



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA (ICAI)
MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

**SISTEMA DE MEDIDA DE TENSIÓN
ARTERIAL EN DEDOS CON
FOTOPLETISMOGRAFÍA:
SISTEMA PPG**

Autor: Felipe Gil Borrallo
Director: Romano Giannetti

Madrid
Julio 2018

AUTORIZACIÓN PARA LA DIGITALIZACIÓN, DEPÓSITO Y DIVULGACIÓN EN RED DE PROYECTOS FIN DE GRADO, FIN DE MÁSTER, TESINAS O MEMORIAS DE BACHILLERATO

1º. Declaración de la autoría y acreditación de la misma.

El autor D. Felipe Gil Borrallo DECLARA ser el titular de los derechos de propiedad intelectual de la obra: **SISTEMA DE MEDIDA DE TENSIÓN ARTERIAL EN DEDOS CON FOTOPLETISMOGRAFÍA: SISTEMA PPG**, que ésta es una obra original, y que ostenta la condición de autor en el sentido que otorga la Ley de Propiedad Intelectual.

2º. Objeto y fines de la cesión.

Con el fin de dar la máxima difusión a la obra citada a través del Repositorio institucional de la Universidad, el autor **CEDE** a la Universidad Pontificia Comillas, de forma gratuita y no exclusiva, por el máximo plazo legal y con ámbito universal, los derechos de digitalización, de archivo, de reproducción, de distribución y de comunicación pública, incluido el derecho de puesta a disposición electrónica, tal y como se describen en la Ley de Propiedad Intelectual. El derecho de transformación se cede a los únicos efectos de lo dispuesto en la letra a) del apartado siguiente.

3º. Condiciones de la cesión y acceso

Sin perjuicio de la titularidad de la obra, que sigue correspondiendo a su autor, la cesión de derechos contemplada en esta licencia habilita para:

- a) Transformarla con el fin de adaptarla a cualquier tecnología que permita incorporarla a internet y hacerla accesible; incorporar metadatos para realizar el registro de la obra e incorporar “marcas de agua” o cualquier otro sistema de seguridad o de protección.
- b) Reproducirla en un soporte digital para su incorporación a una base de datos electrónica, incluyendo el derecho de reproducir y almacenar la obra en servidores, a los efectos de garantizar su seguridad, conservación y preservar el formato.
- c) Comunicarla, por defecto, a través de un archivo institucional abierto, accesible de modo libre y gratuito a través de internet.
- d) Cualquier otra forma de acceso (restringido, embargado, cerrado) deberá solicitarse expresamente y obedecer a causas justificadas.
- e) Asignar por defecto a estos trabajos una licencia Creative Commons.
- f) Asignar por defecto a estos trabajos un HANDLE (URL *persistente*).

4º. Derechos del autor.

El autor, en tanto que titular de una obra tiene derecho a:

- a) Que la Universidad identifique claramente su nombre como autor de la misma
- b) Comunicar y dar publicidad a la obra en la versión que ceda y en otras posteriores a través de cualquier medio.
- c) Solicitar la retirada de la obra del repositorio por causa justificada.
- d) Recibir notificación fehaciente de cualquier reclamación que puedan formular terceras personas en relación con la obra y, en particular, de reclamaciones relativas a los derechos de propiedad intelectual sobre ella.

5º. Deberes del autor.

El autor se compromete a:

- a) Garantizar que el compromiso que adquiere mediante el presente escrito no infringe ningún derecho de terceros, ya sean de propiedad industrial, intelectual o cualquier otro.
- b) Garantizar que el contenido de las obras no atenta contra los derechos al honor, a la intimidad y a la imagen de terceros.
- c) Asumir toda reclamación o responsabilidad, incluyendo las indemnizaciones por daños, que pudieran ejercitarse contra la Universidad por terceros que vieran infringidos sus derechos e intereses a causa de la cesión.

- d) Asumir la responsabilidad en el caso de que las instituciones fueran condenadas por infracción de derechos derivada de las obras objeto de la cesión.

6º. Fines y funcionamiento del Repositorio Institucional.

La obra se pondrá a disposición de los usuarios para que hagan de ella un uso justo y respetuoso con los derechos del autor, según lo permitido por la legislación aplicable, y con fines de estudio, investigación, o cualquier otro fin lícito. Con dicha finalidad, la Universidad asume los siguientes deberes y se reserva las siguientes facultades:

- La Universidad informará a los usuarios del archivo sobre los usos permitidos, y no garantiza ni asume responsabilidad alguna por otras formas en que los usuarios hagan un uso posterior de las obras no conforme con la legislación vigente. El uso posterior, más allá de la copia privada, requerirá que se cite la fuente y se reconozca la autoría, que no se obtenga beneficio comercial, y que no se realicen obras derivadas.
- La Universidad no revisará el contenido de las obras, que en todo caso permanecerá bajo la responsabilidad exclusiva del autor y no estará obligada a ejercitar acciones legales en nombre del autor en el supuesto de infracciones a derechos de propiedad intelectual derivados del depósito y archivo de las obras. El autor renuncia a cualquier reclamación frente a la Universidad por las formas no ajustadas a la legislación vigente en que los usuarios hagan uso de las obras.
- La Universidad adoptará las medidas necesarias para la preservación de la obra en un futuro.
- La Universidad se reserva la facultad de retirar la obra, previa notificación al autor, en supuestos suficientemente justificados, o en caso de reclamaciones de terceros.

Madrid, a 16 de julio de 2018

ACEPTA



Fdo. Felipe Gil Borrallo

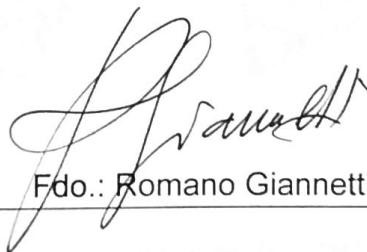
Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
**SISTEMA DE MEDIDA DE TENSION ARTERIAL EN DEDOS MEDIANTE
FOTOPLETISMOGRAFÍA: SISTEMA PPG** en la ETS de Ingeniería - ICAI de la
Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2017/2018 es de mi autoría, original e inédito y
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es
plagio de otro, ni total ni
parcialmente y la información que ha sido tomada
de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Felipe Gil Borrallo

Fecha: 16/07/2018

Autorizada la entrega del proyecto
EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: Romano Giannetti

Fecha: 16/07/2018



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA (ICAI)
MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

**SISTEMA DE MEDIDA DE TENSIÓN
ARTERIAL EN DEDOS CON
FOTOPLETISMOGRAFÍA:
SISTEMA PPG**

Autor: Felipe Gil Borrallo
Director: Romano Giannetti

Madrid
Julio 2018

Sistema de medida de presión arterial en dedos con fotopletismografía: sistema PPG

Autor: Gil Borrallo, Felipe

Director: Giannetti, Romano

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Abstract – La medida de la presión arterial es un signo clínico clave para el diagnóstico de diferentes enfermedades. Sin embargo, los métodos utilizados actualmente para su medida (invasivo o con esfigmomanómetro) no son adecuados para un uso continuo y portátil. Se propone un método de medida de presión arterial consistente en la oclusión de una arteria digital, midiendo de manera simultánea el flujo de sangre con un sensor PPG. La presión sanguínea se estima de manera análoga al método auscultatorio (la mínima presión que bloquea el torrente sanguíneo será la presión sistólica, mientras que la máxima presión a la que la sangre fluye libremente sería la presión diastólica). Se ha desarrollado un prototipo de dicho sistema de medida: este documento se centra en el diseño del sensor PPG, que estará optimizado para la medida en la falange proximal de un dedo de la mano. Los resultados iniciales de las pruebas muestran una clara disminución de la amplitud de la señal PPG cuando se aumenta la presión aplicada sobre el dedo; no obstante, no se ha estudiado la correlación entre estos resultados y la presión arterial del individuo medida con por el método convencional.

El sistema desarrollado se presenta como una alternativa prometedora de medida ambulatoria de presión arterial, aunque se requiere un mayor desarrollo del prototipo para poder integrar el sistema en un sensor biométrico de tipo *wearable*.

Palabras clave – medida de presión arterial, PPG, oclusión, dedo, biométrica, sensor, esfigmomanómetro

INTRODUCCIÓN

La presión arterial (o tensión) es uno de los signos vitales que habitualmente se monitorizan, ya que es uno de los indicadores más significativos del estado de salud de una persona; además, valores de presión arterial fuera de los límites normales suponen un grave riesgo para la vida del paciente. Por esta razón, la supervisión continua de la presión arterial está altamente recomendada para pacientes con hipertensión. Sin embargo, los métodos de medida de hoy en día implican dispositivos voluminosos, o nos están adaptados para la Medida Ambulatoria de la Presión Arterial (MAPA).

En este proyecto, se estudia la viabilidad de un método de medida de presión arterial en un dedo, que permitiría la creación de un dispositivo de uso menos molesto y portátil.

1- Métodos actuales de medida de presión arterial

El método más usado para medir la presión es mediante un esfigmomanómetro [1], que consiste en un brazalete inflable, que se aplica al brazo y permite medir la presión de oclusión mediante un manómetro (ver Figura 1).



Figura 1. Medida de tensión mediante un esfigmomanómetro (método auscultatorio)

La manera tradicional de medida, llamada método auscultatorio, consiste en inflar manualmente el brazalete, y posteriormente desinflarlo mientras se escuchan sobre la arteria los llamados *sonidos de Korotkov* con un estetoscopio. Estos sonidos se producen por el colapso de la arteria, cuando la presión aplicada se encuentra entre la *sistólica* y la *diastólica*, lo que permite al especialista la medida de dichos valores.

Un método alternativo de medida es el utilizado por los esfigmomanómetros digitales: el método oscilométrico: consiste en que el dispositivo registra mediante un transductor las pulsaciones de presión producidas por los latidos mientras va reduciendo la presión del brazalete, y deduce de su amplitud los valores de presión arterial por métodos empíricos.

Sin embargo, el estándar de medida de presión arterial es el método de vía arterial (invasivo) [2]. Consiste en la inserción de un catéter en una arteria, que por medio de un transductor de presión, permite una obtención continua de la forma de onda de la presión arterial. Esto proporciona mucha más información acerca del estado cardiovascular del paciente, pero se trata de un método peligroso que requiere de supervisión médica, debido a que requiere la perforación de una arteria. Por ello, es usado exclusivamente en Unidades de Cuidados Intensivos (UCI).

2- Fotopleletismografía (PPG)

La fotopleletismografía es una técnica que consiste en la emisión de luz en un tejido, y la medida de la luz reflejada o transmitida por el mismo [3]. Entre otras magnitudes, permite medir cambios en el volumen de órganos, y se aplica típicamente en el dispositivo llamado *pulsioxímetro*. Se trata de un dispositivo que emite luz a dos (o más) longitudes de onda distintas sobre una zona de la piel (generalmente la yema del dedo o el lóbulo de la oreja) y mide la luz transmitida. Analizando

la pulsación de las dos *curvas PPG* obtenidas (ver Figura 2), el dispositivo obtiene el pulso cardíaco, y comparando la absorción de luz a ambas longitudes de onda, puede calcular la saturación de oxígeno en sangre.

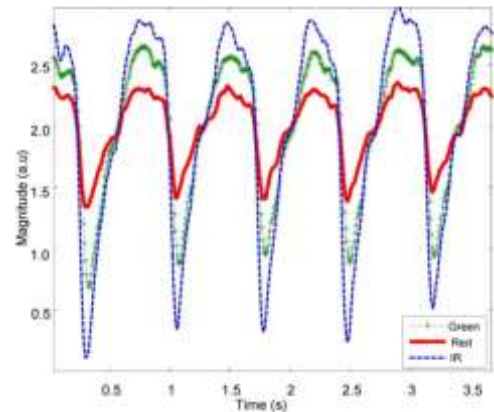


Figura 2. Ejemplo de curvas PPG a diferentes longitudes de onda (fuente: [4])

El principio de funcionamiento se basa en que la hemoglobina tiene diferentes curvas de absorción en función de si está unida a oxígeno (oxihemoglobina) o no.

Además, un sensor PPG permite obtener unas curvas de pulso que son análogas a las que se obtienen mediante el método invasivo de medida de presión arterial. De esta manera, se están desarrollando actualmente diversos métodos que intentan estimar la presión arterial a partir de medidas de PPG.

3- Métodos basados en PPG para medida de presión arterial

Se están probando actualmente diversos métodos para estimar la presión arterial a partir de medidas de curvas PPG. La mayoría de ellos están relacionados con el concepto de *Pulse Transit Time (PTT)*: el tiempo que tarda una onda de presión en viajar de un punto a otro del sistema circulatorio. Se ha demostrado que esta magnitud tiene una relación inversa con la presión arterial, ya que, debido a las características de elasticidad de las arterias, la presión arterial está positivamente correlacionada con la *Velocidad de Onda de Pulso (PWV)*. [5]

Se han propuesto diferentes métodos para estimar PTT, entre ellos:

- retraso de la señal entre dos sensores PPG a cierta distancia (ver Figura 3)
- retraso entre ECG y PPG (también conocido como *Pulse Arrival Time*)

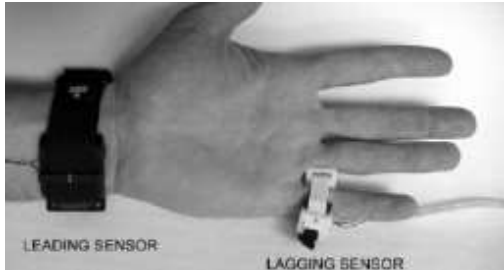


Figura 3. Ejemplo de medida de PTT mediante dos sensores PPG (fuente: [5])

Aparte de estos métodos, se está estudiando la posibilidad de utilizar *machine learning* para estimar la presión arterial únicamente del análisis de una señal PPG.

Estos métodos basados en PPG tienen el inconveniente de que generalmente dependen en gran medida de las características particulares de la dinámica de las arterias del sujeto de estudio.

4- Método propuesto en este proyecto

En este proyecto, se propone el siguiente método de medida: se realiza una oclusión en un dedo, mientras se monitoriza la onda de pulso mediante un sistema PPG, que reemplaza la función de los sonidos de Korotkov en el método auscultatorio para identificar las presiones sistólica y diastólica. [6]

METODOLOGÍA

El proyecto se ha dividido en tres etapas:

- a- Diseño y construcción de un sistema de medida PPG
- b- Diseño e integración de éste con el sistema de oclusión
- c- Pruebas de medida de tensión

El diseño del sensor PPG, que ha sido optimizado para la medida en una falange

proximal, se llevó a cabo en varios pasos: diseño teórico del circuito basado en diseños ya existentes, simulaciones y pruebas en *breadboard*. Finalmente, se ha construido un prototipo mediante soldadura en placa de puntos.

La integración con el sistema de oclusión se ha realizado mediante un microcontrolador, interactúa con ambos subsistemas, enviando los datos recogidos a un ordenador para su análisis.

DISEÑO DEL SISTEMA PPG

El sistema PPG funciona en modo reflexión, y consiste en:

- un sensor (Figura 4) que aglutina el emisor de luz (LED dual VSMD66694, especialmente diseñado para pulsioximetría) y un receptor (fotodiodo BPW34, de amplio rango de sensibilidad espectral)



Figura 4. Sensor PPG (fotodiodo a la izquierda y LED a la derecha)

- un circuito de acondicionamiento que envía un PWM al LED, de manera que la señal PPG se modula en amplitud en la señal reflejada. Posteriormente, el circuito de recepción incluye etapas de amplificación y filtrado, que eliminan las interferencias de luz ambiente de baja frecuencia (Paso-Alto) y el ruido de alta frecuencia (Paso-Bajo). La señal PPG se extrae de la amplitud de la onda moduladora captada mediante un *detector de pico* y es adaptada por una última etapa para ser leída por el ADC del microcontrolador. Se muestra un esquema del circuito en la

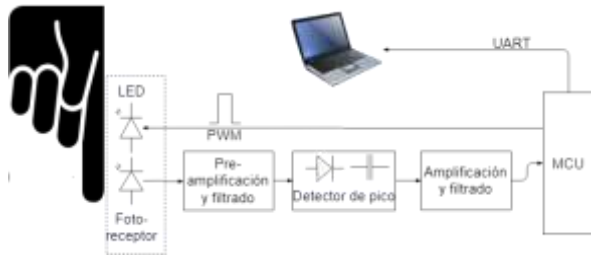


Figura 5. Diagrama de bloques del circuito PPG

- un microcontrolador que adquiere la señal PPG mediante el Conversor Analógico-Digital (ADC) y envía los datos al PC por puerto serie.

