexión de la placa, se obtuvo lo que se puede ver en la figura 40.

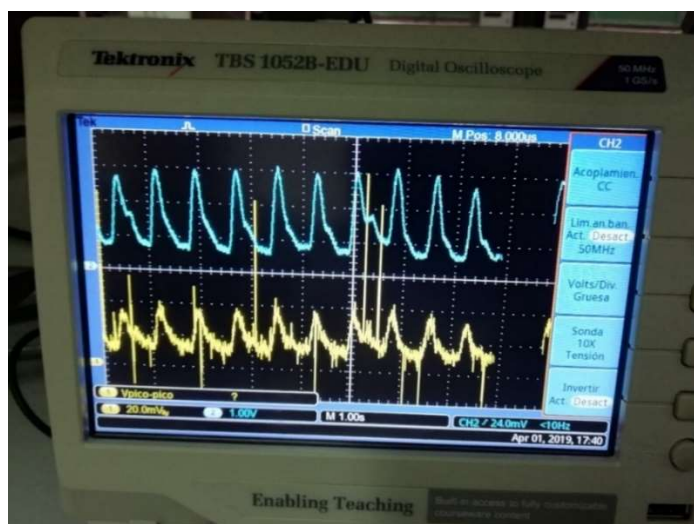


Figura 40. Salida del circuito del prototipo (señal azul) y representación de la señal sin filtrar y sin amplificar (amarilla)

En la figura 40, se puede apreciar la señal azul, que se corresponde con la señal de salida del circuito, y la señal amarilla que se corresponde con la señal de salida del primer amplificador. Tal y como se ha comentado anteriormente, la ganancia del amplificador no inversor, explicado en el apartado 3.6.2.4 del presente capítulo, toma un valor de 100. Luego se puede comprobar el correcto funcionamiento del circuito, porque se puede apreciar como la amplitud de la señal amarilla es de 20mV y la de la señal azul aumenta su amplitud en un factor de 100. Por tanto, obtenemos una señal correctamente amplificada de aproximadamente 2 voltios. También esta filtrada correctamente, ya que se puede apreciar que en la señal azul la inexistencia de ruido y la inexistencia de la componente continua.

Además, si se procede a la comparación entre los resultados experimentales obtenidos con la protoboard y los resultados obtenidos con la PCB, (ver figura 40 y figura 32) se puede comprobar como la señal de salida de la PCB resulta tener una amplitud brevemente más elevada en la salida de la PCB, ya que incluso llega a tener un poco más de 2V en algunas pulsaciones. De manera que, en función de los requisitos técnicos del circuito, se podría afirmar que se está obteniendo una buena respuesta por parte del circuito. Ya que, el comportamiento técnico del circuito parece ser correcto. No obstante, se procede a continuación al cálculo de la frecuencia cardiaca del individuo que se ha



medido el pulso para establecer si el resultado se puede aproximar a un valor real de pulso.

Se puede apreciar en la figura 40, que el periodo de la señal se corresponde aproximadamente con 0,7 segundos. Lo que quiere decir que en un minuto estamos obteniendo un pulso aproximado de 85 ppm. Por tanto, estamos midiendo un pulso normal, ya que entra dentro del rango de valores normales de pulso para una persona adulta en reposo (entre 60 y 100 ppm). De esta forma, también se comprueba que el circuito es funcional para el objetivo inicial, que es medir el pulso.

En conclusión, se podría afirmar que la etapa del módulo analógico se ha completado con éxito, al tener una señal de pulso correctamente filtrada y amplificada, y con unos valores tanto de amplitud como de periodo correctos. De manera que, una vez finalizado este desarrollo se inicia la etapa del procesamiento digital de la señal. En el que se hace uso de Arduino, y del entorno de Visual Studio, para la generación de algoritmos cuyo objetivo principal será la obtención de la frecuencia cardiaca.

## Capítulo 4

### Desarrollo del módulo digital

#### 4.1. Introducción

El principal objetivo de este módulo es analizar y procesar la salida del circuito del sistema, para poder interpretar los resultados y obtener la frecuencia cardiaca del usuario. Para conseguir estos propósitos, inicialmente se procederá a la explicación del conexionado del material utilizado, que ha sido necesario conectar, para hacer posible la transmisión, y lectura de la información analógica.

Por último, se procederá a la explicación del desarrollo del software que se ha realizado para el buen funcionamiento del sistema.

#### 4.2. Conexionado de los componentes hardware

Una vez obtenida la placa de circuito impreso, es necesario conectar la placa con algún dispositivo que permita hacer posible la lectura de la señal de pulso. Tal y como se comentó, en el apartado 3.1 sobre la tecnología utilizada, en el primer capítulo, se hará uso de la placa de Arduino Mega, para tal fin. Por tanto, es importante conocer qué se va a conectar a la placa de Arduino, para comprender con mayor detalle el desarrollo del software pertinente. Es por esta razón, por la que se muestra en la figura 41 los cables que se conectarán a dicha placa, para hacer posible la lectura de los datos.

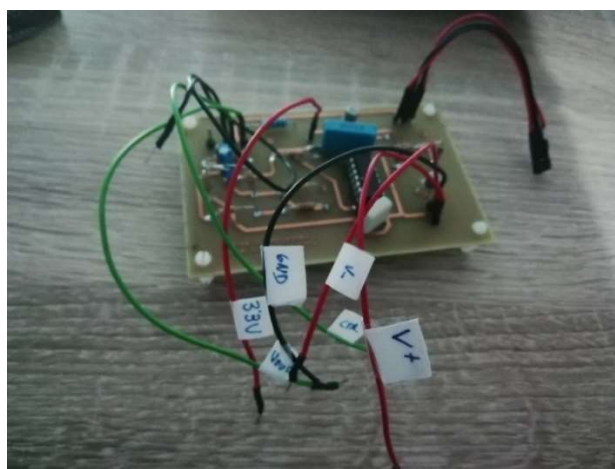


Figura 41. Placa de circuito impreso diseñada con los cables a conectar marcados.

Tal y como se aprecia en la figura 41, encontramos varios cables que son necesarios conectar a Arduino para la correcta transmisión de los datos. Dichos cables son:

- **GND:** Cable de conexión a tierra.
- **V+:** Alimentación positiva del amplificador LM324 utilizado. Se conectará a 5V, que serán proporcionados por la fuente presente en la placa de Arduino.
- **V-:** Alimentación negativa del amplificador LM324 utilizado. Se ha estimado conveniente la colocación a tierra de la alimentación negativa, ya que se ha hecho uso de una alimentación asimétrica. Es por esta razón, por la que se hace uso de un amplificador no inversor.
- **3.3V:** Fuente estable de tensión, que será proporcionada por la placa de Arduino Mega.
- **CTR:** Señal de control. Hace referencia a la fuente de tensión de 5V, colocada en el transistor del conmutador del circuito emisor de luz<sup>17</sup>.
- **Vout:** Señal de salida, correspondiente con la salida del circuito sensor de luz. Este cable, se conectará con el pin A0 (analógico) de la placa de Arduino.

Una vez conocidos los cables que son necesarios conectar, se muestra a continuación, el sistema completamente conectado. Véase la figura 42.

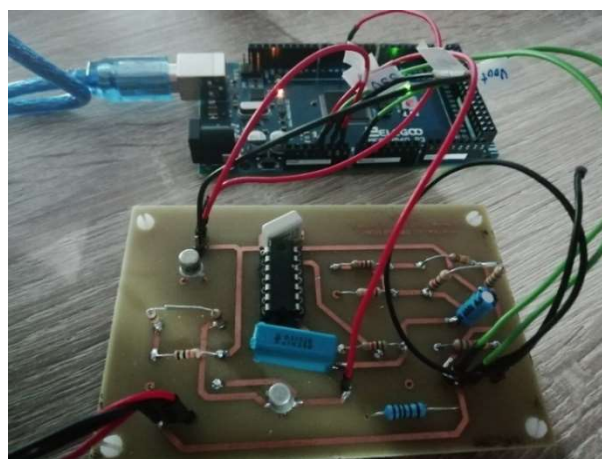


Figura 42. Conexión realizada para la transmisión de datos por el puerto serie

<sup>17</sup> En la placa de Arduino Mega utilizada, encontramos únicamente un pin de 5V. De manera que la señal de control se deberá de conectar al pin 4 de esta placa, para suministrarle desde el código de Arduino los 5V.

Tal y como se puede apreciar en la figura 42, también es necesario el uso de un cable USB que irá conectado al PC utilizado, para hacer posible la lectura de datos desde Arduino. Por tanto, después de la conexión necesaria para hacer posible la transmisión de datos, se presenta la arquitectura básica del software, del sistema en cuestión, con objeto de comprender su funcionamiento digital.

### 4.3. Arquitectura del software del sistema

Para hacer posible la medición del pulso, se ha desarrollado un algoritmo basado en la detección de los picos, presentes en la señal del pulso (Ver peak pulse, de la figura 10 del capítulo 2, para la visualización de los picos a detectar). De manera que, dicho algoritmo tendrá en cuenta el periodo presente entre cada pico de la señal (que se considera periódica), para el cálculo de las pulsaciones que hay en 60s.

A continuación, se presenta el diagrama de bloques descriptivo del algoritmo realizado para la obtención de los objetivos del sistema:

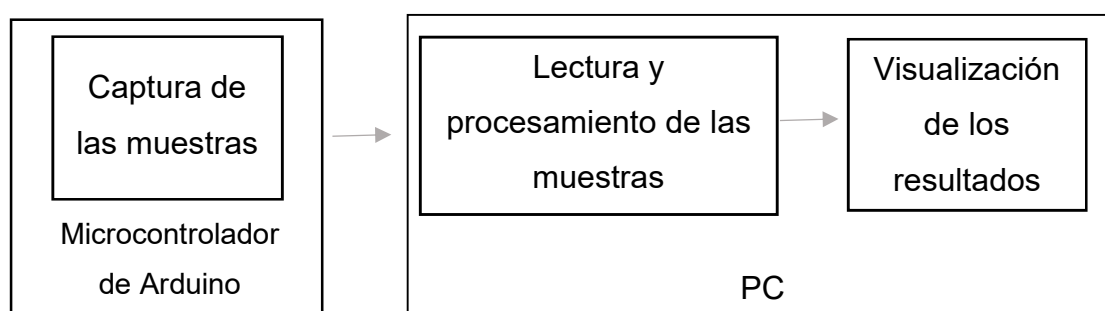


Diagrama 6. Diagrama de bloques del algoritmo realizado

De manera que, inicialmente se llevará a cabo la captura de las muestras referentes a la señal de pulso obtenida, gracias a la acción del microcontrolador de Arduino, muestreando la señal con una frecuencia determinada.

Es notorio decir que, se ha hecho uso del teorema de Nyquist<sup>18</sup> para el cálculo de la frecuencia de muestreo mínima del convertidor analógico/digital. De manera que, se ha considerado un ancho de banda de la señal referente a 180

<sup>18</sup> La frecuencia de Nyquist es la frecuencia mínima de muestreo, equivalente a 2 veces el ancho de banda escogido.

ppm, debido a la posibilidad de obtener dicha frecuencia cuando un individuo sano acabe de finalizar un entrenamiento, básico, y no excesivamente prolongado.

Por tanto, teniendo en cuenta lo anterior, se obtiene que:

$$F_{ny} = 2 \times 180 \frac{\text{latidos}}{1 \text{ min}} \times \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ s}} = 6 \text{ Hz} \rightarrow T = \frac{1}{F_{ny}} = 0.166 \text{ s}$$

De manera que, con objeto de superar la frecuencia mínima de muestreo, se ha considerado utilizar un tiempo de muestreo de 0.1 segundos. Así, se obtiene una frecuencia natural del muestreo de 10Hz.

Posteriormente, las muestras capturadas serán enviadas por el puerto serie a 9600 bits/s, para posteriormente ser leídas y procesadas por el entorno de Visual Studio, en el PC. Donde se podrán ver los resultados referentes al cálculo del pulso, mediante la aplicación desarrollada.

A continuación, se presentan una serie de apartados en los que se describirá lo referente al diagrama de bloques comentado, con objeto de explicar en detalle el algoritmo realizado.

#### 4.3.1. Captura de las muestras digitales

La captura de muestras digitales se puede organizar en una secuencia de tres tareas, representadas en el siguiente diagrama de flujo:

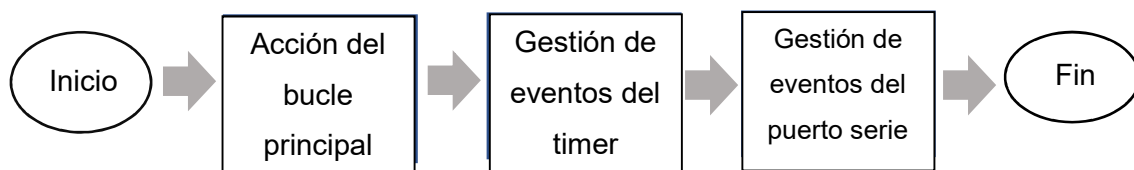


Diagrama de flujo 1. Diagrama de flujo de la secuencia de tareas referente a la captura de datos, realizada en el programa Arduino.

A continuación, se realizará un breve análisis de cada etapa, para posteriormente realizar un resumen global del funcionamiento que se lleva a cabo en la captura de muestras.

- **Acción del bucle principal**

El bucle principal será el encargado de coger las muestras de un buffer circular <sup>19</sup>, y de enviarlas al puerto serie para que puedan ser leídas posteriormente, mediante el entorno de Visual Studio. Además, se encarga de la configuración del timer<sup>20</sup> y del puerto serie.

- **Gestión de eventos del timer**

La principal función de esta tarea es la de capturar las muestras del convertidor analógico/digital, cada vez que se lleve a cabo una interrupción. Además, guardará dichas muestras haciendo uso de un buffer circular. Gracias a esto último, el bucle principal puede realizar su cometido.

- **Gestión de eventos del puerto serie**

La presente tarea, se encargará de la gestión de todos los eventos del puerto serie. Es decir, de la recepción de los comandos de control. Los cuales paran o retoman la captura de muestras.

En resumen, la toma de muestras (que se llevará a cabo en Arduino), se lleva a cabo desde el convertidor analógico/digital al ritmo marcado por el timer utilizado en el código. Es decir, se tomará una muestra cada vez que se dispare una interrupción. De manera que, por cada interrupción, las muestras se guardarán en un buffer circular, de donde las saca el bucle principal para enviarlas por el puerto serie.

El procedimiento utilizado para realizar la captura de datos mediante el mecanismo de interrupción, y el almacenamiento de estos en el buffer circular, se ha llevado a cabo en el código representado en el Anexo VI, del presente documento.

---

<sup>19</sup> El buffer circular es una estructura de datos con un tamaño fijo, que se usará para ir reemplazando las muestras que se hayan utilizado, y que, por tanto, no se necesiten.

<sup>20</sup> El timer hace referencia al mecanismo de interrupción que hará posible la obtención de muestras periódicas. Gracias al uso de este mecanismo, se hará posible el cálculo del periodo entre los ritmos de la señal, de manera que es un procedimiento bastante relevante para el cálculo de la frecuencia cardíaca.

#### **4.3.2. Lectura y procesado de las muestras digitales**

Una vez que se realiza el programa para la captura de muestras, se procede a la lectura y al procesado de las mismas, para el cálculo de la frecuencia cardiaca. Para ello, se ha utilizado el entorno de Visual Studio, donde se ha necesitado el uso de 3 clases (ComunicaciónPuertoSerie.cs, CalculoPulso.cs y el Program.cs). Dichas clases, con el código utilizado, se pueden apreciar en el Anexo VII, del presente documento.

A continuación, se presentan dos apartados, el primero de ellos, se encargará del análisis de la lectura de datos, y el segundo, se basará en la explicación del procesado de los mismos.

- **Lectura de las muestras digitales**

Para la realización del código referente a la lectura de muestras, (correspondiente con la clase: ComunicaciónPuertoSerie.cs del Anexo VII, del presente documento) ha sido necesaria la presencia de un manejador de eventos, que se encargará de analizar la información que recibe por el puerto serie. Es decir, el manejador de eventos recibirá información sobre el evento.

Específicamente, recibirá la información que muestrea el sensor. Luego en cada evento, se recibirá una muestra digital que ha sido capturada periódicamente, gracias al mecanismo de interrupción programado en Arduino.

Para que el manejador de eventos pueda procesar la información que recibe, se encargará de abrir el puerto serie, en el que se irán almacenando las muestras enviadas por Arduino. Cada vez que reciba una muestra se utilizará un método encargado de almacenarla en un array con una capacidad máxima de 20 muestras, es decir, lo equivalente a 2 segundos de medición del pulso. Posteriormente, comenzará el procesado de los datos recibidos.

- **Procesamiento de las muestras digitales**

Ya se ha comentado, que cada vez que se recibe una muestra se hace un llamamiento a un método encargado del almacenamiento de muestras. De manera que, dicho array se va a ir renovando cada 20 muestras. Ya que, el procesamiento de datos se llevará a cabo de 20 en 20 muestras. Por tanto, cuando haya un array listo para ser procesado, se llevará a cabo un

procedimiento destinado al cálculo de los límites en los que se debería encontrar la señal. Estos límites son: el límite inferior, el medio y el superior. Dichos límites se han calculado a partir del array de 20 muestras calculado previamente.

Es decir, se ha calculado la media de dichas muestras, obteniendo el límite medio. A partir del mismo, mediante el uso de coeficientes calculados experimentalmente, se ha obtenido un límite por encima del medio, y otro límite por debajo del mismo. De esta forma, se pretende establecer un rango previo para realizar la búsqueda del punto más alto del ritmo. Ya que, localizando los puntos más altos de los ritmos, se encontrará el periodo de tiempo en el que aparece el pulso. De esta forma, se podrán obtener las pulsaciones en un minuto, haciendo una simple regla de tres.

Además de todo lo anteriormente comentado, es notorio decir que, en la búsqueda del pulso se ha tenido en cuenta la localización de una muestra que se encuentre por debajo del límite inferior, antes de localizar un nuevo máximo del pulso (que deberá de encontrarse por encima del límite superior). Esto es, para evitar picos que no se correspondan con una información adecuada del pulso. Es decir, picos de ruido debidos al movimiento del usuario en la medida, o a la presencia de la luz artificial, o al propio circuito.

Todo el código empleado para la realización del procesamiento adecuado de las muestras recibidas por el puerto serie, se encuentra en la clase cálculo de pulso, que se muestra en el Anexo VII, del presente documento.