INTEGRACIÓN CON SISTEMA DE OCLUSIÓN

El sistema de oclusión ha sido diseñado por Carlos Martín Parages en su Trabajo de Fin de Máster [7]. Consiste en un actuador electromagnético, que se acopla en un sistema mecánico con un apoyo para el dedo; el actuador tira de una cinta que aplica presión alrededor del dedo, produciendo la oclusión. La fuerza/presión aplicada se estima de manera empírica a partir de dos variables: la corriente media aplicada a la bobina y la posición del émbolo.

Se ha desarrollado y programado en un microcontrolador dsPIC33FJ128MC802 un programa conjunto que genera las señales PWM necesarias para el funcionamiento del PPG y del actuador electromagnético, y que adquiere las señales analógicas de ambos sistemas, para estimar los valores de presión arterial. La señal PPG y la fuerza calculada se envían a un PC por comunicación serie, y se utiliza una aplicación de terminal serie para representar gráficamente en tiempo real las señales durante los ensayos, así como guardar los datos.

El procedimiento de medida usado en los ensayos es análogo al usado con un esfigmomanómetro: se aumenta la presión de oclusión hasta un cierto valor máximo, que se mantiene durante unos segundos, y luego se disminuye lentamente. De la señal PPG registrada se deduce la presión a la que la

circulación empieza a ser alterada o totalmente bloqueada. La evolución temporal de la fuerza de oclusión se controla por medio de una máquina de estados incluida en el programa.

RESULTADOS

Observando el gráfico de la curva PPG y la presión aplicada al dedo, se aprecia una disminución de la amplitud de la señal de pulso cuando la presión supera un cierto valor, recuperando de nuevo una amplitud mayor cuando se libera la presión (ver Figura 6).

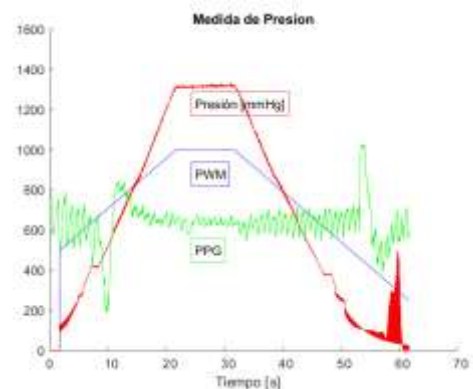


Figura 6. Gráfico de la curva PPG y la presión de oclusión en el ensayo del sistema

El actuador electromagnético proporciona una medida de la fuerza aplicada, pero para estimar la presión, un posible método sería estudiar los valores de fuerza del ensayo para un elevado número de sujetos de prueba, y correlacionarlos con la medida de presión arterial por el método “convencional”. Sin embargo, este enfoque no se ha podido llevar a cabo, de manera que la presión se estima de manera teórica mediante el radio del dedo (R) y el ancho de la cuerda (e), como:

$$p = \frac{F_{actuador}}{2 \cdot e \cdot R}$$

Los valores obtenidos de presión son de un orden de magnitud mayor a los obtenidos por el método estándar [8]; una posible explicación sería que la equivalencia entre el método basado en esfigmomanómetro y el aplicado en el ensayo no es directa. Además, se pueden haber producido errores de medida

debido a la fricción interna del sistema de oclusión o a que la fuerza de oclusión no se distribuya uniformemente alrededor del dedo, que expliquen las estimaciones incorrectas de presión.

CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, podemos afirmar que el procedimiento de medida de tensión diseñado entre este proyecto y el proyecto de Carlos Martín Parages [7] es válido, si bien puede ser mejorado. Aunque los valores numéricos obtenidos no están en el rango habitual de presión arterial, futuros desarrollos del sistema podrían facilitar la realización de ensayos de calibración con un cierto número de individuos, y así poder establecer una correlación entre los resultados obtenidos y las medidas “estándar” de presión arterial.

Una posible vía de desarrollo sería diseñar un sistema de oclusión alternativo, para conseguir una oclusión más homogénea y más precisa, en un diseño más compacto. Sin embargo, los desarrollos más inmediatos que se podrían abordar son: reducción del tamaño del circuito de acondicionamiento mediante su montaje en una PCB, la utilización de ambos LEDs para incorporar medida de pulsioximetría (para lo cual no sería necesario nuevo hardware) y el diseño de un soporte para conseguir un mejor ajuste del sensor al dedo.

REFERENCIAS

- [1] Perloff, D., Grim, C., Flack, J., Frohlich, E. D., Hill, M., McDonald, M., & Morgenstern, B. Z. (1993). Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometry. *Circulation*, 88 (5), 2460-2470.
- [2] Nickson, C. (2017). Arterial line and Pressure Transducer. Obtenido de Life in the Fastlane: <https://lifeinthefastlane.com/ccf/arterial-line/>
- [3] Giannetti, R. (2017). Introduction to Biomedical Engineering: blood measurements. Madrid: Universidad Pontificia Comillas - ICAI. Obtenido de comillas.edu
- [4] Alzahrani, A., Hu, S., & Azorin-Peris, V. (2015). A Comparative Study of Physiological Monitoring with a Wearable Opto-Electronic Patch Sensor (OEPS) for Motion Reduction. *Biosensors*, 5(2), 288–307. <http://doi.org/10.3390/bios5020288>
- [5] McCombie, D. B., Reisner, A. T., & Asada, H. H. (2006). Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics. *Engineering in Medicine and Biology Society. 28th Annual International Conference of the IEEE*. New York, NY: EMBS
- [6] Nitzan, M., Adar, Y., Hoffman, E., Shalom, E., Engelberg, S., Ben-Dov, I. Z., & Bursztyn, M. (2013). Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds. *Sensors*, 13(11), 14797-14812.
- [7] Martín Parages, C. (2018). Sistema de medida de presión arterial en dedos mediante fotoplethysmografía: sistema de oclusión. Universidad Pontificia Comillas.
- [8] Maley, C. (16 de julio de 2013). Intro to Blood Pressure. Obtenido de American Diagnostic Corporation: www.adctoday.com

Blood pressure measurement system in fingers with photoplethysmography: PPG system

Author: Gil Borrallo, Felipe

Director: Giannetti, Romano

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

Abstract – Blood pressure (BP) measurement is a key piece of information for the diagnosis of different kinds of diseases and medical conditions. However, the currently used measurement methods (invasive or with sphygmomanometer) are not suitable for continuous and mobile use. A method is proposed to measure blood pressure, consisting of the occlusion of a digital artery and the measurement of the blood circulation by means of a PPG sensor. The blood pressure would be estimated in an analogous way to the one used by sphygmomanometers (the minimum pressure which blocks blood flow would be the systolic pressure, while the maximum pressure at which the blood flows freely would be the diastolic one). A prototype of the system has been developed: this paper focuses on the design of the PPG sensor, which will be optimized for measuring in the proximal phalanx of a finger. Initial results of prototype testing are presented: a clear lowering of the PPG signal amplitude has been noted as the pressure on the finger is increased, although the correlation between the results and the subject BP measured by the standard sphygmomanometer-based method has not been carried out.

Thus, the system presents itself as a promising blood pressure measurement system, although some further development of the prototype is needed to integrate the system into a wearable biometric sensor.

Keywords – blood pressure measurement, PPG, occlusion, finger, biometrics, sensor, sphygmomanometer

INTRODUCTION

Blood pressure (BP) is one of the fundamental vital signs which are usually monitored, as it is one of the most significant indicators of a person's health status; besides, values of blood pressure outside the normal range pose a serious risk for a patient's life.

For this reason, constant monitoring of BP is highly recommended for hypertension patients. However, measuring methods used nowadays involve using bulky devices, and are not suitable or badly adapted for Ambulatory Blood Pressure Monitoring (ABPM).

In this project, the viability of a method for measuring BP in a finger is studied, which would allow for a more burdensome and wearable measuring device.

5- Current BP measurement methods

The most commonly used method for measuring BP is by using a sphygmomanometer [1], which consists of an inflatable cuff, which is applied to an arm at heart's height (see Figure 1). The cuff has a manometer attached to it, which allows for measuring the air pressure.



Figure 1. Blood pressure measurement with sphygmomanometer (auscultatory method)

The traditional way of measuring, known as auscultatory method, consists of manually inflating the cuff, and then slowly deflating it, while listening to the *Korotkov sounds* with a stethoscope. These sounds are produced within the artery of the arm when the applied pressure is between the *systolic* and *diastolic* values; this allows for the practitioner to register them.

An alternative method of measuring is used by automated digital sphygmomanometers: the oscillometric method: the device captures with a sensor the pressure oscillations produce by heartbeats as the cuff pressure decreases and works out the systolic and diastolic pressure values from them, by means of empiric methods.

However, the current gold standard for measuring blood pressure is the invasive measurement method [2]. It consists of the insertion of a catheter inside an artery, which by means of a pressure transducer, allows for a continuous, “beat-to-beat” measurement of the blood pressure waveform.

That is an advantage, because it provides with much more complete and reliable information about the patient cardiovascular health status; nevertheless, the method is risky because it requires puncturing an artery, and thus, the patient must be under constant clinical supervision. For that reason, this method is almost uniquely used in Intensive Care Units.

6- Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography is a technique which consists of the emission of light inside a tissue, and the measurement of the light which is reflected or transmitted by the tissue [3]. Between other magnitudes, it allows to measure changes in the volume of organs, and it is typically applied to capture the blood vessels pulsation, by the device called *pulse oximeter*. It is a device which emits light of two (or more) different wavelengths on a piece of skin (typically the fingertip or the

earlobe) and measures the transmitted light. By analyzing the pulsation of the two obtained *PPG curves* (see Figure 2), the device can extract the pulse rate, and, by comparing the absorption of the two wavelengths of light, it can also estimate the oxygen saturation in the blood.

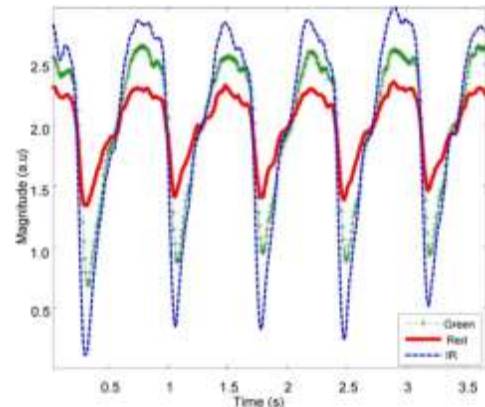


Figure 2. Example of PPG curves at different light wavelengths (source: [4])

The working principle lies on the fact that the hemoglobin has a different light absorption curve when carrying oxygen (oxyhemoglobin) or not.

Besides this, a PPG sensor provides some pulse curves which are analogous to the ones obtained with the invasive BP measurement method. For this reason, some methods which intend to estimate blood pressure from PPG measurements are under development.

7- PPG-based methods for BP estimation

Different methods are being tested to try to work out BP from PPG curves measurement. Most of them are related to the concept of *Pulse Transit Time (PTT)*. It is defined as the time it takes for a pressure wave to travel from one point of the circulatory system to another. It has been shown to have an inverse relationship with blood pressure, because, due to some arterial wall mechanics, blood pressure has been proved to be positively correlated with *Pulse Wave Velocity (PWV)*. [5]

Different methods of estimating PTT have been tested, including:

- wave delay between two PPG sensors (example in Figure 3)
- delay between Electrocardiogram (ECG) and PPG (known also as Pulse Arrival Time, PAT)

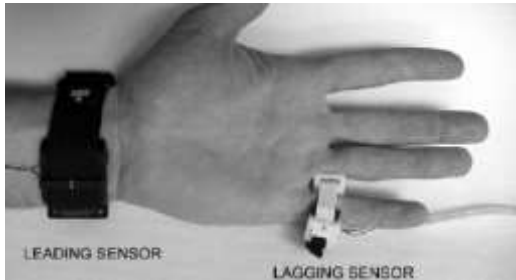


Figure 3. Example of a PTT measuring configuration by means of 2 PPG sensors (source: [5])

Apart from these methods, some researchers are trying some machine learning based methods to estimate blood pressure just from the analysis of one PPG signal.

All these methods have been shown to have certain correlation with blood pressure, but in many cases have the inconvenience of a great dependence on the particular characteristics of the subject 's circulatory system.

8- Method proposed in this study

In this project, the following measuring method is proposed: an occlusion is carried out in a finger, while the applied pressure is being measured; meanwhile, the blood flow is monitored by a PPG system, which replaces the Korotkov sounds of the auscultatory method for the task of identifying the systolic and diastolic pressure values [6].

METHODOLOGY

The project has been developed in three stages:

- a- Design and construction of the PPG sensor system
- b- Design of integration with the occlusion system
- c- Blood pressure measurement tests

The design of a PPG sensor which was optimized for measuring in a proximal phalanx

was carried out by creating a theoretical design of the circuit based on previous existing designs, followed by simulations, and breadboard circuit tests. Finally, a prototype was built by soldering on a general-purpose PCB.

The integration with the occlusion system was carried out by interfacing both the PPG and the occlusion system with a microcontroller (MCU), to record all necessary signals and send them to a computer for analysis.

PPG SYSTEM DESIGN

The PPG system will work with reflectance mode, and it will consist of:

- a sensor (Figure 4) which includes the light emitter (dual LED VSMD66694, which is especially designed for pulse-oximetry) and the light receiver (wide spectral sensitivity range photodiode BPW34)



Figure 4. PPG sensor with photodiode (left) and dual LED (right)

- an analog conditioning circuit which sends a pulsating signal to the LED, so the PPG signal is *amplitude modulated* in the reflected signal. Then, the reception circuit includes amplification and filtering stages: low frequency ambient light interferences are removed by means of a *High-Pass Filter*, and high frequency noise is removed with *Low-Pass Filters*. The PPG signal is extracted from the amplitude of the carrier signal by an *envelope detector* and adapted to be measured with the microcontroller's ADC. A scheme of the circuit can be found in Figure 5.

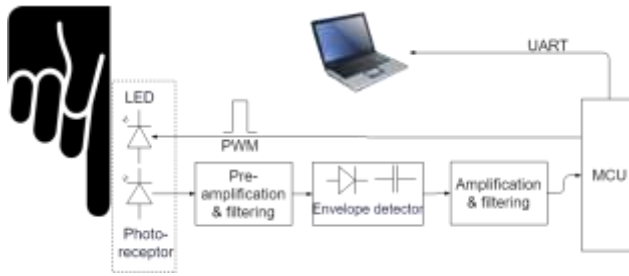


Figure 5. Block diagram of the PPG analog circuit

- a C program loaded into a dsPIC33F microcontroller, to acquire the PPG signal with the Analog-Digital Converter and send the data to a PC through serial port.

INTEGRATION WITH OCCLUSION SYSTEM

The occlusion system was designed by Carlos Martín Parages in his master's thesis [6]. It consists of an electromagnetic plunger, which is accommodated inside a mechanical set with a support for the finger; the plunger pulls a band which applies pressure around the finger, causing the occlusion. The applied force/pressure is estimated empirically from two variables: the mean current applied of the electromagnetic actuator and the position of the plunger.

A joint C program was developed and loaded on a dsPIC33FJ128MC802 microcontroller to generate the PWM signals necessary for the PPG system and the control of the occlusion actuator, as well as to acquire the analog signals from both, to estimate the blood pressure values. The analog pulse signal and the calculated force values were sent to a PC through serial communication. A serial application was used for real-time plotting the signals during the tests and saving the data.

The measuring procedure used in the tests of the system was akin to the one used for sphygmomanometer-based measurements: the occlusion pressure was slowly increased until reaching a maximum value, which is held for several seconds, and then, the pressure is slowly released. By the waveform recorded by the PPG signal, the pressure at which the blood

circulation is being altered or blocked can be deduced. The temporal evolution of the applied pressure was automated by means of a state machine included in the program.

RESULTS

The graph of the PPG and the pressure applied to the finger shows a decrease in the amplitude of the pulse signal as the pressure reaches a certain value, recovering again a higher amplitude when the pressure is released (see Figure 6).