#### **4.3.3. Visualización de los resultados**

El procesamiento de datos y el cálculo del pulso son procedimientos enlazados. Es decir, al realizar el procesamiento de datos, se realizará el cálculo del pulso si se cumplen los requisitos establecidos en dicho procesamiento. Cuando esto ocurre, se mostrará una consola, realizada en el entorno de Visual Studio, que mostrará el pulso cardiaco. Además, también se ha creído conveniente mostrar por consola el pulso medio, y el más repetido. Tanto el pulso medio, como el más repetido, se mostrarán cada 10 muestras de pulso mostradas en la consola. Esto se ha realizado, con objeto de intentar establecer una mayor aproximación al pulso más adecuado, y de dar más información al usuario.



A continuación, se presenta el diagrama de bloques correspondiente al funcionamiento completo del sistema, con objeto de complementar lo explicado (en el capítulo 3 y 4) de forma gráfica, y así, favorecer la comprensión del desarrollo realizado.

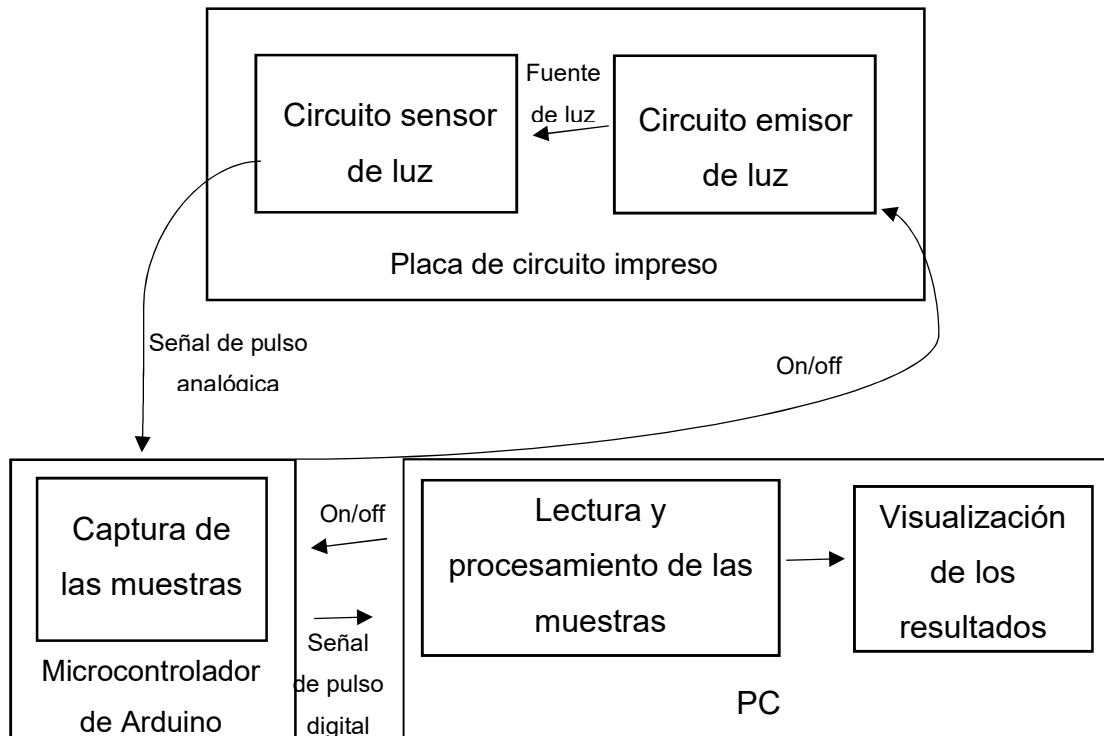


Diagrama de bloques 7. Diagrama de bloques del sistema completo del pulso cardiaco.

En conclusión, el proceso de desarrollo de la parte del software del sistema da como resultado a un prototipo que en teoría debe de ser capaz de medir el pulso. Ya que todo lo referente a la programación realizada en los dos programas utilizados (Arduino y Visual Studio), se ha realizado teniendo en cuenta los rangos más característicos en los que se encuentra la señal biológica del pulso, además de los picos de señal de ruido que pueden ser leídos como ritmos normales.

No obstante, todo lo referente a los resultados obtenidos, así como sus posibles limitaciones, se muestra a lo largo del Capítulo 5 del presente documento.

## Capítulo 5

### Evaluación de los resultados

#### 5.1. Introducción

A lo largo del presente capítulo se muestran los resultados obtenidos en la aplicación de consola generada, tras la finalización del módulo analógico y digital, que ha sido necesario realizar para la obtención del prototipo del pulsómetro en cuestión.

Además, en el presente capítulo se llevará a cabo una evaluación de los resultados obtenidos, gracias a la cual será también posible reflejar las limitaciones del prototipo en cuestión.

#### 5.2. Valoración de los resultados

- **Valoración de los resultados del módulo analógico**

A continuación, se pretende realizar una valoración global de los resultados obtenidos y mostrados en el desarrollo del módulo analógico, con objeto de aclarar y recopilar una información tan importante, como resulta ser el resultado de todo lo realizado en la implementación del hardware. Para ello se muestra la figura 43, que hace referencia a la señal de salida del circuito de la PCB, antes (señal amarilla) y después de ser acondicionada (señal azul). Véase dicha imagen para la comprensión de los resultados.



Figura 43. Representación de la señal de salida del circuito (señal azul), y de la señal sin filtrar (señal amarilla).

Tal y como se ha comprobado anteriormente, si apreciamos la señal amarilla, se comprueba la existencia de ruido en la señal y de una menor amplitud. Ya que, dicha señal, no había pasado por el proceso de acondicionamiento de la señal, consistente en el filtrado y amplificado de la misma. Esta señal amarilla, presenta una amplitud de 20mV. No obstante, después de ser amplificada, aumenta su amplitud a 2V. Lo que es lógico, debido al uso de una ganancia, en el amplificador no inversor, equivalente a 100.

También se ha comprobado el funcionamiento del dispositivo, en cuanto al objetivo de la obtención de la frecuencia cardiaca. Tal y como ya se ha comentado, se establece un pulso equivalente a 85 ppm en la señal de la figura 43, debido a la presencia de un periodo equivalente a 0.7 segundos en la señal.

Por tanto, se puede afirmar que experimentalmente se han conseguido los objetivos teóricos explicados a lo largo del presente documento, ya que se está obteniendo una señal acondicionada y lista para ser procesada. De manera que, aunque el dispositivo presente una serie de limitaciones funcionales que se comentarán a lo largo del presente capítulo, se establece un buen comportamiento del sistema de acuerdo a las expectativas iniciales del mismo. No obstante, también se pueden encontrar posibles mejoras, que también se detallarán durante el presente documento.

- **Valoración de los resultados el módulo digital**

En el presente apartado se pretende mostrar los resultados obtenidos referentes al desarrollo digital del sistema. Tal y como ya se ha comentado, se ha necesitado el uso de Arduino y de Visual Studio para la generación del algoritmo pertinente. De manera que, al realizar el algoritmo para la obtención de las muestras digitales en Arduino, se obtiene lo representado en la figura 44.

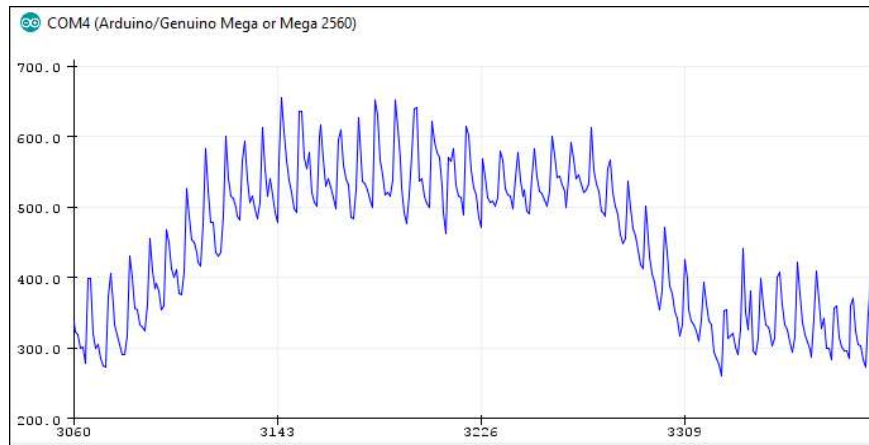


Figura 44. Representación de la señal de pulso, utilizando el Serial plotter de Arduino

Tal y como se puede apreciar (en la figura 43), aparece una señal de pulso limpia y sin ruido, cuyas muestras serán enviadas al puerto serie para el procesamiento de las mismas en Visual Studio.

Debido al uso del programa Visual Studio, se ha realizado una aplicación de consola en la que se muestra un interfaz como la que se puede ver en la figura 45.

```
<-Escuela Tecnica Superior de Ingenieria Informatica
<-Ingeniera de la salud->
<-Programa para el calculo de la frecuencia Cardiaca
<-Realizado por: Cristina Rodriguez Chamorro->
<----->
<-Iniciando el cálculo de la frecuencia cardiaca->
<----->

<-Estableciendo la comunicación con el puerto serie-
<----->
<-El pulso es: 75
<-El pulso es: 100
<-El pulso es: 85,7142857142857
<-El pulso es: 75
<-El pulso es: 75
<-El pulso es: 100
<-El pulso es: 75
<-El pulso es: 85,7142857142857
<-El pulso es: 85,7142857142857
<-El pulso es: 85,7142857142857
-----<-El numero más repetido es: 75
-----<-El pulso medio es: 84,2857142857143
-----<-El mayor es: 100
```

Figura 45. Interfaz realizada para la visualización de la frecuencia cardiaca

Los datos referentes a la figura 45, se corresponden con las mediciones del pulso de una persona joven, en reposo. Se comprueba que dichos datos están comprendidos entre 66 y 100 ppm. No obstante, la mayoría de los valores mostrados, se encuentra entre 75 y 100ppm. Luego los datos obtenidos, se encuentran dentro del rango genérico normal de pulso (60-100ppm) establecido por los profesionales sanitarios.

No obstante, estos valores no son lo suficientemente precisos, ni exactos. Ya que, aunque si que se acerquen bastante a lo que podría ser el pulso más exacto, se puede comprobar la existencia de variaciones entre cada medición. Por tanto, para intentar dar más información acerca del pulso, cada 10 mediciones de pulso, se muestra el pulso más repetido, el medio, y el pulso mayor. De manera que, al recoger estos 10 valores, se obtiene una aproximación mayor al pulso más exacto. Ya que, estos valores no varían lo suficiente como para que el valor medio del pulso no llegue a ser fiable.

En conclusión, se puede afirmar que el prototipo cumple con los objetivos inicialmente planteados, ya que es capaz de tomar el pulso. No obstante, debido a la insuficiente precisión e inexactitud que presenta, el prototipo no podría usarse para fines médicos, ni para actividades deportivas que necesiten una especial atención a la frecuencia cardíaca. Sin embargo, a lo largo del presente documento, se mostrarán las posibles mejoras que podrían conseguir que este prototipo finalmente se convierta en un sistema con suficiente fiabilidad, precisión y exactitud, para ser usado en estos ámbitos.

### **5.3. Limitaciones del dispositivo**

Una vez comentados los resultados finales obtenidos, es importante indicar cuáles son las limitaciones del prototipo, ya que son necesarias para la comprensión de las posibles mejoras del sistema.

Las posibles limitaciones encontradas se subdividen en las limitaciones de hardware y de software.

- **Limitaciones en el hardware**

- El rango que debe tener el conmutador del emisor de luz, es restringido. Ya que, la tensión suministrada en la base del transistor del conmutador, deber ser como máximo 5V para la obtención de la tensión constante de 1.1V (que hará posible la obtención de una intensidad en el diodo específica). Dicha tensión de base, también tiene un mínimo que comienza alrededor de los 4V. Ya que, teniendo en cuenta los componentes del conmutador, una tensión igual a 4V, hará posible la obtención de una intensidad de base nula. Y si se tuviera en cuenta una tensión inferior a los 4V, no se obtendría la tensión estable de 1.1V. Todo ello, se puede apreciar en los cálculos realizados en el apartado 3.5.2.3, (sobre el conmutador, del presente documento) y en la figura 25 del mismo apartado.
- El suministro de la tensión estable, que recibe el transistor del conmutador por el colector, debe de ser de 3.3V. Esto es debido a que dicha fuente estable de tensión tiene que ser proporcionada por la única fuente estable presente en la placa de Arduino.
- Para el desarrollo del sistema, se requiere el uso de un amplificador no inversor, ya que se ha configurado el dispositivo para que funcione únicamente con una alimentación asimétrica.
- El nivel de iluminación del led, es independiente del valor de tensión de la señal de control, o lo que es lo mismo, del valor de la tensión suministrada en la base del transistor del conmutador del circuito emisor de luz.
- El sensor de luz, se ha colocado en la placa unido a unos cables de unos pocos centímetros. Lo cual quiere decir que, dicha disposición, puede generar ruido en la señal del pulso cuando el usuario se disponga a realizar la medición.
- Se recomienda realizar la medición en un lugar aislado de la luz artificial, ya que el sensor utilizado, es sensible a la misma. Esto provoca la introducción de artefactos no deseados en la señal del pulso.

- **Limitaciones en el software**

- Cuando el algoritmo inicia la búsqueda de los picos de la señal, debe de encontrar 2 máximos para poder calcular el periodo, y de esta forma, buscar un tercer máximo con la información acertada del pulso. La limitación encontrada resulta a la hora de mostrar el pulso concreto a ese tercer máximo encontrado. Ya que, tal y como se ha desarrollado el algoritmo, no es posible determinar con certeza si el primer ritmo encontrado pertenece o no a un ritmo con información acertada del pulso. Eso repercute en el cálculo del primer pulso, ya que, el periodo utilizado para su obtención, puede no ser el acertado debido la búsqueda incierta de este primer ritmo.
- Cuando el algoritmo sobrepasa el límite inferior calculado, inicia la búsqueda de un nuevo máximo. De manera que, podría darse el caso de la existencia de un máximo en la señal (pertenciente a un artefacto) superior al límite superior, y superior al pico de la señal que sí contiene información acertada del pulso. Dicho pico, sería leído y mostrado.

## **5.4. Posibles mejoras**

Con este apartado se pretende comentar cuáles serían las posibles mejoras referentes al prototipo desarrollado, con objeto de mejorarlo y plantear una línea de desarrollo en la que diseñe un sistema de mejor calidad.

Por tanto, a continuación, se plantean las posibles mejoras encontradas, referentes a las limitaciones de la parte hardware y de la parte software, que se proponen con objeto de obtener una mayor funcionalidad por parte del sistema.

- **Mejoras del hardware**

A continuación; se presentan las posibles mejoras, referentes a la parte del hardware del sistema.

- Mejora de la ecuación de recurrencia que define el filtro implementado en el acondicionamiento de la señal, con objeto de favorecer la inexistencia del posible ruido. Esto se podría realizar diseñando un nuevo filtro paso



- banda, que se ajuste con mayor precisión a la forma de la señal de pulso en cuestión. Además, se tendría que realizar el diseño teniendo en cuenta la frecuencia de 50 Hz presente en el ambiente, para que el filtro la elimine y se obtenga menor ruido en la medida.
- Mejorar la incorporación del sensor en la placa, con objeto de disminuir el posible ruido generado al realizar la medición.

Es notorio decir que, para intentar introducir una mejora en el dispositivo, se ha diseñado una pieza, con solidworks, con una impresora en 3D, de tal forma que el sensor quedaría recubierto por dicha pieza, aislándolo de la luz artificial. Evitando así, en la medida de lo posible, que el sensor introduzca ruido en la medida procedente de su sensibilidad hacia la luz artificial. Véase dicha figura en el Anexo VIII.

- **Mejoras del software**

A continuación, también se pretende mostrar las mejoras encontradas con respecto al desarrollo del software del sistema, con objeto de abrir la línea de trabajo que permita mejorar el procesamiento de la señal del prototipo.

- Mejorar el sistema, haciendo posible la transmisión de datos mediante bluetooth.
- Mejora de la frecuencia de muestreo, y de la cuantificación de las muestras, es decir, el número de bits utilizados para codificar los distintos niveles de tensión. Ya que, si se usan más bits, habrá más niveles y menos diferencia de tensión entre ellos. De manera que se podría mejorar la precisión y la calidad de la señal.
- Mejora en el cálculo de los límites correspondientes al rango en el que se mueve la señal.
- Mejora de la búsqueda del punto máximo de la señal, con objeto de desechar los picos de la señal, correspondientes al ruido, que se hayan detectado con motivo de haber sobrepasado el límite inferior de la señal y el límite superior de éste, al mismo tiempo que superan al pico con información acertada del ritmo.



## Capítulo 6

### Conclusiones

En el presente Trabajo de fin de grado, se ha desarrollado un prototipo de pulsómetro, de forma exhaustiva y rigurosa. De manera que, gracias al desarrollo realizado, se han completado los objetivos iniciales del proyecto:

- Se ha llevado a cabo el diseño y construcción de un sistema sensor que es capaz de registrar el pulso de forma no invasiva. Ya que se ha construido un circuito sensor de luz, y un circuito emisor de luz, explicados en el capítulo 3, que permiten la medición del pulso.
- Se ha diseñado un sistema de acondicionamiento de la señal para su posterior procesamiento con un microcontrolador. Puesto que se ha hecho uso de un filtro paso banda, y de un amplificador no inversor, para obtener una señal apta para ser procesada por el microcontrolador de Arduino. Todo ello, aparece en el circuito sensor de luz, explicado en el capítulo 3, del presente documento.
- Se ha realizado la gestión e integración de los circuitos realizados en una placa de circuito impreso. Ver resultado final del desarrollo del prototipo en el Anexo VIII, del presente documento.
- Desarrollo e implementación en el ordenador, de un programa básico de captura de datos, que ha sido implementado en Arduino. Y que se encargará, principalmente, de capturar las muestras de pulso y de enviarlas por el puerto serie. Véase el capítulo 4, dónde se explican las características de dicho programa.
- Lectura de datos y procesamiento de la señal resultante, para la obtención del pulso cardíaco. Esto se ha llevado a cabo gracias al programa realizado en el entorno de Visual Studio, en el PC. Donde se hace posible la lectura de muestras, recibidas por el puerto serie, y el procesamiento de las mismas.
- Visualización de la señal en el ordenador y validación de los resultados obtenidos. Todo ello, también ha sido posible gracias al programa realizado en Visual Studio, que es capaz de mostrar los datos mediante una interfaz de usuario.