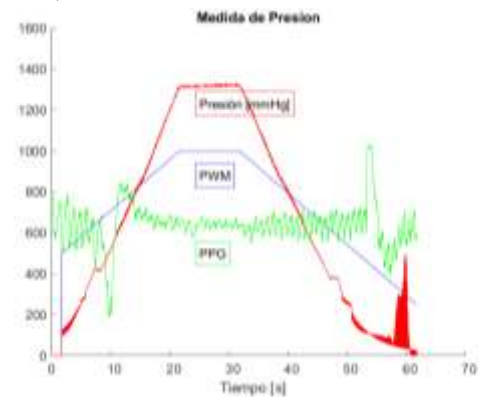


Figure 6. Graph of the PPG and occlusion pressure values of a system test

The electromagnetic actuator provides a measure of the applied force; but for estimating the pressure, a suggested method would have been correlating the obtained force values with the real blood pressure values of a high number of test subjects. However, this was not accomplished, and a theoretical pressure estimation was carried out from the finger radius (R) and the width of the rope (e), as:

$$p = \frac{F_{plunger}}{2 \cdot e \cdot R}$$

The obtained pressure values are much higher than the conventional blood pressure values [6]; one explanation could be that the equivalence of this method and the sphygmomanometer-based one is not direct; besides, measurement errors due to internal friction of the occlusion system and the force not being evenly distributed around the finger's circumference could explain the incorrect pressure estimations.

CONCLUSIONS

The results obtained show that the pressure measurement procedure designed in this project and Carlos Martín Parages [6] is valid, although it may be improved. Although the numerical values obtained are not within the usual ranges, further development of the system could allow for carrying out calibration tests with a certain number of individuals and establish a correlation between the obtained measurements and the “standard” blood pressure values measured with sphygmomanometer.

One possible development would be designing an alternative occlusion system, for achieving a more homogeneous and precise occlusion and smaller size. However, the most immediate developments which could be addressed are: reduction of the size of the circuit by building an application-specific PCB, using both LEDs to include oximetry measurements (without the need of extra hardware) and the design of a frame to have a better fit of the sensor to the finger.

REFERENCES

- [1] Perloff, D., Grim, C., Flack, J., Frohlich, E. D., Hill, M., McDonald, M., & Morgenstern, B. Z. (1993). Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometry. *Circulation*, 88 (5), 2460-2470.
- [2] Nickson, C. (2017). Arterial line and Pressure Transducer. Retrieved from Life in the Fastlane: <https://lifeinthefastlane.com/ccr/arterial-line/>
- [3] Giannetti, R. (2017). Introduction to Biomedical Engineering: blood measurements. Madrid: Universidad Pontificia Comillas - ICAI. Retrieved from comillas.edu
- [4] Alzahrani, A., Hu, S., & Azorin-Peris, V. (2015). A Comparative Study of Physiological Monitoring with a Wearable Opto-Electronic Patch Sensor (OEPS) for Motion Reduction. *Biosensors*, 5(2), 288–307. <http://doi.org/10.3390/bios5020288>
- [5] McCombie, D. B., Reisner, A. T., & Asada, H. H. (2006). Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics. *Engineering in Medicine and Biology Society. 28th Annual International Conference of the IEEE*. New York, NY: EMBS
- [6] Nitzan, M., Adar, Y., Hoffman, E., Shalom, E., Engelberg, S., Ben-Dov, I. Z., & Bursztyn, M. (2013). Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds. *Sensors*, 13(11), 14797-14812.
- [7] Martín Parages, C. (2018). Sistema de medida de presión arterial en dedos mediante fotoplethysmografía: sistema de occlusión. Universidad Pontificia Comillas.
- [8] Maley, C. (16 de julio de 2013). Intro to Blood Pressure. Retrieved from American Diagnostic Corporation: www.adctoday.com

DOCUMENTO N°1

MEMORIA

*Sistema de medida de tensión arterial en dedos
con fotopleetismografía: sistema PPG*

Autor: Felipe Gil Borrallo

Director: Romano Giannetti

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

Contenido

1.	Introducción	7
2.	Estado de la técnica	7
2.1.	Medida de la presión arterial: <i>esfigmomanómetro</i>	7
2.2.	Medida continua de la presión arterial: vía arterial	10
2.3.	Fotopletismografía (PPG) y pulsioximetría	11
	Oximetría y origen del PPG [GIAN17].....	12
	Pulsioximetría	13
2.4.	Medida de la presión arterial mediante PPG	16
	Métodos basados en el Tiempo de Tránsito de Pulso	16
	Métodos basados puramente en análisis de la curva PPG.....	18
2.5.	Método propuesto en este estudio	18
3.	Diseño preliminar del sistema PPG.....	19
3.1.	Especificación del sistema	19
3.2.	Solución propuesta	19
3.3.	Descripción del sistema.....	20
3.4.	Selección de emisor y receptor para el sensor óptico.....	21
4.	Diseño del hardware.....	24
4.1.	Metodología	24
4.2.	Selección de amplificadores operacionales	24
4.3.	Emisor: acondicionamiento del LED	25
4.4.	Receptor: 1ª etapa de amplificación	26
4.5.	Receptor: 2ª etapa – Filtro Paso-Alto	28
4.6.	Receptor: 3ª etapa – Detector de pico	30
4.7.	Receptor: 4ª etapa – Filtro Paso-Alto	32
4.8.	Receptor: 5ª etapa – Amplificación, adaptación de tensión y filtrado.....	33
4.9.	Diseño definitivo del pulsómetro	36
	Acondicionamiento del LED.....	36
	1ª etapa	37
	2ª etapa	38
	3ª etapa	39
	4ª etapa	40
	5ª etapa	41
	Pruebas adicionales de funcionamiento	44
	Resumen del diseño del pulsómetro.....	46
4.10.	Diseño de la placa	47
4.11.	Diseño del sensor biométrico	48
4.12.	Montaje del sistema completo del pulsómetro	49

5.	Software de pruebas del pulsómetro	50
6.	Integración con sistema de oclusión.....	51
6.1.	Breve descripción del sistema de oclusión del dedo	51
6.2.	Desarrollo del software de integración con sistema de oclusión.....	51
6.3.	Ensayo de medida de tensión	53
7.	Conclusiones	57
8.	Futuros desarrollos	58
9.	Bibliografía	59
ANEXOS.....		62
	Anexo I – Datasheets	63
	Anexo II – Código fuente.....	67

Índice de figuras

Figura 1. Procedimiento de medida de la presión arterial mediante un esfigmomanómetro (fuente: reference.com)	8
Figura 2. Esfigmomanómetro de columna de mercurio (fuente: indiamart.com)	9
Figura 3. Esfigmomanómetro digital (fuente: http://beta.nexgenmedical.com)	9
Figura 4. Simulación de las señales de presión en una medida por el método oscilométrico: a) Presión arterial y presión del brazalete en función del tiempo. b) Oscilaciones del brazalete con un filtrado paso-alto.....	9
Figura 5. Esquema del método invasivo de medida de presión arterial (fuente: [NICK17])	10
Figura 6. Transductor para medida invasiva de presión arterial (fuente: UTAH MEDICAL PRODUCTS INC.)	10
Figura 7. Estructura de la forma de onda obtenida mediante una vía arterial (fuente: [YART18])	10
Figura 8. Esquema del PPG en reflectancia y transmitancia (fuente: [AGRO14])	11
Figura 9. Absortividad de la hemoglobina según la longitud de onda de la luz (fuente: [GIAN17])	11
Figura 10. Oxímetro de oreja (fuente: [WHO11])	12
Figura 11. Señales PPG obtenidas con luz LED verde, roja e infrarroja (fuente: [ALZA15])	13
Figura 12. Esquema de la estructura de un oxímetro de pulso (fuente: [GIAN17])	14
Figura 13. Ejemplo de pulsioxímetro portátil (fuente: Wikipedia.org).	14
Figura 14. Diversos parámetros del <i>Pulse Arrival Time</i>	17
Figura 15. Posicionamiento de los PPGs en el estudio realizado por McCombie et al.....	17
Figura 16. Parámetros de la señal PPG utilizados para estimar la presión arterial en [KURY13].....	18
Figura 17. Esquema del circuito propuesto para el sistema PPG	19
Figura 18. Funcionamiento de la modulación en amplitud (fuente: https://en.wikipedia.org/wiki/Amplitude_modulation)	20
Figura 19. Ejemplo gráfico del funcionamiento “ideal” de un detector de pico	21
Figura 20. LED VSMD66694	22
Figura 21. Fotodiodo BPW34	22
Figura 22. Osciloscopio Tektronix TDS 210	24
Figura 23. Circuito de acondicionamiento del LED.	25
Figura 24. Amplificador de transimpedancia para fotodiodo	26
Figura 25. Esquema de la primera etapa (amplificador de transimpedancia + LPF)	26
Figura 26. Esquema de la segunda etapa: filtro paso-alto activo.....	28
Figura 27. Circuito básico del detector de pico (3ª etapa)	30
Figura 28. Simulación de un detector de pico realizada con LTspice IV	31
Figura 29. Comparativa de los dos casos no deseados que se pueden producir en un detector de pico.....	31
Figura 30. Etapa 4: filtro paso-alto pasivo	32
Figura 31. Esquema de la etapa 5: amplificador + filtro paso-bajo	33
Figura 32. Circuito equivalente en DC de la etapa 5	33
Figura 33. Circuito equivalente en pequeña señal de la etapa 5	34
Figura 34. Respuesta en frecuencia del diseño preliminar de la etapa 5, obtenido con LTspice IV	35
Figura 35. Circuito de acondicionamiento del LED emisor del pulsómetro	36
Figura 36. Pulso detectado en la amplitud de la señal a la salida de la primera etapa usando el detector de pico	37
Figura 37. Circuito definitivo de la primera etapa de recepción.....	37
Figura 38. Captura de funcionamiento de la tensión de salida de la 1ª etapa (PPG modulado en amplitud a 6kHz)	38
Figura 39. Circuito de la segunda etapa de recepción del pulsómetro (HPF con $f_c = 720\text{Hz}$)	38

Figura 40. Señal de salida del filtro paso alto activo.....	39
Figura 41. Esquema eléctrico de la etapa 3: detector de pico.....	39
Figura 42. Señal de salida del detector de pico a escala de 100 μ s.....	40
Figura 43. Señal de salida del detector de pico a escala de 1s.....	40
Figura 44. Señal de salida del detector de pico con modo “detector de pico”.....	40
Figura 45. Esquema del filtro paso-alto (etapa 4).....	40
Figura 46. Tensión de salida del 2º filtro paso-alto (etapa 4).....	41
Figura 47. Ejemplo de salida sobre-amortiguada de la etapa 5.....	41
Figura 48. Ejemplo de salida infra-amortiguada de la etapa 5.....	41
Figura 49. Circuito definitivo de la etapa 5.....	42
Figura 50. Pulso sintético de entrada para la simulación de la etapa 5.....	42
Figura 51. Pulso sintético con ruido blanco añadido.....	42
Figura 52. Simulación de la etapa 5: señales de entrada y salida.....	43
Figura 53. Ejemplo de medida de curva PPG con el circuito diseñado y osciloscopio.....	43
Figura 54. Medida del pulso en yema del dedo con el circuito modificado para ello.....	44
Figura 55. Medida del pulso en yema mediante LED infrarrojo.....	45
Figura 56. Interfaces de la placa del circuito del pulsómetro.....	47
Figura 57. Placa de puntos con el circuito de acondicionamiento del pulsómetro y el circuito de control del sistema de oclusión.....	47
Figura 58. Esquema del sensor biométrico.....	48
Figura 59. Fotografías del sensor biométrico.....	48
Figura 60. Diagrama de bloques del sistema completo para medida de PPG.....	49
Figura 61. Conexión de la placa PicTrainer (izquierda) con la placa analógica del sistema de medida de presión arterial desarrollada en este estudio (derecha).....	49
Figura 62. Diagrama de flujo del programa cargado en el micro para pruebas del sistema PPG.....	50
Figura 63. Medida de la curva PPG y representación gráfica en PC en tiempo real mediante SerialPortPlotter.....	50
Figura 64. Dispositivo que realiza la oclusión del dedo y permite medir la presión aplicada.....	51
Figura 65. Funcionamiento del modo utilizado del PWM.....	51
Figura 66. Conexión de los elementos para el ensayo de medida de tensión arterial en dedo.....	53
Figura 67. Diagrama de flujo del programa usado para el ensayo de medida de tensión.....	54
Figura 68. Disposición física del ensayo de medida de tensión.....	55
Figura 69. Resultado del ensayo de medida de presión.....	55

1. Introducción

La **presión sanguínea** (llamada también tensión) es uno de los indicadores más significativos del estado de salud de una persona. Junto con la temperatura corporal, la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria, es uno de los signos vitales fundamentales que habitualmente se monitorizan porque valores fuera de los rangos habituales pueden causar un grave riesgo para la vida del paciente. Los avances técnicos han permitido que hoy en día una persona pueda medir su propia tensión arterial en su casa de manera fácil, sin necesidad de ayuda profesional, gracias a un esfigmomanómetro digital. Esto permite a cualquier persona que pueda tener acceso a este dispositivo monitorizar su presión arterial, y así, le da un medio para detectar precozmente posibles enfermedades, así como para monitorizar la evolución de patologías que ya padezca. [WEBM16]

Se está investigando actualmente en otros métodos para la medida de la presión arterial, aunque están todavía en fase experimental, y no está confirmada su eficacia. En este proyecto se estudiará la factibilidad de medir la tensión arterial mediante un dispositivo que ocluya las arterias digitales de manera similar a un esfigmomanómetro tradicional, utilizando la fotopleletismografía como método para medir la circulación de la sangre para cada presión de oclusión. El estudio y desarrollo del sistema de oclusión será llevado a cabo por Carlos Martín Parages en su Trabajo de Fin de Máster. [MART18]

2. Estado de la técnica

La presión sanguínea que se suele medir es la *presión arterial*, es decir, la presión a la que somete el corazón al flujo sanguíneo para distribuirla por el organismo. La sangre, impulsada por la compresión de los músculos cardíacos del corazón durante la *sístole*, avanza hacia los tejidos a través de los conductos arteriales, que se van estrechando (arterias, arteriolas y finalmente vasos capilares), y va perdiendo presión, como cualquier fluido que circula por un conducto. Al volver desde los vasos capilares hacia el corazón a través de las venas, la presión disminuye aún más (*presión venosa*) debido a la “succión” ejercida por el corazón durante la *diástole*. La sangre circula siempre en el mismo sentido gracias a la acción de válvulas que hay en el corazón.

2.1. Medida de la presión arterial: *esfigmomanómetro*

La *presión arterial* o *tensión arterial* se mide habitualmente de manera no invasiva mediante un dispositivo denominado *esfigmomanómetro* [PERL93] (del griego, “manómetro de pulso”), también llamado simplemente *tensiómetro*. Este consiste en un brazalete inflable, que por lo general se coloca en el brazo, a la altura del corazón, y que está acoplado a un manómetro. El brazalete permite ocluir el paso de sangre por la arteria braquial, y el manómetro muestra la presión aplicada para ello. Mediante este aparato, se toman dos medidas de presión arterial: la *presión sistólica*, más alta, que es la presión a la que la sangre es impulsada por el corazón en la *sístole*, y la *presión diastólica*, es decir, la presión en las arterias durante el retorno de la sangre al corazón. Estas medidas se presentan en milímetros de mercurio (mmHg), y en el formato “Presión Sistólica (alta) / Presión Diastólica (baja)”¹.

Siendo estrictos, la “presión arterial” se refiere a la presión de la sangre en los vasos sanguíneos, mientras que la “tensión arterial” se refiere a la tensión que sufren los vasos sanguíneos debido a dicha presión. Sin embargo, ambos términos se suelen utilizar como sinónimos, y se suele hablar de *hipertensión* y *tomar la tensión*, aunque en realidad sea la presión lo que se mide con un esfigmomanómetro.

¹ Por ejemplo, una medida “normal” de tensión sería: 110 / 70 mmHg

La medida mediante un esfigmomanómetro consiste en inflar el brazalete por encima de la presión arterial, de manera que se obstruye el paso de sangre por las arterias del brazo, y a continuación, ir liberando la presión lentamente, a la vez que se comprueba la circulación de sangre por el brazo, mediante la escucha de los denominados *sonidos de Korotkov*; para ello, se utiliza un *estetoscopio*, apoyado sobre la arteria del brazo que se está ocluyendo (ver *Figura 1*).



Figura 1. Procedimiento de medida de la presión arterial mediante un esfigmomanómetro (fuente: reference.com)

Estos sonidos son diversos “golpeteos” y “burbujeos” que se producen cuando la presión del brazalete se encuentra entre la presión sistólica y la diastólica, debido a que la arteria que se encuentra debajo se colapsa completamente cuando la presión del brazalete supera la presión sanguínea, y vuelve a abrirse debido a que la presión sistólica es superior a la del brazalete. Esto ocurre cíclicamente en cada latido del corazón. [BABB12] Los sonidos de Korotkov constan de 5 fases, que se van sucediendo según se va disminuyendo la presión del brazalete:

Fase I – Aparece un golpeteo tenue y repetitivo que va subiendo gradualmente de intensidad durante al menos dos latidos consecutivos.

Fase II – Los sonidos se suavizan durante un breve periodo, adquiriendo un tono de “siseo”.

Fase III – Los sonidos vuelven a ser más nítidos, alcanzando de nuevo o incluso superando en intensidad a los de la fase I.

Fase IV – Hay un amortiguamiento de los sonidos; se vuelven más suaves, como de soplos.

Fase V – El momento en el que todos los sonidos desaparecen por completo.

La medida de la presión arterial usando un esfigmomanómetro analógico, mediante la escucha de los *sonidos de Korotkov* se denomina **método auscultatorio**. La aparición del primer sonido de Korotkov marca el valor de la presión sistólica, mientras que la diastólica se anota en el momento en el que el quinto sonido deja de oírse.

Tradicionalmente se empleaban preferentemente esfigmomanómetros de columna de mercurio, (ver Figura 2) debido a que presentan menos problemas de calibración y son más precisos. Sin embargo, actualmente están en desuso debido al carácter tóxico y contaminante del mercurio, y las precauciones de uso que ello implica. Otro tipo de esfigmomanómetro ampliamente utilizado es el anerode, en el que la presión es mostrada por una aguja en un dial, que funcionan mediante un resorte mecánico interior.

En el caso de los esfigmomanómetros analógicos tradicionales, el brazalete es inflado mediante una pera de goma que insufla aire, y permite posteriormente se va extrayendo lentamente mediante una válvula manejada de forma manual.



Figura 2. Esfigmomanómetro de columna de mercurio (fuente: indiamart.com)



Figura 3. Esfigmomanómetro digital (fuente: <http://beta.nexgenmedical.com>)

Un método alternativo para la medida de la presión arterial es el **método oscilométrico**, consistente en medir mediante un sensor las variaciones en la presión que experimenta el brazalete debido a los latidos del corazón, de las que se deduce la presión diastólica y sistólica. [MALE13] Las oscilaciones de presión en el brazalete aumentan su amplitud cuando la presión del aire del brazalete está entre la presión sistólica y la diastólica, como se puede ver en la Figura 4.

Sin embargo, el método oscilométrico es más preciso para la medida de la Presión Arterial Media (MAP), ya que su valor es cercano a la máxima amplitud de las oscilaciones del brazalete. Las presiones sistólica y diastólica no se pueden obtener directamente; de hecho, la amplitud de las oscilaciones detectadas en el brazalete no se hace cero por debajo de la presión diastólica, de manera que la obtención de ésta no es directa. Mediante el método oscilométrico, las tensiones sistólica y diastólica se obtienen mediante estimaciones basadas en modelos empíricos, que dependen de cada fabricante. [BABB12]

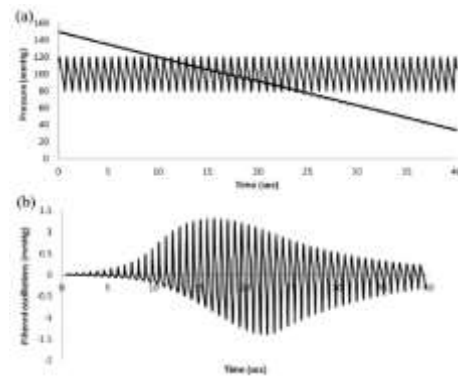


Figura 4. Simulación de las señales de presión en una medida por el método oscilométrico: a) Presión arterial y presión del brazalete en función del tiempo. b) Oscilaciones del brazalete con un filtrado paso-alto.

Los tensiómetros digitales actuales (ver Figura 3) miden la presión arterial con el método oscilométrico, ya que, aunque pueda ser menos preciso, la medición es menos susceptible a alteraciones debidas a ruidos externos; además, permite que la medida esté automatizada: el inflado del brazalete es llevado a cabo por un compresor, y mediante un sensor, se estiman los valores de presión. Estos aparatos presentan la importante ventaja de que pueden ser utilizados por cualquier persona, lo cual permite que un paciente lleve a cabo el seguimiento diario de su tensión arterial, sin necesidad de la ayuda de un especialista médico para la toma de las medidas.

2.2. Medida continua de la presión arterial: vía arterial

Actualmente se utiliza otro método para la medida de la presión arterial, que se utiliza para algunos pacientes ingresados en Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), y que requieren una monitorización continua y muy precisa de la tensión arterial. [NICK17]

Se trata de un método invasivo, consistente en la inserción de una cánula en una arteria, generalmente la arteria radial, femoral, braquial o dorsal del pie. Esta cánula está conectada mediante un catéter a un sistema lleno de solución salina, que transmite las ondas de presión producidas en las arterias hasta un transductor (ver Figura 5 y Figura 6). Este transductor consta de un diafragma piezoeléctrico, que convierte las ondas de presión en señales eléctricas y las transmite a un monitor.

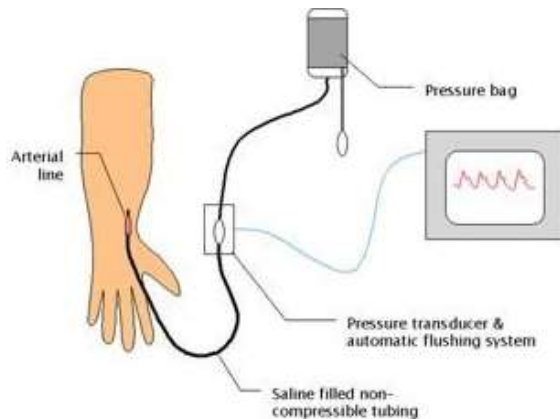


Figura 5. Esquema del método invasivo de medida de presión arterial (fuente: [NICK17])



Figura 6. Transductor para medida invasiva de presión arterial (fuente: UTAH MEDICAL PRODUCTS INC.)

Este sistema presenta una importante ventaja respecto a la medida mediante esfigmomanómetro: permite la medida **continua** de la presión arterial (también llamada medida “pulso-a-pulso”); es decir, frente a la medida con esfigmomanómetro, que únicamente proporciona dos valores puntuales de tensión sistólica y diastólica, la medida invasiva de presión arterial proporciona una forma de onda de la presión arterial a lo largo del ciclo cardíaco, de la cual se puede extraer mucha más información que de una medida con esfigmomanómetro: además de las presiones sistólica y diastólica (los picos y valles de la onda), se puede extraer la frecuencia cardíaca (el pulso), identificar las presiones en las diferentes fases del ciclo cardíaco, detectar cambios instantáneos de la presión arterial. De esta manera, se pueden deducir diversas anomalías del paciente, como arritmias o defectos cardíacos, ya que todas ellas quedan reflejadas en los picos y valles e irregularidades de la onda obtenida.

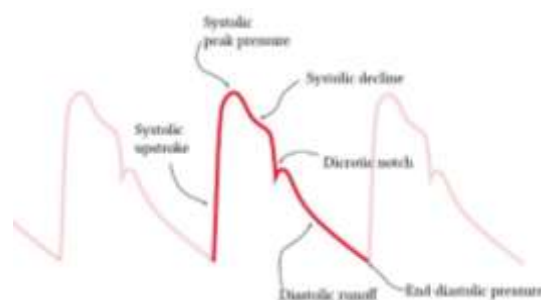


Figura 7. Estructura de la forma de onda obtenida mediante una vía arterial (fuente: [YART18])

El empleo de este procedimiento requiere de una supervisión constante del paciente debido al alto riesgo de sangrado que implica la punción de una arteria. [EBMEXX] Por ello, se utiliza casi exclusivamente en una UCI, y bajo ciertas circunstancias que justifiquen su uso, como presión arterial muy inconstante, inestabilidad hemodinámica, hipotensión, obesidad mórbida que dificulta el uso de brazaletes, o la necesidad de tomar muestras de sangre de manera frecuente.

2.3. Fotopletismografía (PPG) y pulsioximetría

La fotopletismografía (PPG, por su nombre en inglés PhotoPlethysmoGraphy) es una técnica no invasiva que permite medir variaciones de volumen de órganos (típicamente la circulación sanguínea) mediante la emisión de luz sobre la piel, y la medición de la intensidad transmitida o reflejada por los vasos sanguíneos mediante un fotorreceptor (ver esquema mostrado en la Figura 8). El mecanismo en que se basa la fotopletismografía consiste en que la señal proporcionada por el fotorreceptor refleja las variaciones de volumen que experimentan los vasos sanguíneos a lo largo del ciclo cardíaco, debido a las variaciones de absorción de la luz. Esta variación permite identificar con más precisión la absorción de la luz llevada a cabo por la sangre arterial en concreto, pudiendo separarla de otros fenómenos que puedan afectar a la medida, como la detección de luz ambiente, o la absorción de luz llevada a cabo por los tejidos o la sangre venosa, ya que estas otras fuentes no presentan la misma característica pulsante que la que se produce en la absorción de las arterias.

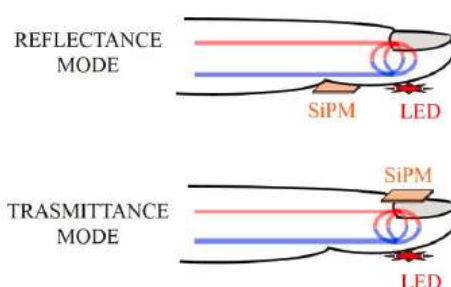


Figura 8. Esquema del PPG en reflectancia y transmitancia (fuente: [AGRO14])

El dispositivo por excelencia que utiliza la tecnología PPG es el **pulsioxímetro**, u **oxímetro de pulso** [GIAN17], un aparato que permite medir el pulso cardíaco y la saturación de oxígeno en la hemoglobina de la sangre: para ello, emite luz a través del dedo a dos frecuencias distintas 660 nm (roja) y 940 nm (infrarroja). La *saturación de oxígeno* se refiere al nivel de oxigenación de la sangre, expresado como el tanto por ciento de la hemoglobina que está oxigenada. Los valores normales de un individuo sano, a nivel del mar², son del 95% al 99% aproximadamente.

Debido a que la hemoglobina tiene curvas de absortividad espectral distintas según si está o no unida a oxígeno (ver Figura 9), se puede medir la proporción de hemoglobina que está oxigenada, comparando los valores medidos de luz a las dos frecuencias. En los epígrafes siguientes se desarrolla el principio de funcionamiento de la pulsioximetría con más detalle.

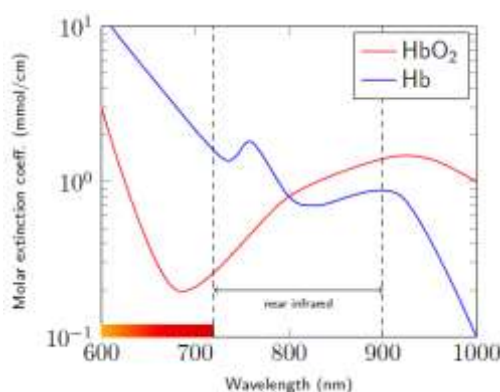


Figura 9. Absortividad de la hemoglobina según la longitud de onda de la luz (fuente: [GIAN17])

² En cotas elevadas, debido a la menor presión atmosférica, se produce una condición de *hipoxia* (falta de oxígeno en el organismo), conocida como *mal de altura*.

Oximetría y origen del PPG [GIAN17]

Las primeras medidas de la saturación de oxígeno utilizando las diferencias de absorptividad espectral de la hemoglobina y oxihemoglobina fueron realizadas en la 2ª Guerra Mundial por Glenn Allen Millikan. Para ello, construyó un dispositivo que iluminaba el lóbulo de la oreja (ver Figura 10) con luz a dos frecuencias, y de esta manera podía estimar la concentración de oxihemoglobina en la sangre.



Figura 10. Oxímetro de oreja (fuente: [WHO11])

Este cálculo se basa en la ley de Beer-Lambert, que determina la absorción de la luz al pasar a través de fluidos, según la concentración de las sustancias y la distancia recorrida en el medio, según:

$$\frac{I_o}{I_i} = e^{-\epsilon(\lambda)cd}$$

donde I_i es la intensidad de luz incidente, I_o la intensidad de luz transmitida por el medio, $\epsilon(\lambda)$ es la absorptancia del medio a la longitud de onda λ de la luz emitida, c es la concentración de la sustancia absorbente y d la longitud recorrida por la luz en el medio translúcido.

Teóricamente, comparando los valores instantáneos medidos de intensidad de luz a las dos frecuencias, se podría calcular la saturación de oxígeno. No obstante, este cálculo solo aporta resultados útiles si la luz incidiera directamente sobre sangre arterial (para lo cual sería necesario desviarla por un catéter externo, lo cual es extremadamente peligroso), ya que el efecto de la absorción de los tejidos, la sangre venosa, y otros efectos externos hacen que los valores calculados tengan un error excesivo.

Para compensar estos errores, tanto el diseño de Millikan como otros posteriores tenían que utilizar diversos artefactos, como realizar una calibración sin sangre en el tejido (mediante compresión), o el calentamiento a 44°C de la zona a medir. Estos procedimientos eran obviamente molestos e incluso peligrosos. [TREM89]

Otro dispositivo desarrollado posteriormente introdujo como alternativa para mejorar la precisión el uso de 8 longitudes de onda distintas de la luz emitida. Sin embargo, este diseño era incómodo y voluminoso, y también requería para su funcionamiento el calentamiento del lóbulo de la oreja.

El método actual, descubierto por Takuo Aoyagi en los años 70, y perfeccionado por Scott Wilber, consiste en que el cálculo de la saturación de oxígeno se realiza a partir de la **amplitud** de las señales PPG, en lugar de los valores absolutos. De esta manera, se eliminan estos factores externos, ya que la oscilación de la señal PPG se debe principalmente a la *pulsación de los vasos arteriales*, sin depender del resto de factores que contribuyen a la absorción de la luz emitida. Este es el principio de funcionamiento del **oxímetro de pulso**, que se describe en detalle a continuación.

Pulsioximetría

Un *pulsioxímetro* estándar emite (alternativamente) luz roja e infrarroja sobre la piel en una zona del cuerpo con buena vascularización capilar (como el lóbulo de la oreja o la yema del dedo), y va registrando la intensidad de luz recibida por el fotorreceptor en ambas frecuencias, obteniendo dos curvas PPG (*fotopletiogramas*), que oscilan con el período del pulso cardíaco (ver Figura 11, en la que también se muestra la curva para emisión de luz verde, que es la que utilizan algunos dispositivos biométricos comerciales, o *wearables* para la medida del pulso):

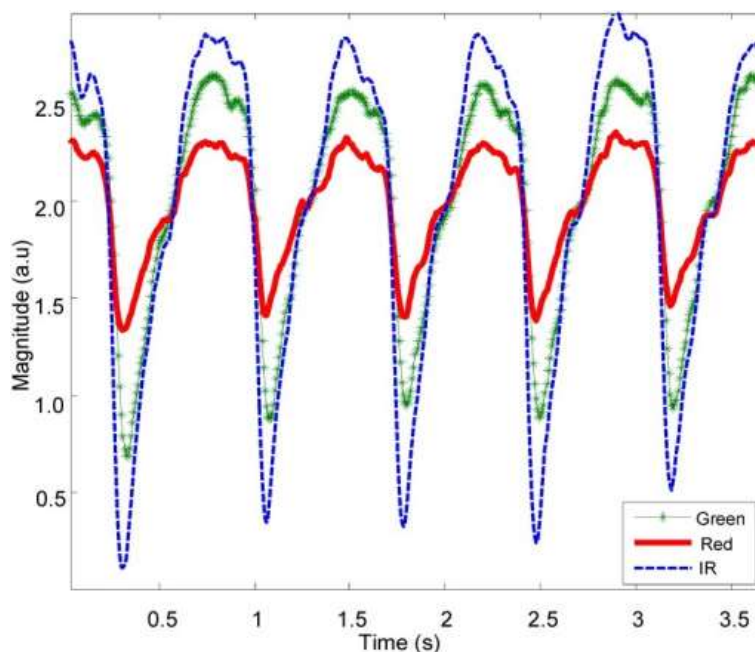


Figura 11. Señales PPG obtenidas con luz LED verde, roja e infrarroja (fuente: [ALZA15])

La saturación de oxígeno (S_{O_2}), como se ha explicado en el apartado anterior, se calcula a partir de la relación entre los cocientes de intensidades pico y valle recibidas por el fotorreceptor a las dos longitudes de onda:

$$R = \frac{\log(I_{R1}^{pico} / I_{R1}^{valle})}{\log(I_{R2}^{pico} / I_{R2}^{valle})} \rightarrow S_{O_2} = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_2) \cdot R - \epsilon_{Hb}(\lambda_1)}{(\epsilon_{Hb}(\lambda_2) - \epsilon_{HbO_2}(\lambda_2)) \cdot R - (\epsilon_{Hb}(\lambda_1) - \epsilon_{HbO_2}(\lambda_1))}$$

siendo I_{R1} e I_{R2} las señales de intensidad recibida a las dos longitudes de onda (roja e infrarroja), $\epsilon_{Hb}(\lambda_1)$ y $\epsilon_{Hb}(\lambda_2)$ la absorptividad de la hemoglobina sin oxígeno a dichas longitudes de onda, y $\epsilon_{HbO_2}(\lambda_1)$ y $\epsilon_{HbO_2}(\lambda_2)$ la absorptividad de la hemoglobina saturada de oxígeno.