En resumen, se han conseguido los objetivos iniciales propuestos en el presente documento. No obstante, tras la realización de la evaluación de los resultados, se comprueba que, el dispositivo tiene considerables variaciones entre un valor de pulso y otro. Ya que no es lo suficientemente preciso y exacto, como para poder ser utilizado en entornos reales hospitalarios, o entornos profesionales relacionados con la actividad deportiva. Sin embargo, sí que se puede utilizar como un dispositivo que nos dará información aproximada del pulso real. De manera que, gracias al presente desarrollo realizado, se han conseguido utilizar los conocimientos adquiridos sobre la electrónica, la informática y la medicina, para la fabricación de un prototipo de pulsómetro, que resulta interesante realizar para conocer en profundidad este tipo de sistemas, y para indagar un poco más en lo adquirido en el grado en Ingeniería de la salud.

## Bibliografía

- (s.f.). Obtenido de Reflective Optical Sensor with Transistor Output: [www.vishay.com](http://www.vishay.com)
- (2005). En E. Delpon, & J. Tamargo, *Fisiología humana*.
- (16 de 2 de 2016). Obtenido de Enciclopediasalud.com: <https://www.enciclopediasalud.com/definiciones/haz-de-his>
- Andrada, C. (2018). En *Todo Running*. Argentina: Grupo Editorial .
- Angulo Duato, C. (2014). *Diseño e implementación de un pulsómetro digital basado en la fotopletismografía*. Valencia: (Trabajo Fin de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales) Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales .
- Aparato circulatorio. (2007). En T. Gary A., & P. Kevin T, *Estructura y función del cuerpo humano* (10 ed.). Madrid: Elsevier.
- El circuito Integrado LM324*. (s.f.). Obtenido de [https://www.ecured.cu/Circuito\\_integrado\\_LM324](https://www.ecured.cu/Circuito_integrado_LM324)
- El Corazón. (1983). En G. Thews, E. Mutschler, & P. Vaupel, *Anatomía, fisiología y patología del hombre* (págs. 186-187). Barcelona: Reverté, S. A.
- El corazón. (2008). En M. Latarjet, & A. Ruiz Liard, *Anatomía humana*. (Vol. 2, págs. 924-932). Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.
- Electrónica de Potencia/Transistor bipolar de potencia/Estructura y principio de funcionamiento*. (1 de Junio de 2019). Obtenido de Wikilibros.
- Ibarra B., C. A., Medina, S., & Bernal, Á. (2007). Implementación de un laboratorio virtual para el estudio de dispositivos electrónicos. *Revista Iberoamericana de tecnología en educación y educación en tecnología*, 63.
- Magaña, G. (2013). *Diseño y construcción de un medidor de pulso cardiaco para personas con problemas de taquicardia*. (Tesis). Instituto Politécnico Nacional.

Mecafenix, F. (10 de Julio de 2018). *Ingeniería Macafenix*. Obtenido de La enciclopedia de la ingeniería: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/diodo-semiconductor/>

Merí, À. (2005). *Fundamentos de fisiología de la actividad física y el deporte*. Buenos Aires: Médica Panamericana.

Olvera Téllez, D., & Gonzalez Escalona, J. (2013). *Diseño y Construcción de un Sistema de Monitoreo de Signos Vitales*. (Tesis). Instituto Nacional Politécnico de México.

*oximetry.org*. (10 de Septiembre de 2002). Obtenido de <http://www.oximetry.org/pulseox/principles.htm>

*PatagoniaTec*. (s.f.). Obtenido de <https://saber.patagoniatec.com/2014/06/arduino-mega-2560-atmega-mega-arduino-clon-compatible-argentina-tutorial-basico-informacion-arduino-argentina-ptec/>

Sepúlveda Saavedra, J. (03 de 11 de 2018). *Texto Atlas de Histología. Biología Celular y Tisular*. Obtenido de [www.accessmedicina.com](http://www.accessmedicina.com)

Sistema Circulatorio. (2004). En P. Gisela, & P. de León, *Anatomía y fisiología* (págs. 96-98). California: Universidad Autónoma de baja California.

*Vishay*. (8 de Febrero de 2017). Obtenido de [www.vishay.com](http://www.vishay.com)

*Wikipedia*. (2018 de 11 de 02). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Fotopletismografía>

## **ANEXOS**

**ANEXO I**  
**Características técnicas principales del sensor**  
**TCRT100**

<b>Características técnicas principales del sensor TCRT1000</b>	
Tipo de paquete	Con plomo
Tipo de detector	Fototransistor
Dimensiones (L x W x H en mm)	7 x 4 x 2.5
Distancia máxima de funcionamiento	1 mm
Intensidad máxima del colector	50mA.
Intensidad de salida típica bajo prueba	0.5 mA
Longitud de onda del emisor	950 nm

Tabla 1. Características del sensor TCRT100. (Reflective Optical Sensor with Transistor Output, s.f.)

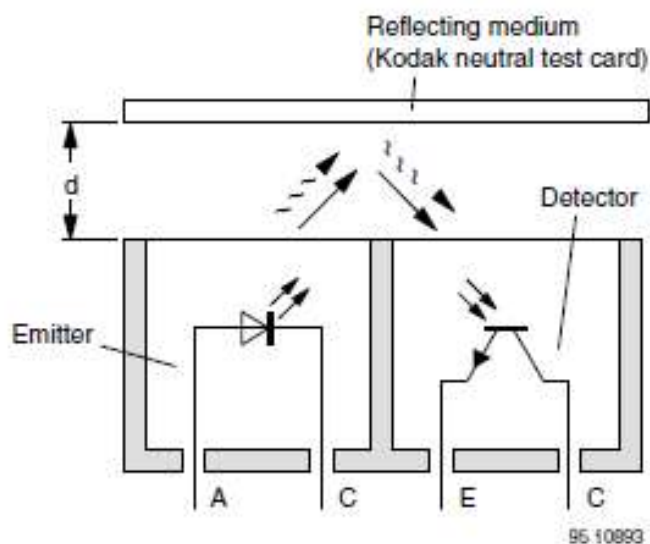
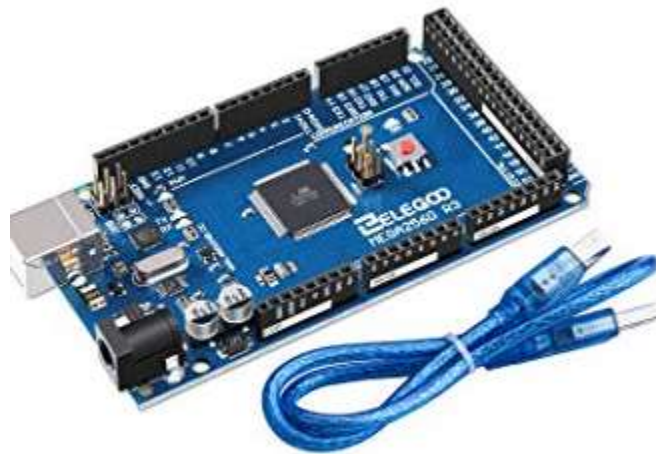


Diagrama 8. Representación del funcionamiento interno del sensor (Vishay, 2017)

## **ANEXO II**

### **Características técnicas de la placa de Arduino**





Características técnicas de la placa Arduino Mega 2560	
Microprocesador	ATmega2560
Tensión de alimentación (recomendada)	7-12V
Líneas de Entradas/Salidas Digitales	54
Entradas Analógicas	+5Vcc
Maxima corriente continua para las entradas	16
Salida de alimentación	3.3V con 50 mA
Memoria de programa	256Kb (el bootloader ocupa 8Kb)
Velocidad del reloj de trabajo	16MHz

Tabla 2. Características técnicas principales de la placa Arduino Mega 2560.  
(PatagoniaTec, s.f.)

## **ANEXO III**

### **Características técnicas del Amplificador LM324**

Características técnicas del amplificador LM324	
Alta ganancia en DC	(100 dB)
Gran ancho de banda (compensada con la temperatura)	1MHz
Alto Rango de Alimentación	entre 3V y 32V
Consumo de corriente bajo	De 700 $\mu$ A (Independiente de la alimentación)
Bajo offset de voltaje de entrada	(2mV)
Bajo offset de corriente	5nA

Tabla 3. Características técnicas principales del LM324 utilizado (El circuito Integrado LM324, s.f.)

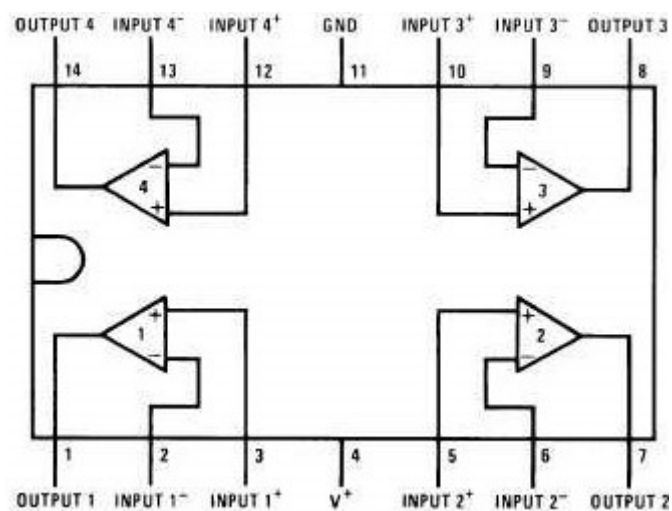


Figura 46. Diagrama de conexión del circuito integrado LM324 (El circuito Integrado LM324, s.f.)