Estas fórmulas se deducen de la ley de Beer-Lambert; para una justificación más detallada de cómo se obtienen estas fórmulas, ver [GIAN17].

Descripción del sistema de un pulsioxímetro

Un pulsioxímetro consta de un sensor que se acopla a la zona de la piel donde se va a medir (generalmente una pinza aplicada al dedo o al lóbulo de la oreja), un circuito de amplificación y filtrado mediante hardware, y una etapa de procesamiento digital y display (ver Figura 12). El sensor consta de emisores de luz (led rojo e infrarrojo) y receptores (fotodiodos, fototransistores o fotomultiplicadores de silicio, SiPM).

Para eliminar la influencia de la luz ambiente, el sensor se acondiciona en alterna, mediante una señal pulsada de alta frecuencia. De esta manera, la señal PPG se obtiene mediante *modulación en amplitud*, y al eliminar las bajas frecuencias de la señal registrada, se elimina el efecto de la luz ambiente, que es de baja frecuencia.

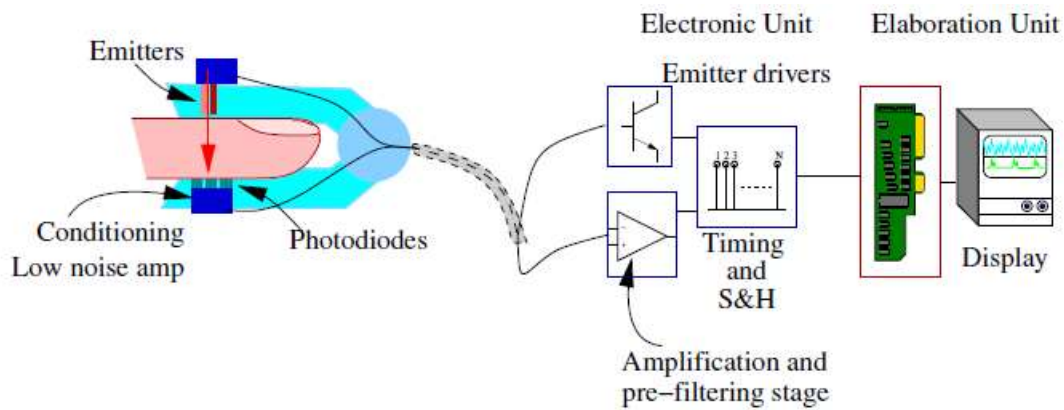


Figura 12. Esquema de la estructura de un oxímetro de pulso (fuente: [GIAN17])

La etapa de hardware, por tanto, consta del sistema de acondicionamiento de los LEDs, y de la amplificación y filtrado de la señal recibida por el fotorreceptor. Se realiza un filtrado paso alto, para eliminar las componentes de baja frecuencia, conservando solo la señal moduladora, en cuya amplitud se encuentra la señal PPG. También se puede realizar un filtrado paso bajo de frecuencia de corte mayor que la frecuencia de la señal moduladora, para eliminar ruido de alta frecuencia.

Por último, la etapa de procesamiento digital realiza funciones de control del sistema, y además incorpora un convertor analógico-digital (ADC), que registra los valores de las señales PPG, lo cual permite mostrarlas gráficamente (como en la Figura 11) y obviamente, el cálculo de la frecuencia cardíaca (pulsaciones por minuto) y la saturación de oxígeno (véase un ejemplo en la Figura 13).



Figura 13. Ejemplo de pulsioxímetro portátil (fuente: Wikipedia.org).
Se muestra la saturación de oxígeno (98%) y la frecuencia cardíaca (75 pulsaciones por minuto)

Limitaciones de la pulsioximetría

ERRORES EXTRÍNSECOS

- Las mediciones del sistema PPG se basan en la transmisión de luz a través de los tejidos y su absorción en los vasos sanguíneos. Por tanto, el sistema es muy sensible al movimiento del sensor sobre la piel: el acercamiento y alejamiento a la piel producen variaciones de la intensidad de luz registrada que son complejas de distinguir de la pulsación de los vasos arteriales.

Por ejemplo, en el caso de un paciente con temblores o espasmos con un pulsioxímetro de dedo, se pueden producir medidas espurias que produzcan resultados erróneos tanto del pulso como de saturación de oxígeno. Por tanto, se requiere un acoplamiento del sensor a una zona determinada de la piel lo más estable e inmóvil posible.

- b. Por otra parte, una luz ambiental muy intensa puede provocar problemas en la medida si es captada por el fotorreceptor. A pesar de que los pulsioxímetros están habitualmente diseñados para ser lo más opacos posible, se advierte que en ocasiones pueden dar problemas con luces intensas como por ejemplo las luces de quirófano. [WHO11] También es de esperar que si una luz ambiental intensa presenta oscilaciones y es captada por el fotorreceptor del sensor, pueda dar lugar a medidas incorrectas.

ERRORES INTRÍNSECOS

- c. Un aspecto muy importante a tener en cuenta respecto al uso de un pulsioxímetro “estándar” es que utiliza dos longitudes de onda de luz para determinar la concentración de oxihemoglobina (unida a oxígeno) y de hemoglobina normal (no unida a oxígeno). Es decir, cada longitud de onda aporta una ecuación para cada una de las dos incógnitas. De esta manera se calcula la llamada saturación de oxígeno “funcional”, como:

$$S_{O_2} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \cdot 100\%$$

Sin embargo, en realidad en la sangre existen otras especies de hemoglobina, que perjudican la función de la hemoglobina del transporte de oxígeno a las células, de manera que fracciones elevadas de estos tipos de hemoglobina en la sangre son peligrosas para el organismo. Existen principalmente otros dos tipos:

- *Carboxihemoglobina*, COHb: hemoglobina unida a monóxido de carbono; el monóxido de carbono se une con mucha mayor fuerza a la hemoglobina que el oxígeno, de manera que la molécula pierde la capacidad de transporte de oxígeno.
- *Metahemoglobina*, metHb: se forma cuando en una molécula de hemoglobina el hierro está en estado de oxidación Fe^{3+} en lugar de Fe^{2+} . Estas moléculas de hemoglobina sí se unen a oxígeno, pero con mucha más fuerza que la hemoglobina “normal”, de manera que no liberan en las células.

De esta manera, un cálculo más preciso de la saturación de oxígeno sería:

$$S_{O_2} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb + COHb + metHb} \cdot 100\%$$

Los oxímetros convencionales asumen simplemente que las concentraciones de las especies COHb y metHb son tan pequeñas que se pueden despreciar. De hecho, valores superiores al 1% de metHb y al 5% de COHb se consideran patológicos.

Sin embargo, con concentraciones elevadas de alguna de estas especies, debido a sus diferentes curvas de absorción de la luz, los pulsioxímetros convencionales arrojan resultados erróneos de saturación³. Para medir correctamente dichas concentraciones es necesario utilizar un sensor con un mínimo de 4 longitudes de onda, aunque los dispositivos utilizados para detectar más tipos de hemoglobina (co-oxímetros) utilizan a veces hasta 8 longitudes de onda.

- d. Aunque se asume para el cálculo que la componente pulsante de las curvas PPG se debe únicamente a la hemoglobina, y que el resto de los elementos son transparentes a la luz, en realidad sí existe una pequeña componente debida al resto de sustancias en la sangre, como el plasma. Sin embargo, este error se debe aceptar ya que es inevitable si se utiliza la técnica de la pulsioximetría.

³ En general, midiendo con un pulsioxímetro convencional de 2 longitudes de onda, la COHb se detecta como HbO₂, y concentraciones elevadas de metHb (superiores al 30%) hacen que se mida un valor constante de saturación de alrededor del 85%. [TREM89]

2.4. Medida de la presión arterial mediante PPG

Basándose en la tecnología PPG, se están desarrollando actualmente diversas técnicas para la medida de la presión sanguínea, como alternativas a los métodos tradicionales auscultatorio y oscilométrico, basados en el esfigmomanómetro. [FORT10] La mayoría de estas técnicas están todavía en fase experimental, y todavía no están generalmente aceptadas por la comunidad médica.

Todas ellas suelen tener el objetivo común de medir la presión arterial de manera **continua, no invasiva** y sin necesidad de un brazalete como el que se utiliza en los métodos estándar auscultatorio y oscilométrico. Es decir, se busca evitar la necesidad inserción de una cánula en una arteria para la medida continua, y evitar asimismo la oclusión de los vasos arteriales, ya que ello no permite una medida continua, “pulso-a-pulso”.

A continuación, se resumen los principales métodos para la estimación de la presión arterial basados en fotopletismografía:

Métodos basados en el Tiempo de Tránsito de Pulso

Estudios relativamente recientes muestran que existe una correlación entre la presión arterial y la velocidad a la que se desplazan las ondas de presión producidas por el corazón a través de los vasos sanguíneos, conocida como **Velocidad de Onda de Pulso**, o por su sigla en inglés **PWV** (*Pulse Wave Velocity*).

Mediante formulación matemática de la elasticidad de las arterias (ver y [MCCO06]), se puede justificar que un aumento de la presión sanguínea produce un aumento de la PWV. A raíz de este planteamiento, surgen diferentes técnicas que buscan estimar la velocidad de onda de pulso a partir de la medición de diversos retardos temporales entre diferentes puntos del sistema circulatorio. La fiabilidad de estas técnicas está todavía bajo discusión, ya que la aptitud de la estimación de la presión arterial depende en muchos casos de parámetros muy particulares y complicados de estimar relacionados con la elasticidad y el tamaño de las arterias, las características de la sangre, etc.

A continuación se describen brevemente algunas de los enfoques existentes para la estimación de la presión arterial basados en la velocidad de onda de pulso.

Definición del PTT

El parámetro más ampliamente utilizado en estas técnicas es el llamado **Tiempo de Tránsito de Pulso** (**PTT**, *Pulse Transit Time*). El PTT se define como el tiempo que tarda una onda de presión en recorrer la distancia entre dos puntos determinados de las arterias. Habitualmente se suelen elegir la oreja y un dedo de la mano o del pie, ya que en estos puntos se puede obtener fácilmente una onda PPG y medir el retraso entre ambas. También se puede medir por otras técnicas como Doppler de ultrasonidos o tonometría arterial.

La medida más fiable de obtener el PTT para estimación de presión arterial es la obtenida mediante medida invasiva de la onda de presión en las arterias (método explicado anteriormente), ya que la onda medida por este método muestra directamente la onda de presión, por lo que la medición del retardo entre ondas análogas es más sencilla. Según algunos estudios, la estimación del PTT con el método invasivo presenta mayor correlación con la presión arterial que cualquiera de los otros métodos no invasivos [GAO16]. Lo cual es lógico, ya que el resto de los métodos incluyen diversos errores de medida inevitables debido a la forma indirecta en que se toman las medidas del flujo sanguíneo.

Pulse Arrival Time (PAT)

Un método alternativo, no invasivo y ampliamente estudiado es la estimación del retardo entre el Electrocardiograma (concretamente el pico R del ECG) y un punto determinado de la onda PPG. [ZHAN08] Según el punto elegido, se definen distintos valores del PAT, como se muestra en la Figura 14.

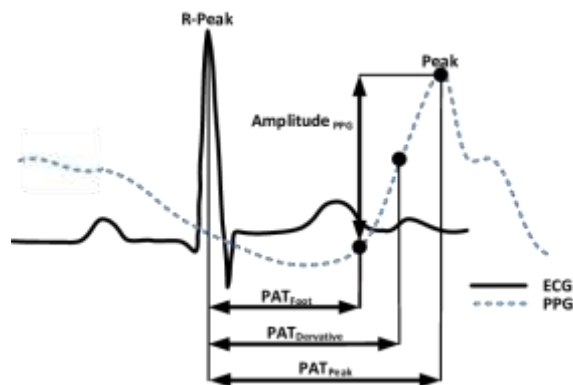


Figura 14. Diversos parámetros del *Pulse Arrival Time*

Este método proporciona también una estimación muy sencilla de la PWV; sin embargo, presenta un inconveniente: el retardo medido desde el pico R del ECG hasta el punto mostrado de la curva PPG no sólo incluye el Tiempo de Tránsito de Pulso (PTT) sino también lo que se conoce como *período pre-eyectivo* (PPE o PEP en inglés). De manera simplificada, el período pre-eyectivo se puede definir como el tiempo que transcurre desde la señal eléctrica del pico R del ECG (despolarización ventricular) hasta que realmente se produce la salida de sangre del corazón a través de la arteria aorta.

El **Período pre-eyectivo** es muy variable, incluso para un mismo paciente, pudiendo ser influido por factores como el estrés, la actividad física, la edad o las emociones. [PETE14] Por tanto, diversos autores coinciden en que aunque el PAT sirve como estimación del PTT, no presenta tan buena correlación como otros métodos con la presión arterial. [GAO16]

PTT mediante PPG

Otro de los sistemas propuestos es la estimación de la presión arterial midiendo el PTT como el retardo entre dos ondas PPG, registradas en dos puntos distintos del cuerpo a distancia conocida. Por ejemplo, un sensor captura el PPG en la muñeca (arteria ulnar) mientras otro lo obtiene en la arteria digital del meñique (ver Figura 15). [MCCO06]

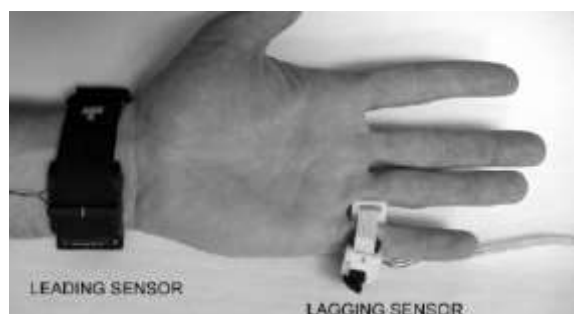


Figura 15. Posicionamiento de los PPGs en el estudio realizado por McCombie et al.

Por último, se ha propuesto también un método mixto, que estima la presión arterial a partir del PAT y la amplitud en un ciclo cardíaco de la onda PPG (llamada en este caso *Photoplethysmogram Intensity Ratio, PIR*). De esta manera, se pretende combinar la información proporcionada por el PAT, corrigiendo los errores debidos al PPE y a las variaciones de comportamiento de las arterias a partir del PIR. [DING16]

Métodos basados puramente en análisis de la curva PPG

Por último, se han estudiado también diversos enfoques de estimación de presión arterial únicamente a partir del análisis de la curva PPG, bajo la hipótesis que la presión arterial influye en distintos aspectos de la forma del pulso, como la duración o las distintas partes de la onda (ver ejemplo en la Figura 16). En estos métodos, la deducción de la presión arterial se realiza por procedimientos empíricos.

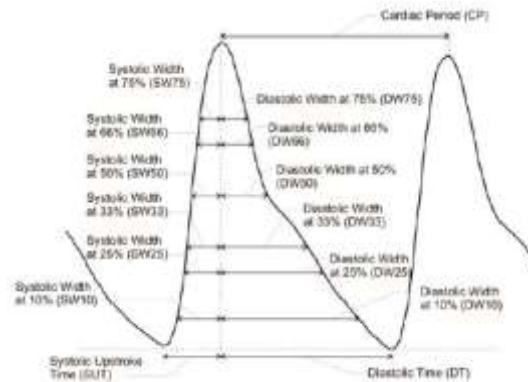


Figura 16. Parámetros de la señal PPG utilizados para estimar la presión arterial en [KURY13]

Por ejemplo, Teng y Zhang [TENG03] proponen una regresión lineal para deducir la tensión arterial a partir de dos anchuras de pulso y dos retardos de la señal PPG. Kurylyak et al. realizan un análisis más exhaustivo de la señal entrenando una red neuronal con ciertos retardos temporales entre las fases del PPG [KURY13]. Xing y Sun [XING16] proponen un método de análisis más avanzado, también mediante redes neuronales pero basado en la transformada de Fourier (FFT) de la onda PPG.