## **ANEXO IV**

### **El filtro paso banda**

- Características generales del filtro paso bajo y paso alto

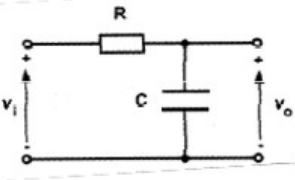
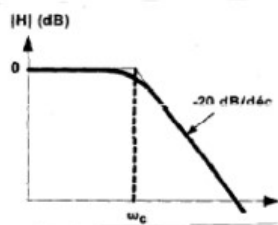
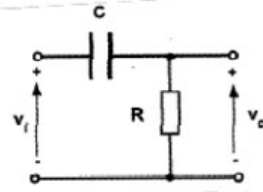
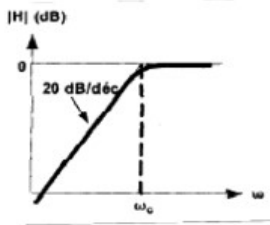
Tipo de filtro	Respuesta frecuencial	Relaciones de interés
<b>Paso bajo</b> 		$H(j\omega) = \frac{1}{1 + j\omega RC}$ <p>Frecuencia de corte: <math>f_c = 1/2\pi RC</math>  <math>\omega_c = 2\pi f_c</math></p> <p>Frecuencia de corte de n etapas iguales en cascada y aisladas:</p> $f'_c = f_c \cdot \sqrt{2^{1/n} - 1}$
<b>Paso alto</b> 		$H(j\omega) = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC}$ <p>Frecuencia de corte: <math>f_c = 1/2\pi RC</math>  <math>\omega_c = 2\pi f_c</math></p> <p>Frecuencia de corte de n etapas iguales en cascada y aisladas:</p> $f'_c = f_c / \sqrt{2^{1/n} - 1}$

Tabla 3. Características de los filtros utilizados, equivalentes al uso del filtro paso banda

- Características generales del filtro paso banda (equivalente a la unión de los dos anteriores)

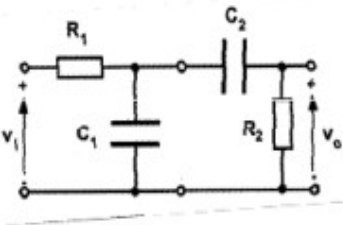
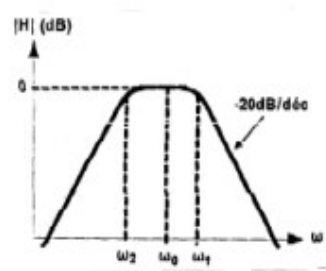
Tipo de filtro	Respuesta frecuencial	Relaciones de interés
<b>Paso banda</b> 		$H(j\omega) = \frac{j\omega \tau_2}{1 + j\omega(\tau_1 + \tau_2 + a\tau_2) - \omega^2 \tau_1 \tau_2}$ <p><math>\tau_1 = R_1 C_1</math>, <math>\tau_2 = R_2 C_2</math>, <math>a = R_1/R_2</math></p> <p><math>\omega_1 = 1/\tau_1</math>; <math>\omega_2 = 1/\tau_2</math></p> <p>Pulsación central: <math>\omega_0 = \sqrt{\omega_1 \cdot \omega_2}</math></p>

Tabla 4. Características del filtro paso banda utilizado

A continuación, se presentan los datos de los elementos del filtro, usando la información de las resistencias mostradas en la tabla 4, con objeto de favorecer la simpleza en los cálculos. Todo ello, se realiza, con objeto de hacer los cálculos necesarios para la obtención de la ecuación de recurrencia que define dicho filtro. Por tanto, se tiene que:

$$R1 = 1k\Omega$$

$$C1 = 1\mu F$$

$$C2 = 1\mu F$$

$$R2 = 1.86 M\Omega$$

Es notorio decir, que para la realización de los cálculos pertinentes se ha hecho uso de Matlab, y de la tabla 4, referente a las características del filtro utilizado. No obstante, en dicha tabla aparece la respuesta en frecuencia ( $H(j\omega)$ ) del filtro. Por tanto, para la realización de los cálculos, también se ha tenido en cuenta la igualdad:  $s = j\omega$ . Ya que se ha considerado más sencillo, la previa obtención de la función de transferencia en el dominio transformado de Laplace, para la posterior obtención del diagrama de bode(en frecuencias), haciendo uso de los comandos de Matlab.

Véase la siguiente ilustración, para la visualización de estos cálculos:

```
>> R1 = 10^3;
>> C1 = 10^(-6);
>> C2 = C1;
>> R2 = 1.86*10^6;
>> cte1 = R1*C1;
>> cte2 = R2*C2;
>> a = R1/R2;
>> Numerador = [cte2,0];
>> Denominador = [cte1*cte2, cte1 + cte2 + a*cte2, 1];
>> H = tf(Numerador,Denominador)
```

H =

$$\frac{1.86 \text{ s}}{0.00186 \text{ s}^2 + 1.862 \text{ s} + 1}$$

Continuous-time transfer function.

Figura 47. Representación de la función de transferencia del filtro paso – banda

Después de ello, se ha procedido a la representación del diagrama de polos y ceros. Ya que, este tipo de representación nos permitirá visualizar gráficamente la forma que tendrá el filtro previamente definido. Véase la figura 48.

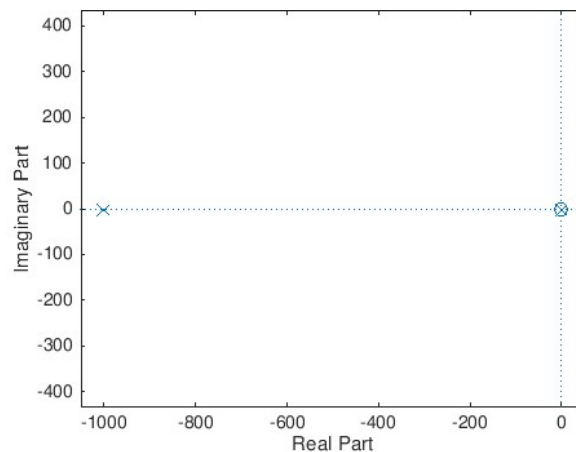


Figura 48. Diagrama de polos y ceros del filtro paso banda

Se comprueba que el filtro presenta un polo y un cero en el origen, luego esto no influirá en la forma del mismo. No obstante, presenta un polo cerca de -1, haciendo que la señal pueda o mantenerse o amplificarse significativamente cuando la señal se acerca a dicha zona.

Posteriormente a estos cálculos, se realiza el diagrama de bode del filtro, con objeto de apreciar cuál es el rango específico de frecuencias sobre el que actúa. Véase la figura 49, para visualizar el diagrama.

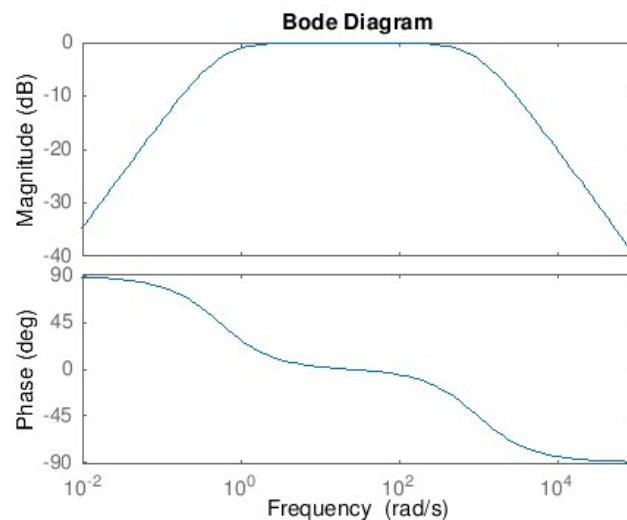


Figura 49. Diagrama de Bode del filtro paso banda

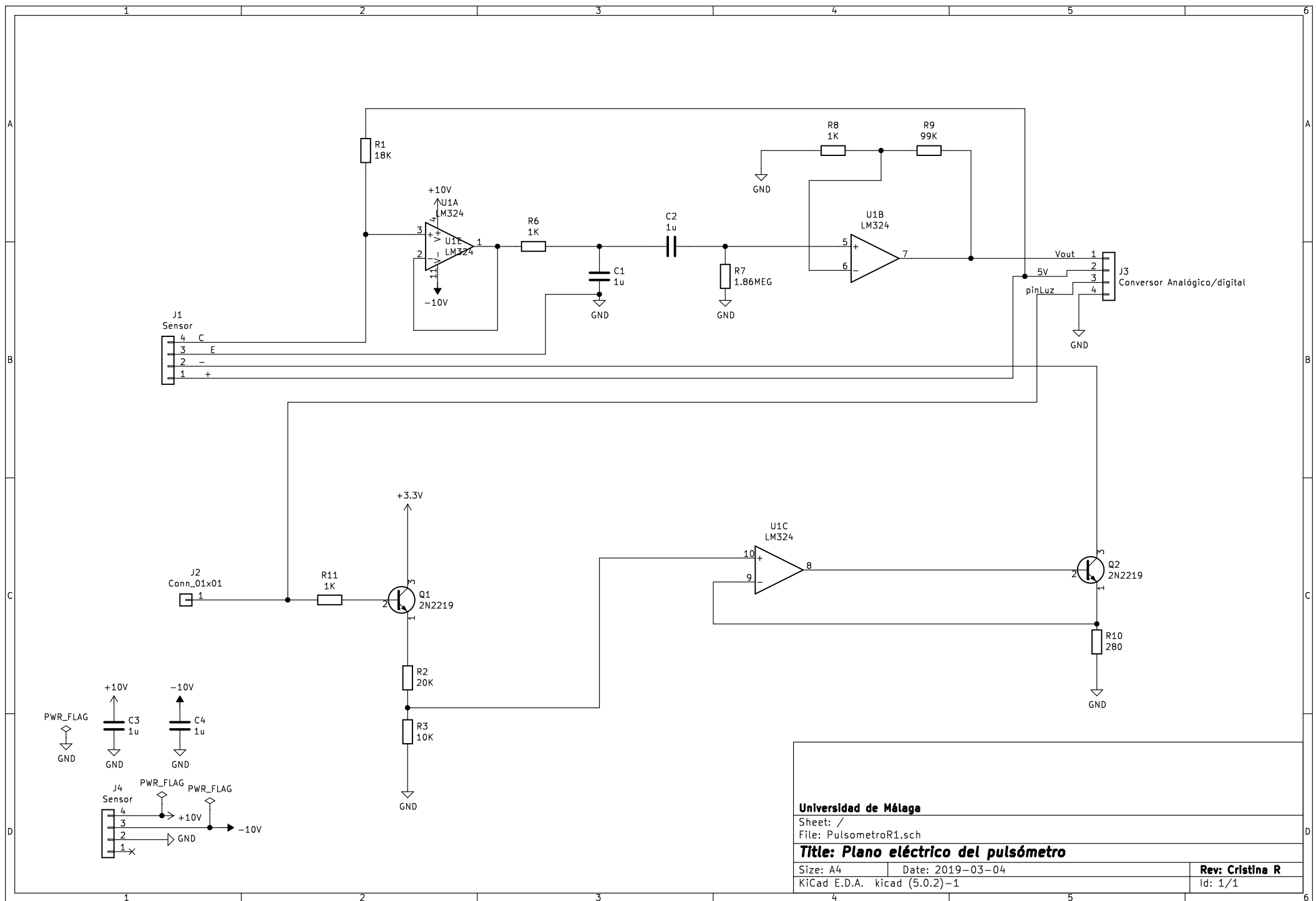
Atendiendo a la tabla 4, del presente anexo, podemos apreciar la existencia de las dos frecuencias características de este filtro que determinan el rango de frecuencias que éste deja pasar. Dichas frecuencias son:  $w_1$  y  $w_2$ . En este caso,  $w_2 \approx 1$  (rad/s) y  $w_1 = 10^3$  (rad/s)

aproximadamente. Que es lo que en teoría debería de obtenerse en los cálculos teóricos realizados en la figura 47



## **ANEXO V**

### **Esquemático del circuito del prototipo de pulsómetro**



## **ANEXO VI**

**Código realizado en Arduino para la obtención de  
muestras digitales**

## Muestreo.ino

```
#include <TimerOne.h>

#define LED 13

#define IO_A0

enum { PARADO = 0 , MUESTREO } estado ;

#define mascara 0x0F

int sensor[ mascara + 1 ] ;

volatile int inpor = 0 , outpor = 0 , sig_inpor = 1 ;


void setup() {

    estado = MUESTREO ; // inicia el estado

    inpor = outpor = 0 ; sig_inpor = 1 ; // inicia los punteros al buffer circular

    // inicia el timer 1 y las interrupciones

    Timer1.initialize( 100000 ) ; // 10000 microsegundos = 0.1 seg

    Timer1.attachInterrupt( onTimer ) ;

    // initialize serial communication at 9600 bits per second:

    Serial.begin(9600);

    // inicia el pin del led

    pinMode( LED , OUTPUT ) ;

    pinMode(4,OUTPUT);

}

// manejador de eventos del puerto serie (disparado cuando se recibe un byte)

void serialEvent( ) {

    int d = Serial.read( ) ;

    switch( d ) {

        case '0' :

            estado = PARADO ; break ;

        case '1' :
```

```

    estado = MUESTREO ; break ;
}
}

// manejador de eventos del timer (para tomar una muestra y guardarla en el buffer circular)
void onTimer( ) {
    if( sig_inpor != outpor ) {
        // Se guarda una muestra en el buffer si hay espacio en el
        sensor[inpor] = analogRead( IO ) ;
        inpor = sig_inpor ;
        sig_inpor = (sig_inpor + 1) & mascara ;
    }
}

void println(int n){
    Serial.print(n);
    Serial.write("\n");
}

// the loop routine runs over and over again forever:
void loop() {
    // Si hay muestras se envian todas
    digitalWrite(4,HIGH);
    while( estado == MUESTREO && inpor != outpor ) {
        println( sensor[outpor] ) ;
        outpor = ( outpor + 1 ) & mascara ;
    }
}

```

## **ANEXO VII**

**Código realizado en Visual Studio para el la  
lectura y procesamiento de muestras, desde el  
puerto serie**

## ComunicaciónPuertoSerie.cs

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.IO.Ports;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;

namespace Pulso_R2
{
    public class ComunicacionPuertoSerie
    {
        // Nueva instancia de la clase
        // Esto se usará para leer datos del puerto serie
        SerialPort serialPort = new SerialPort();
        CalculoPulso calculo = new CalculoPulso();
        Double Dato = 0;

        public ComunicacionPuertoSerie()
        {
            //Asignamos las propiedades
            serialPort.BaudRate = 9600;
            serialPort.PortName = "COM4";

            //Creamos el evento
            //Este evento nos avisara de cuando se genere un evento nuevo en el puerto
            //serie. Es decir, cada vez que se escriba una línea en el puerto serie a través de
            //Arduino.

            serialPort.DataReceived += new
            SerialDataReceivedEventHandler(SerialPort_DataReceived);

            //Controlamos que el puerto indicado esté operativo
            try
            {
                //Abrimos el puerto serie
                serialPort.Open();
                //Descartamos los datos del buffer de recepción del controlador
                serialPort.DiscardInBuffer();

                //Si no hay bytes de datos en el buffer de envío.
                if (serialPort.BytesToWrite != 0)
                {
                    //Descartamos los datos del buffer de transmisión del controlador

                    serialPort.DiscardOutBuffer();
                }

                Console.WriteLine("<-Estableciendo la comunicación con el puerto serie->");
                Console.WriteLine("<------>");
                Console.ReadLine();
            }
        }
    }
}
```

```

        catch
        {
            Console.WriteLine("Error de apertura del puerto");
        }
    }
}

```

// El primer objeto hace referencia a la instancia de la clase SerialPort que ha lanzado el evento. Por otro lado, SerialDataReceivedEventArgs.Proporcionará los datos para este evento.

```

private void SerialPort_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    while (serialPort.IsOpen)
    {
        //Creamos una línea vacía
        string line = String.Empty;
        SerialPort currentSerialPort = (SerialPort)sender;
        try
        {
            //Asignamos a esa línea lo recibido por el puerto serie
            line = currentSerialPort.ReadLine();
            line = line.Trim(); //Eliminamos los espacios de la línea
            if (line != null && line.Length == 3)
            {
                Dato = double.Parse(line);
                calculo.CalculaArrayMuestras(Dato);
                serialPort.DiscardOutBuffer();
                serialPort.DiscardInBuffer();
            }
        }
        catch
        {
            Console.WriteLine("Error en la lectura de datos");
        }
    }
}
}
}
}
}

```



## Program.cs

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;

namespace Pulso_R2
{
    class Program
    {
        static void Main(string[] args)
        {
            Console.WriteLine("<-Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática->");
            Console.WriteLine("<-Ingeniera de la salud->");
            Console.WriteLine("<-Programa para el cálculo de la frecuencia Cardíaca->");
            Console.WriteLine("<-Realizado por: Cristina Rodríguez Chamorro->");
            Console.WriteLine("<------>");
            Console.WriteLine("<-Iniciando el cálculo de la frecuencia cardíaca->");
            Console.WriteLine("<------>");
            Console.ReadLine();
            ComunicacionPuertoSerie comunicacion = new ComunicacionPuertoSerie();

        }
    }
}
```

## CalculoPulso.cs

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.IO;

namespace Pulso_R2
{
    public class CalculoPulso
    {
        /*<Atributos>*/

        public double LimiteInferior = 0, Valor = 0, LimiteSuperior = 0, LimiteMedio = 0,
        ValorMuestraActual = 0, ValorMuestraAnterior = 0, media = 0, MediaArrayMedio = 0,
        suma = 0, SumaArrayMedio = 0, Tiempo = 0, Pulso = 0, ValorTiempoActual = 0,
        ValorTiempoAnterior = 0, PulsoMedio = 0, ElMayor = 0, ElSiguiente = 0, ContMayor = 0,
        Numero = 0;
        public bool EncontradaMuestraInferior = false, medida = false, MaximoEncontrado =
        false, Encontrado = true;
        public int i = 0, Posicion = 0, NuevaPosicion = 0, m = 0, cont = 0, pm = 0, PosicionMenor
        = 0, PosicionRepetido = 0, cont1 = 1, cont2 = 1, cont3 = 1, cont4 = 1, cont5 = 1, cont6 =
        1, cont7 = 1, cont8 = 1, cont9 = 1, cont10 = 0;
        int p = 0;
        public Double[] DatosMuestras = new Double[20];
        public Double[] ArrayPulso = new Double[10];
        public Double[] ArrayContadores = new Double[9];