2.5. Método propuesto en este estudio

En este estudio de viabilidad se analiza otro posible método de medida de la presión arterial que permita la monitorización ambulatoria (MAPA), y de una manera menos aparatosa que los dispositivos con brazalete que se utilizan actualmente. Para ello, se analizará el funcionamiento de un sistema que pueda medir únicamente en un dedo de la mano.

En general, los métodos de medida de presión arterial basados en análisis del PPG o en la estimación de la Velocidad de Onda de Pulso (PWV) requieren de una calibración previa, ya que la toma de medidas suele ser particular para cada paciente. Por tanto, la aplicación directa (que no requeriría una calibración tan exhaustiva) de estos métodos de medida de presión arterial es la toma de valores relativos de presión, que permite detectar cambios y alteraciones en la presión sanguínea en períodos cortos de tiempo. Para la toma de valores absolutos de presión arterial es necesaria en casi todos los casos una calibración inicial para cada paciente, e incluso calibraciones periódicas si se pretenden tomar medidas durante períodos prolongados de tiempo, ya que parámetros como la elasticidad de las arterias y el funcionamiento del corazón van cambiando con el envejecimiento del organismo.

Por tanto, en este estudio se propone un método análogo al de los esfigmomanómetros actuales: oclusión controlada de la arteria digital, y observación del pulso mediante el análisis de la curva PPG para la obtención de las presiones sistólica y diastólica. El sistema presenta el inconveniente de que sigue suponiendo la molestia de obstruir los vasos sanguíneos, aunque al aplicarse en un dedo, la molestia será menor que si la medida se realizara en el brazo.

Al ser el método de medida de la presión sanguínea análogo al de un esfigmomanómetro convencional, se espera que el proceso de calibración necesario de este método sea mucho más rápido y sencillo que en los sistemas descritos anteriormente. Además, es razonable pensar que el PPG es más fiable que los sonidos de Korotkov para la identificar el momento en que la presión aplicada se iguala a la presión sistólica y diastólica. [NITZ13]

3. Diseño preliminar del sistema PPG

En este apartado se describe la estructura general de diseño del sistema fotopleletismográfico, así como las decisiones y especificaciones de diseño de partida.

3.1. Especificación del sistema

El sistema PPG a diseñar será similar en algunos aspectos a los ya existentes en los pulsioxímetros comerciales, pero con algunas peculiaridades y objetivos concretos de funcionamiento. Las especificaciones se pueden resumir como:

- Sistema que permita obtener una curva PPG en una arteria digital. Para el objetivo de este proyecto no será necesario registrar dos curvas PPG a distintas longitudes de onda, ya que no es un objetivo la medida de saturación de oxígeno. Estará enfocado principalmente al análisis del pulso.
- A diferencia de los pulsioxímetros de pinza, en los que el sensor mide sobre la yema del dedo, en este caso el sensor tendrá que estar optimizado para tomar la medida fotopleletismográfica en la primera falange del dedo, para estar lo más cerca posible de la zona donde se realiza la oclusión, y para facilitar la futura integración del sistema en un dispositivo biométrico tipo anillo (ver el apartado de *Futuros desarrollos*).
- Para este estudio de viabilidad, el circuito analógico se integrará con un microcontrolador dsPIC33F, que funciona con alimentación a 3,3V. Por tanto, la señal analógica de salida del sistema PPG deberá estar entre 0 y 3,3 V, para poder ser leída mediante el conversor analógico-digital (ADC) del micro.

3.2. Solución propuesta

En primer lugar, cabe notar que los fotorreceptores analógicos, a pesar de tener una curva de sensibilidad centrada en la frecuencia de emisión seleccionada para el LED que se utiliza, pueden tener interferencias debidas a la luz ambiente. Por lo general, las fuentes de luz ambiente aparecen en el fotorreceptor como señales “continuas”, o de baja frecuencia; por tanto, para mitigar lo más posible su efecto, el sensor se acondicionará a tensión alterna. Por tanto, el esquema del circuito se presenta en la Figura 17:

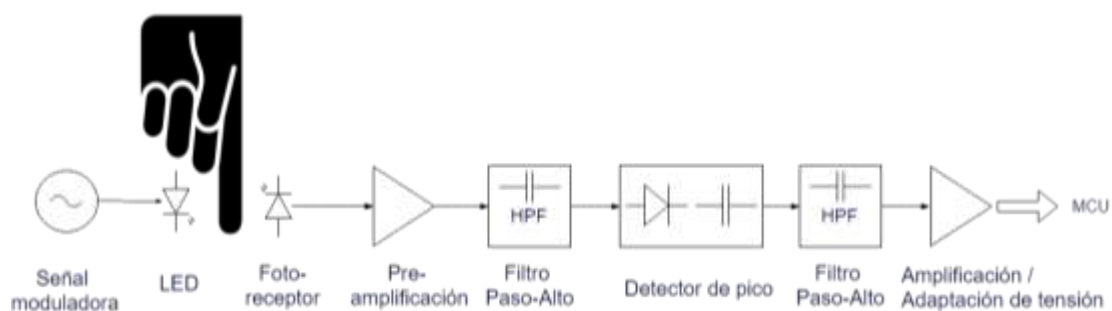


Figura 17. Esquema del circuito propuesto para el sistema PPG

El esquema mostrado es solo conceptual, y no indica la disposición física de los elementos; es decir, aunque el emisor y el receptor del sensor se representan a ambos lados del dedo, ello no significa que el diseño seleccionado sea por transmisión en lugar de reflexión (ver Figura 8).

En los pulsioxímetros comerciales habituales consistentes en una pinza que se sujeta a la yema del dedo, habitualmente se utiliza el sistema de transmisión, en parte para aprovechar la gran capilarización existente en las falanges distales (3ª falange). Sin embargo, en el sistema diseñado, aplicado a una falange proximal (1ª falange) se han obtenido mejores resultados mediante **reflexión**, quizá por el mayor grosor del hueso, por lo que este ha sido el método utilizado.

3.3. Descripción del sistema

El sensor (emisor de luz + fotorreceptor) se ha acondicionado en amplitud; el funcionamiento de este sistema se describe a continuación:

El emisor de luz (LED) se alimenta con una señal pulsante de una determinada frecuencia (**señal moduladora**), que preferiblemente tiene que estar alejada de las frecuencias de pulsación de las luces ambientales que puedan causar interferencias. Como por lo general la luz ambiente tiene magnitud constante, o presenta variaciones de baja frecuencia, como por ejemplo oscilaciones a la frecuencia de la red eléctrica de algunas lámparas (*flicker*), la señal moduladora estará a una frecuencia del orden de kHz.

El fotorreceptor recibe por tanto una señal que es la suma de las variaciones de la luz ambiente más la señal moduladora, que contiene la información útil que se quiere conservar, en este caso, la señal PPG. Esta información útil está contenida como la **amplitud** de la onda moduladora, ya que, en este caso, las variaciones del volumen de sangre captadas por el sensor producen una mayor o menor absorción de la luz emitida (el principio de funcionamiento del PPG), lo cual produce que la señal recibida por el fotorreceptor tenga mayor o menor amplitud. Se muestra el esquema de funcionamiento conceptual de la modulación en amplitud⁴ en la Figura 18:

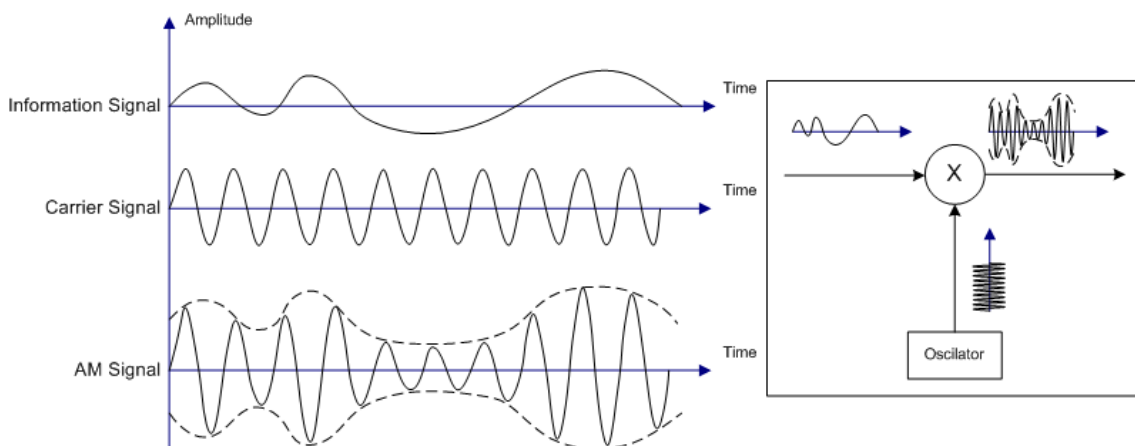


Figura 18. Funcionamiento de la modulación en amplitud (fuente: https://en.wikipedia.org/wiki/Amplitude_modulation)

A continuación, se realiza una pre-amplificación de la señal captada por el fotorreceptor. Esta etapa puede ser o no necesaria, según la potencia de la señal que proporcione el fotorreceptor. En esta etapa se puede realizar además un filtrado previo, para eliminar ruido de muy alta frecuencia.

Posteriormente, se realiza un **filtrado paso-alto**, con una frecuencia de corte ligeramente inferior a la frecuencia de la señal moduladora, pero que debería estar lo más alejada posible de las frecuencias de las posibles interferencias lumínicas que pueda captar el fotorreceptor. De esta manera, se elimina la componente continua y todas las frecuencias bajas, que producen alteraciones en la medida de la señal de interés. A la salida de esta etapa se obtiene una señal con valor medio cero, a la frecuencia de la moduladora y que contiene en su amplitud la señal PPG que se quiere obtener.

Para extraer la señal PPG, la siguiente etapa es lo que se conoce como un **detector de pico**. Se trata de un circuito que recibe una señal con información útil en su amplitud, y devuelve la envolvente, es decir, una señal igual a la amplitud de la onda de entrada en cada punto. En la Figura 19 se muestra un ejemplo simplificado del funcionamiento “ideal” de un detector de pico. Como se observa, los detectores de pico sencillos como el que se ha implementado en este proyecto no pueden detectar cambios de signo de la señal. Mediante otras técnicas más complejas, se podría obtener esta información; no obstante, para esta aplicación esto no es necesario.

⁴ El sistema no realiza una modulación en amplitud expresamente, tal como se hace en los sistemas de telecomunicaciones. No obstante, el principio de funcionamiento es análogo.

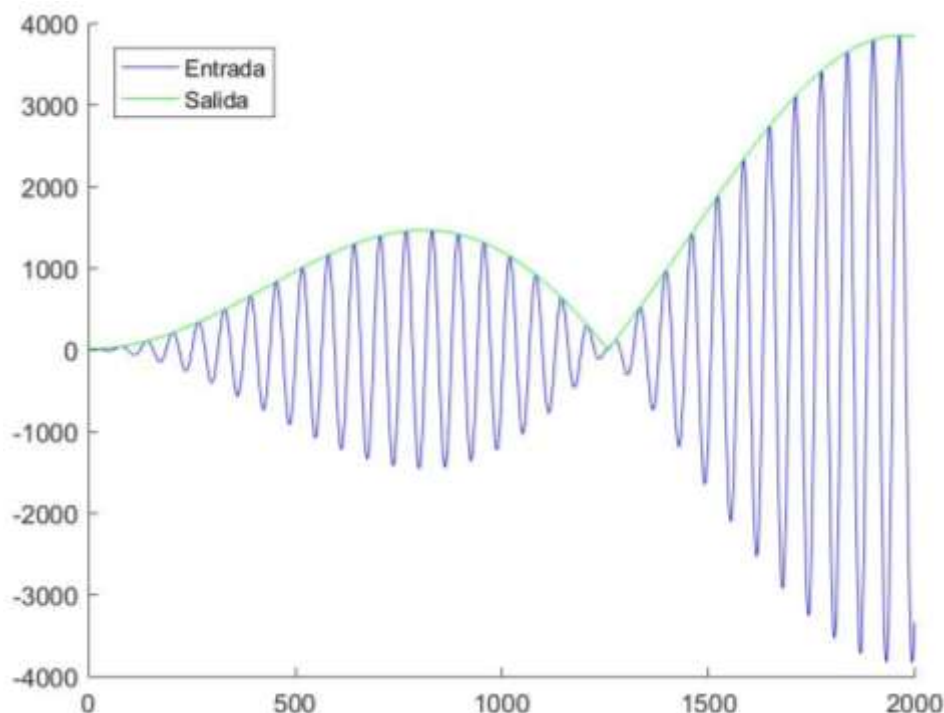


Figura 19. Ejemplo gráfico del funcionamiento "ideal" de un detector de pico

A la salida de esta etapa, se obtendría teóricamente la señal PPG de interés. No obstante, los valores de tensión obtenidos probablemente no sean los más adecuados para ser medidos con un microcontrolador, además de tener una amplitud muy pequeña, por lo que es necesaria una **última etapa** que **amplifique la señal**. Para ello, es necesario un segundo filtro paso-alto que hace que la señal proporcionada por el detector de pico (la envolvente) tenga valor medio cero; posteriormente, la señal se hace pasar por un amplificador que aumente su amplitud, y además le añade un valor medio adecuado de **tensión de referencia**, para asegurar que la señal se encuentre siempre entre 0 y 3,3 V, ya que fuera de este rango, el conversor analógico-digital del microcontrolador (MCU) no puede funcionar.

3.4. Selección de emisor y receptor para el sensor óptico

Para la construcción del sensor biométrico, se han seleccionado un emisor (LED) y un fotorreceptor (fotodiodo o fototransistor) adecuados para la aplicación en concreto: sus características (longitud de onda de funcionamiento, intensidad luminosa del emisor, sensibilidad del receptor...) tienen que estar adaptadas para la detección de la onda de pulso en la primera falange (falange proximal) de un dedo de la mano. En primer lugar, se ha llevado a cabo una preselección de componentes de características similares a los usados en los sensores biométricos ya existentes, que se muestra en la Tabla 2 y Tabla 1:

MODELO	Longitud de onda de pico (nm)	Intensidad radiante típica (mW/sr)	Precio unitario (€)
SFH4860	660	1,3	4
HSDL-4420	875	32	0,29
VSMF2890	890	40	0,26
VSMB1940X01	940	6	0,23
SFH4544	950	550	0,32
CQY36N	950	1,5	0,2
SFH4141	950	35	0,32
VSMD66694 (dual)	660+940	2,3+1,5	0,56

Tabla 1. Preselección de LEDs para el sensor biométrico de PPG

MODELO	Tipo de dispositivo	Frecuencia de máxima sensibilidad (nm)	Fotocorriente / fotovoltaje	Precio unitario (€)
SFH3711	Fototransistor	570	80 μ A @ 1000 lx, Vce = 5V	0,4
TEMT6000	Fototransistor	570	50 μ A @ 100 lx, Vce = 5V	1,16
PT100MCOMP	Fototransistor	900	2,9 mA @ 1mW/cm ² , Vce = 5V	0,24
QSB363	Fototransistor	940	1,5 mA @ 1mW/cm ² , Vce = 5V	0,32
HSDL-5420	Fotodiodo PIN	875	6 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	0,23
BPW34	Fotodiodo PIN	900	5 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	0,72
SFH213FA	Fotodiodo PIN	900	~90 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	0,67
SFH203PFA	Fotodiodo PIN	900	6,2 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	0,62
SFH205F	Fotodiodo PIN	950	60 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	0,8
BP104	Fotodiodo PIN	950	45 μ A @ 1mW/cm ² , Vr = 5V	1
TSL262 R-LF	Fotodiodo preamplificado	940	2V @ 220 μ W/cm ² , con sensibilidad 9mV/(μ W/cm ²)	2

Tabla 2. Preselección de fotorreceptores para el sensor biométrico de PPG

Los componentes que han sido finalmente seleccionados se muestran resaltados en verde. Para la selección del LED, el principal criterio ha sido la frecuencia óptima para obtener la onda de pulso en la falange proximal. Los pulsioxímetros comerciales (que emiten en la falange distal) utilizan generalmente dos longitudes de onda: 660 nm (luz roja) y 940 nm (luz infrarroja). Estas frecuencias están especialmente adaptadas para el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre, aunque es posible que el pulso se pudiera obtener de manera óptima a alguna frecuencia distinta de estas dos. Sin embargo, dado que en futuros proyectos sería deseable la integración de la medida de presión arterial con la de saturación de oxígeno en sangre en un mismo sensor, y dado que los pulsioxímetros convencionales permiten obtener curvas PPG perfectamente válidas, se ha optado por seleccionar el **modelo VSMD66694** (ver Figura 20), **que es un LED dual especialmente diseñado para pulsioximetría**.

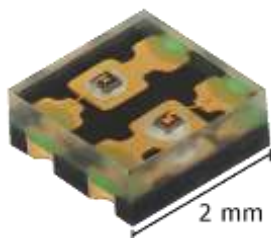


Figura 20. LED VSMD66694



Figura 21. Fotodiodo BPW34

Este dispositivo, por su reducido tamaño, y por incorporar en un mismo encapsulado dos LEDs, que emiten a las dos frecuencias anteriormente indicadas, presenta una clara ventaja para conseguir un sensor lo más compacto posible. De manera que se presenta la posibilidad de elegir entre utilizar la curva PPG obtenida con luz roja o infrarroja, que serán ligeramente diferentes, para la medición del pulso que, junto con la oclusión, permitirá obtener la estimación de presión arterial.

Como receptores, se planteó la disyuntiva de utilizar fotodiodos o fototransistores. Los fototransistores presentan la ventaja de que proporcionan una señal de mayor amplitud, gracias a su amplificación intrínseca; además, suelen tener un rango de sensibilidad espectral bastante estrecho, de manera que permiten reducir las interferencias por fuentes lumínicas externas. Sin embargo, precisamente esta característica obligaría a utilizar dos receptores distintos para recibir las señales de emisión a las dos longitudes de onda distintos.

Utilizar dos receptores distintos presenta la ventaja de una mejor adaptación en la recepción a cada longitud de onda; sin embargo, presenta la clara desventaja de un mayor requerimiento de espacio, y una mayor dificultad del diseño del circuito de acondicionamiento, debido a que tiene que ser adaptado a dos componentes que posiblemente tienen características de funcionamiento relativamente dispares.

Por ello, finalmente se ha optado por el **fotodiodo modelo BPW34** (ver Figura 21), por tener un rango de sensibilidad espectral relativamente amplio, que permite recibir con una sensibilidad bastante aceptable las señales a ambas longitudes de onda. Además, este fotodiodo tiene una **superficie sensible relativamente amplia** para su pequeño tamaño, lo cual posiblemente facilite una mejor recepción de la señal, más robusta a cambios de posición del sensor sobre la piel.

4. Diseño del hardware

En este epígrafe se describe detalladamente el diseño de cada etapa del circuito de acondicionamiento del sistema PPG.

4.1. Metodología

El proceso de diseño de la parte analógica del pulsómetro se ha llevado a cabo combinando diversas herramientas. En primer lugar, se ha llevado a cabo un diseño preliminar teórico de cada etapa del circuito, que se explica más detalladamente más adelante. Posteriormente, se ha seguido un proceso de diseño iterativo, utilizando diversos métodos:

- en algunos casos, se han llevado a cabo simulaciones. Para ello, se ha utilizado el software de simulación LTspice IV [LINE11].
- se han llevado a cabo pruebas de los subcircuitos en placa *breadboard*. Para visualizar las señales, se ha utilizado un osciloscopio Tektronix TDS 210 [TEKT14]



Figura 22. Osciloscopio Tektronix TDS 210

- una vez diseñado el circuito en *breadboard*, se ha procedido a soldarlo en una placa de puntos, para tener un prototipo más compacto, y con un funcionamiento más estable.
- después, se han integrado el LED y el fotodiodo en un montaje compacto, que permite aplicar el sensor fácilmente al dedo, y ser conectado directamente al circuito de acondicionamiento para obtener la señal PPG
- finalmente, se ha procedido a la integración del hardware con el sistema del microcontrolador, diseñando las interfaces necesarias.

4.2. Selección de amplificadores operacionales

El circuito de acondicionamiento consiste básicamente en una serie de etapas de amplificación y filtrado. Para la implementación de las etapas de ganancia y los filtros activos, se utilizarán amplificadores operacionales.

Para el diseño del amplificador de transimpedancia que transforme la fotocorriente proporcionada por el fotodiodo es conveniente utilizar un amplificador operacional que tenga el menor valor posible de corriente de *bias*⁵, ya que ésta se sumaría o restaría a la fotocorriente, creando un error a la salida del amplificador. Por este motivo se ha escogido el modelo MCP600X, cuya corriente de *bias* típica es del orden de 1pA (ver hoja de características en *Anexo I – Datasheets*).

Se ha escogido concretamente el modelo MCP6002, que es un operacional dual, es decir, incorpora dos amplificadores en un mismo encapsulado, lo cual permite optimizar el espacio del circuito. Para el detector de pico y la segunda etapa de amplificación, se ha optado por simplicidad por utilizar también el modelo MCP6002, ya que se trata de un amplificador de alimentación única (*single supply*), lo que permite alimentarlo entre 0 y 3,3V, y a su vez, garantiza que la salida está entre estos valores de tensión, que son los apropiados para el microcontrolador.

⁵ La corriente de *bias* es aquella que aparece en los terminales de entrada de los amplificadores operacionales, que hacen que su funcionamiento difiera del de un amplificador operacional ideal.

4.3. Emisor: acondicionamiento del LED

El circuito de acondicionamiento del LED emisor se lleva a cabo como se muestra en el circuito de la Figura 23. En esta figura se ha conectado el LED rojo, que como se explicará más adelante, es el que se ha utilizado para la medida del pulso. El acondicionamiento para el LED infrarrojo se llevaría a cabo de forma análoga.

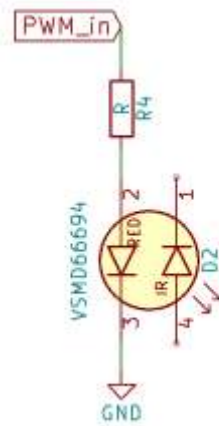


Figura 23. Circuito de acondicionamiento del LED⁶.

Cálculo de la resistencia R_4

Según la hoja de características del VSMD6694, los LEDs aceptan una corriente directa máxima de 70 mA, aunque en el apartado de características básicas, los datos se dan para una corriente recomendada de funcionamiento de 20mA. A esta intensidad, la caída de tensión típica es 2V para el rojo y 1,4V para el infrarrojo. Por simplicidad del circuito, el PWM se enviará directamente desde un puerto de salida del microcontrolador, y por tanto el valor alto de tensión será 3,3V.

Por tanto, el valor de resistencia inicial de diseño sería, por ejemplo, para el LED infrarrojo:

$$R_4 = \frac{V_{high} - V_{D2}}{20mA} = \frac{3,3 - 1,4}{20 mA} \approx 100 \Omega$$

Sin embargo, el diseño final se ha realizado teniendo en cuenta los siguientes criterios adicionales: diversas pruebas experimentales han confirmado la posibilidad de operar el LED a una corriente bastante de menor de 20 mA, obteniendo una medida de la curva PPG perfectamente aceptable. Esto representa una ventaja principalmente por dos motivos:

- en primer lugar, porque los microcontroladores de la familia dsPIC33F pueden proporcionar una corriente máxima de 8, 15 o 25 mA por pin, según el pin elegido; de esta manera, operar a una corriente menor de 8 mA permite controlar el LED desde cualquier pin;
- en segundo lugar, porque al reducir la corriente, se reduce la potencia consumida, de manera que, para el diseño de un sistema portátil, los requerimientos de la batería serían mucho menores, y la duración de la misma, mayor.

El valor definitivo escogido se muestra en el apartado 4.9.

Frecuencia del PWM

Se escoge como un primer valor orientativo 5kHz, ya que se desea una frecuencia del orden de kHz pero no demasiado elevado, para facilitar el diseño de los filtros. El valor definitivo de frecuencia también se muestra en el apartado de diseño definitivo (4.9).

⁶ Las referencias de los componentes en los esquemas no son arbitrarias, sino que son coherentes con las utilizadas en el plano del circuito (Documento N.º 2)

4.4. Receptor: 1ª etapa de amplificación

La primera etapa consiste simplemente en un **amplificador de transimpedancia** implementado con un amplificador operacional, que se encarga de convertir la fotocorriente producida por el fotodiodo en una tensión de salida. El esquema básico de este circuito se muestra en la Figura 24.

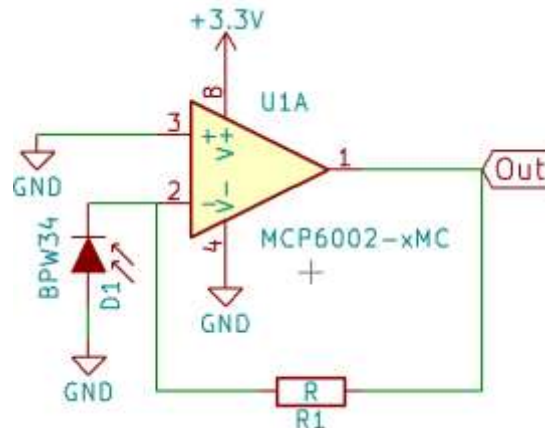


Figura 24. Amplificador de transimpedancia para fotodiodo

Este circuito de adaptación para un fotodiodo se puede construir en dos modos: con polarización del fotodiodo a tensión cero, y a tensión negativa. La polarización a tensión negativa permite una respuesta más rápida del fotodiodo a la luz; sin embargo, presenta el inconveniente de que a la fotocorriente del diodo aparece sumada la llamada *dark current*, es decir, una corriente inversa que está presente aunque no incidan fotones sobre el fotodiodo.

Para eliminar esta corriente, que produce un error en la medición de la luz incidente, sería conveniente utilizar la técnica conocida como *diodo dummy*, que implica colocar otro fotodiodo idéntico unido al terminal negativo del amplificador operacional, pero en sentido inverso, y en un encapsulado opaco, para contrarrestar la *dark current*. No obstante, para evitar tener que utilizar otro fotodiodo, y dado que no se requiere una respuesta muy rápida del mismo, se utilizará la polarización a tensión cero, que evita el efecto de la *dark current*.

Además, añadiendo únicamente un condensador de realimentación, esta etapa también cumple función de **filtro paso-bajo activo**. Esto permite realizar un primer filtrado del ruido de alta frecuencia que pueda aparecer junto a la señal del fotodiodo. De esta manera, el esquema de la primera etapa es el que se muestra en la Figura 25:

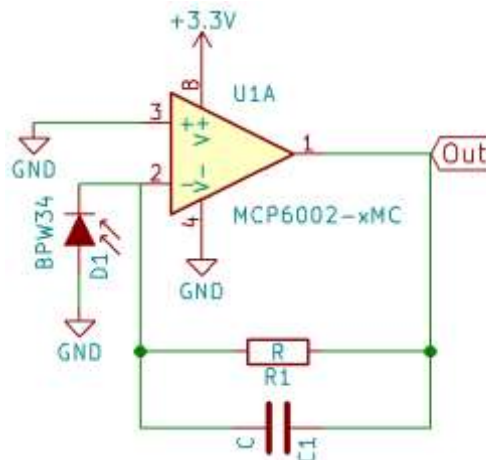


Figura 25. Esquema de la primera etapa (amplificador de transimpedancia + LPF)

En primer lugar se plantean las ecuaciones de funcionamiento del amplificador de transimpedancia, para poder a continuación seleccionar los valores de los componentes. Finalmente, son necesarias pruebas experimentales para obtener los valores definitivos.

El fotodiodo, al recibir potencia luminosa, genera una corriente inversa, es decir, del cátodo al ánodo. Despreciando la corriente de *bias* del amplificador operacional, se puede considerar que toda esta corriente circula a través de la realimentación, generando una tensión de salida:

$$V_{out} = I_{D1} \cdot Z_{RC}$$

donde: $Z_{RC} = R_1 \parallel \frac{1}{j\omega C_1} \rightarrow \frac{1}{Z_{RC}} = \frac{1}{R_1} + j\omega C_1$; por tanto, la función de transferencia entrada-salida es:

$$H_1(\omega) = \frac{V_{out}}{I_{D1}}(\omega) = Z_{RC} = \frac{R_1}{1 + j\omega R_1 C_1}$$

De esta manera, la etapa de amplificación tiene una ganancia en régimen permanente igual al valor de la resistencia R_1 , y una frecuencia de corte⁷ igual a:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot C_1}$$

Diseño de la ganancia en régimen permanente: preselección de R_1

En primer lugar, se selecciona un valor de R_1 tal que se consiga máxima amplitud de la tensión de salida, aprovechando todo el rango de tensión disponible (entre 0 y 3,3V). Según la hoja de características del fotodiodo (*Anexo I – Datasheets*), la fotocorriente de cortocircuito es $47\mu\text{A}$ para una irradiancia de 1 mW/cm^2 , a longitud de onda $\lambda = 950 \text{ nm}$ (infrarrojos).

A su vez, consultando la hoja de características del VSMD66694, el LED rojo tiene una potencia radiante típica de 2,3 mW/sr a 20mA (*Anexo I – Datasheets*). No obstante, solo una parte de la potencia emitida por el LED es reflejada por el hueso; además, es necesario considerar la absorción de la luz por la sangre y los tejidos. Por último, conviene remarcar que en el diseño definitivo, el LED se opera a una corriente bastante menor a 20 mA, por lo que la potencia emitida será bastante menor. En resumen, la fotocorriente del BPW34 será bastante menor de $47\mu\text{A}$.

Se parte como suposición inicial de diseño que será de un máximo de $20\mu\text{A}$, con el LED alimentado de manera continua a 3,3V y colocado de forma óptima para máxima reflexión de la radiación sobre el fotodiodo. Para esta situación, en régimen permanente, se desea una salida de 3,3V del amplificador de transimpedancia, de lo cual se deduce un primer valor de aproximación de la resistencia de realimentación:

$$\frac{V_{out}}{I_{D1}}(0) = R_1 = \frac{3,3V}{20\mu A} = 165 \text{ k}\Omega \approx 180\text{k}\Omega$$

Con esta ganancia, y mediante pruebas en *breadboard*, resulta muy complicado obtener una señal de tensión de amplitud aceptable como input para las siguientes etapas, independientemente de la zona del dedo sobre la que se mida, por lo que se decide aumentar el valor de realimentación, probándose diferentes valores. Sin embargo, no se puede determinar el valor definitivo sin considerar el funcionamiento de las siguientes etapas. En el epígrafe 4.9 (diseño definitivo del circuito de recepción) se muestran los valores definitivos de todos los componentes.

⁷ Frecuencia a la que la ganancia del filtro -3dB respecto a la ganancia base (en este caso, al ser un filtro paso-bajo, respecto la ganancia para señales continuas)

Diseño del filtro paso-bajo (LPF)

Dado que la señal procesada por esta etapa será del orden de 5kHz, para eliminar el ruido de alta frecuencia, se requiere una frecuencia de corte relativamente mayor que esta, pero lo más baja posible, para eliminar la mayor cantidad de ruido posible.

Como primera aproximación, se selecciona una frecuencia de corte de 10kHz. Al estar cerca de la frecuencia del PWM, probablemente causará una cierta distorsión en la forma de la onda cuadrada. Sin embargo, esto no tiene demasiada importancia, ya que toda la información importante se encuentra en la amplitud; de manera que, mientras que el filtro no acepte al valor pico-pico de la onda cuadrada, será aceptable.

Para el valor de resistencia calculado, y una frecuencia de corte de 10 kHz, se obtiene una primera aproximación del valor de capacidad del condensador:

$$C_1 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot f_c} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 180k\Omega \cdot 10kHz} \approx 80pF$$

Nótese que, al tener que utilizarse una resistencia relativamente grande para conseguir alta ganancia, se requieren valores muy pequeños de capacidad del condensador para obtener frecuencias de corte relativamente altas. De hecho, al aumentar la resistencia R_1 , ha sido necesario disminuir aún más la capacidad del condensador para conseguir un filtrado eficaz.

4.5. Receptor: 2ª etapa – Filtro Paso-Alto

Como se ha indicado anteriormente, la segunda etapa consiste en un filtro paso-alto (*High Pass Filter*, HPF), que se encarga de eliminar la componente continua de la señal medida por el fotodiodo, ya que esta incluye el efecto de la radiación luminosa procedente del ambiente, que se desea eliminar para evitar errores e interferencias en la curva PPG.

Como se ha indicado al principio del epígrafe, se utilizará un filtro activo; el esquema del circuito se muestra en la Figura 26:

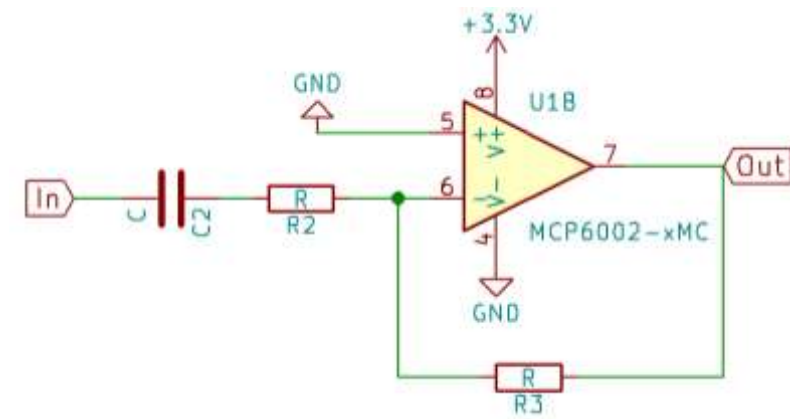


Figura 26. Esquema de la segunda etapa: filtro paso-alto activo

El circuito funciona de la siguiente manera: a partir de la tensión de entrada (V_{in}), la intensidad de entrada se calcula considerando la regla de los amplificadores operacionales ideales por la cual tienden a hacer cero la diferencia de tensión entre sus terminales⁸, es decir, que el terminal negativo se encuentra a 0V:

$$I_{in} = \frac{V_{in}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}}$$

⁸ Cuando están trabajando en la zona lineal, es decir, sin saturar, y despreciando la tensión de *offset*.

Por tanto, despreciando de nuevo la corriente de *bias*, la función de transferencia entrada-salida se calcula considerando que toda la corriente de entrada pasa a través de la resistencia de realimentación:

$$V_{out} = -R_3 \cdot I_{in}$$

$$H_2(\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}}(\omega) = -\frac{j\omega R_3 C_2}{1 + j\omega R_2 C_2}$$

Por tanto, la ganancia a altas frecuencias del filtro será:

$$H_2(\infty) = -\frac{R_3}{R_2}$$

Nótese que esta etapa es inversora, es decir, tiene ganancia negativa. Esto es indiferente a la hora de la detección del pulso, y, en cualquier caso, una vez la señal PPG ha sido registrada por el microcontrolador, siempre podría volver a invertirse la señal de forma digital si fuera necesario. Y su frecuencia de corte, es decir, aquella a la que la ganancia del filtro es $1/\sqrt{2}$ veces la ganancia a altas frecuencias, es:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_2 \cdot C_2}$$

En esta segunda etapa, al contrario que en la primera, la principal función es la de filtrar, por lo que en primer lugar se decidirá el valor de R_2 y C_2 para obtener el filtrado deseado, y posteriormente se corregirá la ganancia de la etapa mediante la selección de R_3 , para conseguir la amplitud de señal deseada.

Frecuencia de corte

La frecuencia de corte debería encontrarse a al menos una década de distancia de la frecuencia del PWM, para minimizar la distorsión de la señal útil, pero también lo más alejada posible de las bajas frecuencias, que podrían perturbar en gran medida la señal extraída por las etapas siguientes.

Partiendo de la frecuencia provisionalmente seleccionada para el PWM de 5kHz, y considerando que el ruido de más alta frecuencia que se desea filtrar es posibles interferencias eléctricas a 50Hz, se selecciona una frecuencia de corte intermedia entre ambos valores: 500Hz. Sin embargo, dado que los errores de baja frecuencia afectan más a la medida que la distorsión de la onda moduladora, se incremente la frecuencia de corte a 600Hz.

Se selecciona un valor de capacidad intermedio para esta aplicación: $C_2 = 100 \text{ nF}$

De modo que el valor necesario para la resistencia R_2 es:

$$R_2 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C_2 \cdot f_c} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 0,1\mu F \cdot 0,6kHz} = 2,65 \text{ k}\Omega \approx 2,7k\Omega$$

El valor de R_3 se obtiene considerando que, al quitar el valor medio de la señal, como el amplificador operacional satura a 0V (alimentación única), esta etapa elimina la parte inferior de la señal; por tanto, se aplica una ganancia algo mayor para aprovechar mejor el rango de tensión disponible (hasta 3,3V). Por tanto, una primera estimación de R_3 , se va a elegir el valor que proporcione ganancia de 2 a la frecuencia del PWM:

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right|(\omega_{PWM}) = \frac{\omega_{PWM} \cdot R_3 C_2}{\sqrt{1 + \omega_{PWM}^2 R_2^2 C_2^2}} = \frac{\omega_{PWM} \cdot R_3 \cdot 0,1\mu F}{\sqrt{1 + \omega_{PWM}^2 (2,7k\Omega \cdot 0,1\mu F)^2}} = 2$$

donde $\omega_{PWM} = 2 \cdot \pi \cdot 15kHz$.

Despejando, se obtiene un valor de $R_3 = 5,44 \text{ k}\Omega \approx 5,6 \text{ k}\Omega$, el cual es muy parecido al que se obtendría despejando a frecuencia “infinita”, lo cual confirma que la frecuencia de corte está suficientemente alejada de la frecuencia del PWM:

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| (\infty) = \frac{R_3}{R_2} = 2 \rightarrow R_3 = 2 \cdot 2,7 \text{ k}\Omega = 5,4 \text{ k}\Omega$$

Más adelante se muestran los valores definitivos implementados en el circuito, ya que posteriores iteraciones de diseño han supuesto el cambio de los parámetros de diseño, para adaptarse a otros cambios del sistema.

4.6. Receptor: 3ª etapa – Detector de pico

La tercera etapa recibe por tanto una señal pulsante, cuyo valor a nivel bajo es 0V y cuyo valor de pico varía temporalmente según el valor instantáneo de la señal PPG. Como se ha explicado anteriormente, esta etapa es un circuito que proporciona a la salida una tensión igual al valor de pico de la señal de entrada, es decir, la envolvente.

El esquema general del circuito se presenta en la Figura 27:

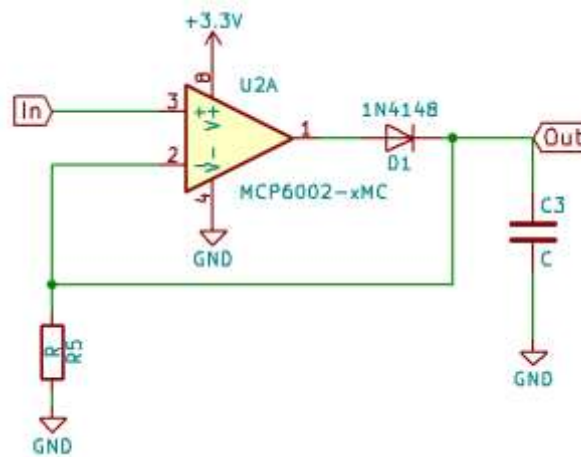


Figura 27. Circuito básico del detector de pico (3ª etapa)

Se ha seleccionado el modelo 1N4148 para el diodo, que es un modelo estándar con tensión máxima de 100V; dado que esta aplicación no exige requisitos muy específicos de caída de tensión, corriente o frecuencia de conmutación, este diodo es válido. El conjunto de operacional, diodo y resistencia forma lo que se conoce como **rectificador de precisión** o **super diodo**, ya que permite modelar el funcionamiento de un diodo ideal, como se explica a continuación.

El funcionamiento del circuito es el siguiente: el condensador C_3 está inicialmente descargado, por lo que el terminal negativo del amplificador operacional está a 0V. Por tanto, cuando la tensión de entrada (V_{in}) supera 0V, aunque sea por una pequeña cantidad, se crea una diferencia de tensión entre los terminales; debido a la ganancia prácticamente infinita del operacional, se crea inmediatamente una tensión en el terminal de salida (1) que hace que el diodo empiece a conducir. Debido a ello, según la tensión de entrada va subiendo, el condensador empieza a cargarse, de manera que la tensión de salida (V_{out}) va siguiendo a la tensión de entrada.

Cuando V_{in} alcanza un máximo, y comienza a descender de nuevo, inmediatamente la diferencia de tensión entre los terminales del amplificador operacional ($v_+ - v_-$) se hace negativa, de manera que la tensión en (1) satura a 0V, y el diodo deja de conducir. En ese momento, el condensador comienza a descargarse “lentamente” a través de la resistencia R_5 . El proceso de descarga continúa hasta que la tensión de entrada vuelva a subir, en cuyo caso el diodo vuelve a conducir, y el condensador vuelve a cargarse, de manera que “sigue” los picos. Se puede ver un ejemplo de funcionamiento de un detector de pico en la simulación mostrada en la Figura 28.

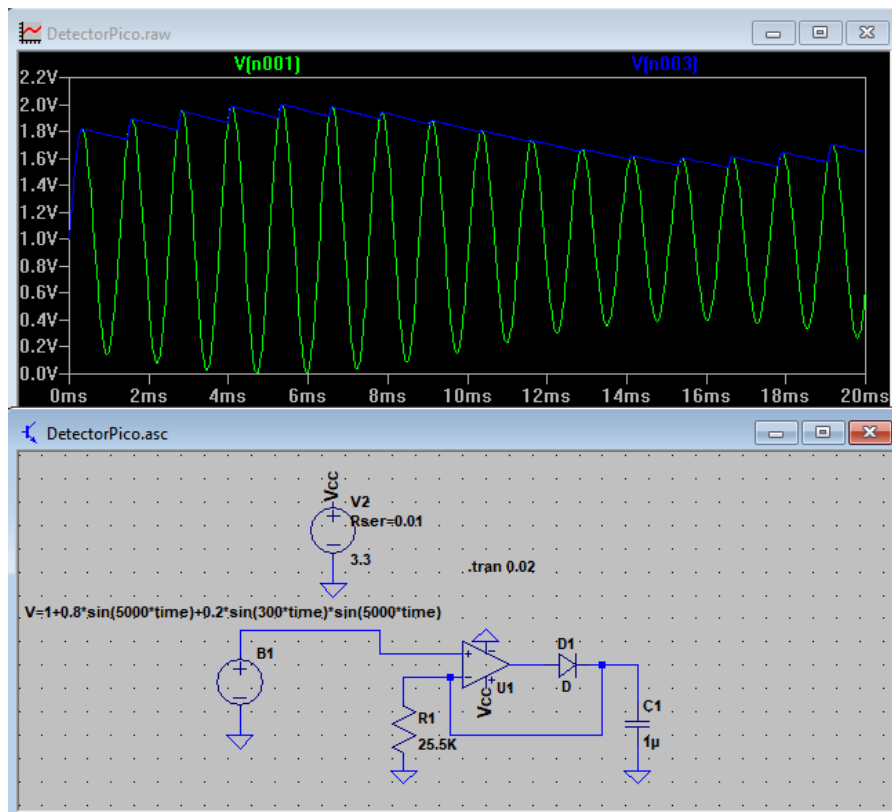


Figura 28. Simulación de un detector de pico realizada con LTspice IV

Como se puede ver, las descargas del condensador hacen que el funcionamiento de este circuito no sea tan “ideal” como se mostró en la Figura 19 del epígrafe anterior, sino que producen un rizado en la tensión de salida que conviene minimizar. Por ello, el diseño del detector de pico se lleva a cabo de manera que se encuentre el término medio entre una constante de tiempo demasiado rápida, que provocaría un rizado demasiado marcado, y una demasiado lenta, que haría que el circuito no tuviera tiempo de responder a las variaciones de amplitud, de manera que no seguiría correctamente los picos. En la Figura 29 se pueden ver gráficamente ambas situaciones; en la simulación de la izquierda, se ha utilizado una resistencia R_1 de $5k\Omega$, por lo que el tiempo de descarga del condensador es demasiado rápido para la frecuencia de la senoidal, mientras que en la simulación de la derecha, el uso de una resistencia de $50k\Omega$ produce el efecto contrario.

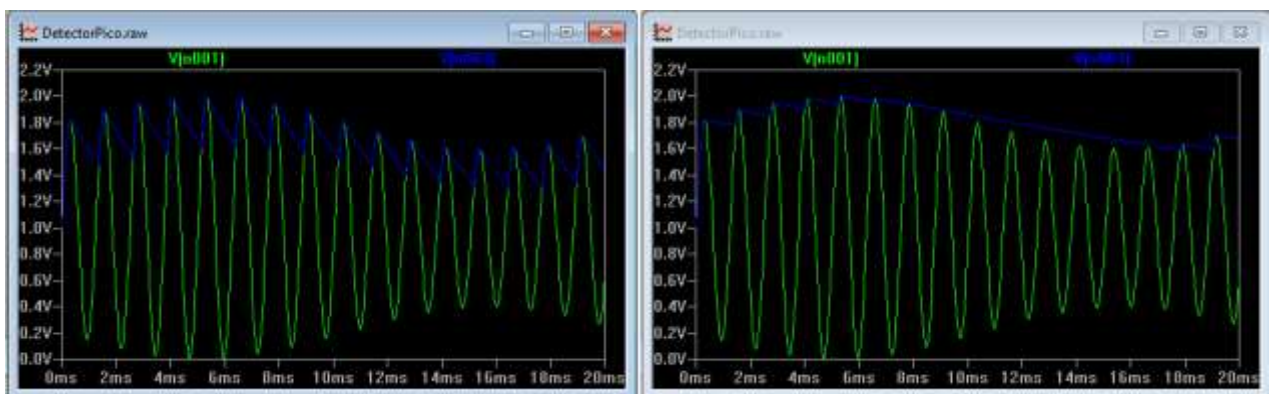


Figura 29. Comparativa de los dos casos no deseados que se pueden producir en un detector de pico

Así pues, si se quiere diseñar un detector de pico para extraer una señal $x(t)$ que está modulada en amplitud mediante una señal moduladora de frecuencia f_0 , por ejemplo:

$$v(t) = x(t) \cdot A \cdot \text{sen}(2\pi f_0 t)$$

la constante de tiempo del detector de pico ($\tau = R_p \cdot C_p$) debe cumplir [GIAN16]:

$$T_0 = \frac{1}{f_0} \ll \tau \ll \frac{1}{B_x}$$

siendo B_x la banda de la señal $x(t)$, es decir, la frecuencia máxima a la que puede cambiar dicha señal.

En el caso del detector de pico para el pulsómetro, según los datos preliminares de diseño, el PWM es de período $T_0 = \frac{1}{5\text{kHz}} = 0,2\text{ms}$, mientras que el pulso cardíaco máximo que puede tener una persona está en torno a 200 ppm (pulsaciones por minuto), es decir $\frac{1}{B_x} = \frac{60\text{s}/\text{min}}{200\text{ppm}} = 300\text{ms}$.

Por tanto, los valores de resistencia y condensador, según las referencias de la Figura 27, deben cumplir:

$$0,2\text{ms} \ll R_5 \cdot C_3 \ll 300\text{ms}$$

Se selecciona entonces una constante de tiempo más o menos intermedia: 50ms , y un valor del condensador de $C_3 = 1\mu\text{F}$, de lo cual se deduce que $R_5 = 50\text{ k}\Omega \approx 47\text{ k}\Omega$ (valor normalizado).

4.7. Receptor: 4ª etapa – Filtro Paso-Alto

Previamente a la última etapa de amplificación, es necesario de nuevo el uso de un HPF para quitar la componente continua a la señal obtenida por el detector de pico. Si no estuviera este filtro, el amplificador de la siguiente etapa no podría incrementar suficientemente la amplitud de la señal de interés (PPG) sin saturar debido a la amplificación de la componente continua.

En este caso, **la señal de interés en esta etapa es de muy baja frecuencia**, ya que se trata del **pulso cardíaco**, que tiene una **frecuencia de 1-3Hz**. Por tanto, es necesario un filtro con una frecuencia de corte bastante inferior a ésta (una década por debajo). Sin embargo, no se puede escoger una frecuencia de corte arbitrariamente baja, ya que, cuanto más baja sea la frecuencia de corte, más tiempo tardará el filtro en eliminar la componente continua ante variaciones de la misma, y, durante este tiempo, el amplificador de la siguiente etapa estará saturando.

En consecuencia, se selecciona una frecuencia de corte de $0,2\text{Hz}$. El filtro se diseñará de manera pasiva, ya que se puede compensar con la amplificación de la siguiente etapa. Es decir, el circuito es simplemente una red R-C (