        /*<Constructor vacio>*/

        public CalculoPulso()
        {

        }

        /*<Metodos>*/

        //Definición del Array Muestras
        public void CalculaArrayMuestras(Double muestra)
        {
            if (m < 20)
            {
                DatosMuestras[m] = muestra;
                m++;
            }
            if (m == 20)
            {
                calcularPulso(DatosMuestras);
                m = 0;
            }
        }
    }
}
```

```

//Calculo de la frecuencia cardiaca
public void calcularPulso(Double[] muestras)
{
    //Evitamos la modificacion de la definicion inicial de las variables, en cada iteraccion.
    suma = 0; i = 0; media = 0; LimiteInferior = 0; LimiteMedio = 0; LimiteSuperior = 0;
    ValorMuestraActual = 0; ValorMuestraAnterior = 0; ValorTiempoActual = 0;
    SumaArrayMedio = 0;
    ValorTiempoAnterior = 0; Posicion = 0; Tiempo = 0; Pulso = 0; Valor = 0; cont = 0;
    medida = false; MaximoEncontrado = false; Encontrado = true;
    EncontradaMuestraInferior = false;

    //Calculo de limites
    CalculoLimites(muestras);

    //Busqueda
    while (i < 20)
    {
        ValorMuestraActual = muestras[i];

        if (ValorMuestraActual > ValorMuestraAnterior && i != 0)
        {
            medida = true;
            MaximoEncontrado = false;
            ValorMuestraAnterior = ValorMuestraActual;
            Posicion = i;
        }
        else
        {
            if (medida && muestras [Posicion] > LimiteSuperior && Encontrado &&
            ValorMuestraActual != ValorMuestraAnterior && ValorMuestraActual != 0)
            {
                ValorTiempoActual = (Posicion * 0.1);
                medida = false;
                MaximoEncontrado = true;
                cont++;
                if (cont == 2)
                {
                    Tiempo = ValorTiempoActual - ValorTiempoAnterior;
                    if (ValorTiempoAnterior != 0 || Tiempo != 0)
                    {
                        MostrarPulso(Tiempo);
                    }
                    cont = 0;
                }
            }
        }

        // Si se encuentra el máximo, se inicia búsqueda de la muestra inferior al límite inferior.
        if (MaximoEncontrado && i != NuevaPosicion)
        {
            if (BusquedaInferior(muestras [Posicion], Posicion, muestras, ref
            NuevaPosicion, LimiteInferior))
            {
                Encontrado = true;
                i = NuevaPosicion - 1;
                MaximoEncontrado = false;
                ValorMuestraAnterior = muestras [NuevaPosicion];
                EncontradaMuestraInferior = false;
            }
        }
    }
}

```

```

        else
        {
            Encontrado = false;
            i = 19;
        }
    }
}
ValorTiempoAnterior = ValorTiempoActual;
i++;
}
}

public void CalculoLimites(Double[] muestras)
{
    for (int j = 0; j < 20; j++)
    {
        suma += muestras[j];
    }

    media = suma / 20;
    LimiteMedio = media;
    LimiteSuperior = LimiteMedio * 1.005;
    LimiteInferior = LimiteMedio * 0.96;
}

public void MostrarPulso(Double Periodo)
{
    Pulso = 60 / (Periodo);
    if (Pulso > 30 && Pulso < 180)
    {
        Console.WriteLine("<-El pulso es: " + Pulso);
        CalculoPulsoMedio(Pulso);
    }
}

public void CalculoPulsoMedio(Double Ritmo)
{
    //Se rellena el array con 10 muestras de pulso
    ArrayPulso[p] = Ritmo;
    p++;
    if (p == 10)
    {
        //Se establecen los valores iniciales, cada vez que el array pulso se llene.
        p = 0; cont1 = 1; cont2 = 1; cont3 = 1; cont4 = 1; cont5 = 1; cont6 = 1; cont7 = 1;
        cont8 = 1; cont9 = 1; cont10 = 0; ContMayor = 0; ElMayor = 0;

        for (int s = 0; s < 8; s++)
        {
            ArrayContadores[s] = 0;
        }

        //Calculo del pulso medio y del más repetido
        for (int am = 0; am < 10; am++)
        {
            SumaArrayMedio += ArrayPulso[am];

            //Inicio búsqueda del número más repetido
            Numero = Math.Round(ArrayPulso[am]);

```

```

        if (am != 9)
        {

            for (int w = am + 1; w < 10; w++)
            {
                ElSiguiente = Math.Round(ArrayPulso[w]);
                RellenaArrayContadores(am, Numero, ElSiguiente);
            }
        }

        //Calculo posicion repetido
        int c;
        for (c = 0; c < 8; c++)
        {
            if (ArrayContadores[c] > ContMayor)
            {
                ContMayor = ArrayContadores[c];
                PosicionRepetido = c;
            }
        }

        //Calculo mayor
        ElMayor = BuscaElMayor(ArrayPulso);

        //Control veces mayor
        //ControlaElMayor(ElMayor);

        Console.WriteLine("-----<-El número más repetido es: " +
            ArrayPulso[PosicionRepetido]);
        PulsoMedio = SumaArrayMedio / 10;
        Console.WriteLine("-----<-El pulso medio es: " + PulsoMedio);
        Console.WriteLine("-----<-El mayor es: " + ElMayor);
    }
}

public double BuscaElMayor(Double[] ArrayRitmos)
{
    double mayor = 0;
    for (int i = 0; i < 9; i++)
    {
        if (ArrayPulso[i] > mayor)
        {
            mayor = ArrayPulso[i];
        }
    }
    return mayor;
}

```

```

public void RellenaArrayContadores(int a, Double num, Double sig)
{
    switch (a)
    {
        case 0:
            if (num == sig)
            {
                cont1++;
                ArrayContadores[0] = cont1;
            }
            break;

        case 1:
            if (num == sig)
            {
                cont2++;
                ArrayContadores[1] = cont2;
            }
            break;
        case 2:
            if (num == sig)
            {
                cont3++;
                ArrayContadores[2] = cont3;
            }
            break;
        case 3:
            if (num == sig)
            {
                cont4++;
                ArrayContadores[3] = cont4;
            }
            break;
        case 4:
            if (num == sig)
            {
                cont5++;
                ArrayContadores[4] = cont5;
            }
            break;
        case 5:
            if (num == sig)
            {
                cont6++;
                ArrayContadores[5] = cont6;
            }
            break;
        case 6:
            if (num == sig)
            {
                cont7++;
                ArrayContadores[6] = cont7;
            }
            break;
    }
}

```

```

        case 7:
            if (num == sig)
            {
                cont8++;
                ArrayContadores[7] = cont8;
            }
            break;
        case 8:
            if (num == sig)
            {
                cont9++;
                ArrayContadores[8] = cont9;
            }
            break;
        default:
            Console.WriteLine("Error");
            break;
    }
}

public bool BusquedaInferior(double muestra, int pos, Double[] ArrayMuestras, ref int
NuevaPosicion, double LimiteInf)
{
    while (EncontradaMuestralInferior == false && pos < 20)
    {
        muestra = ArrayMuestras[pos];
        if (muestra <= LimiteInf)
        {
            NuevaPosicion = pos;
            EncontradaMuestralInferior = true;
        }
        else
        {
            EncontradaMuestralInferior = false;
        }
        pos++;
    }
    return EncontradaMuestralInferior;
}
}
}

```

## **ANEXO VIII**

### **Pieza realizada en solidworks**





Figura 50. Pieza realizada en solidworks, para el soporte del material realizado, y para la eliminación (en la medida de lo posible) del ruido procedente de la luz artificial.

A continuación, se muestra la figura correspondiente al material realizado haciendo uso de la pieza fabricada.

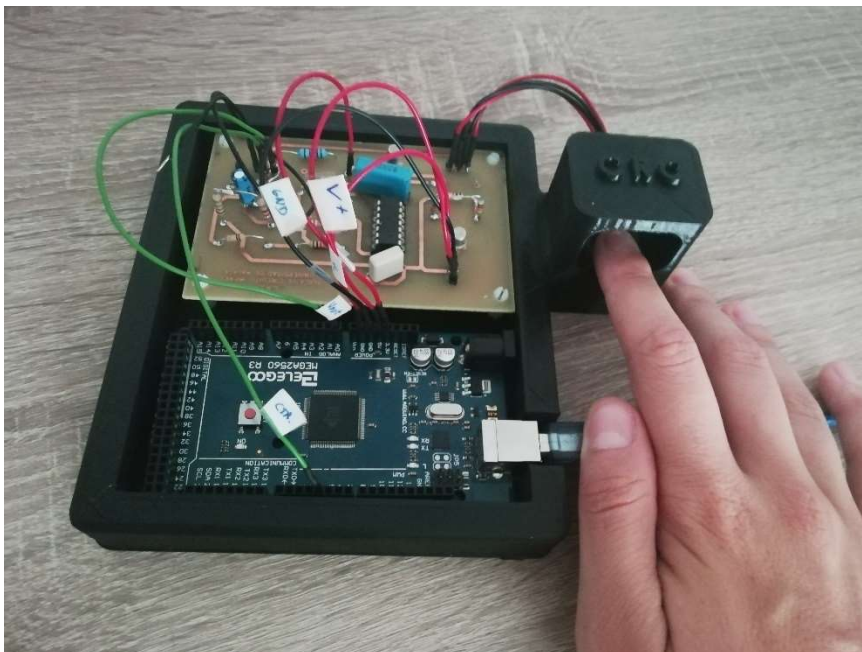


Figura 51. Estructura física del sistema.

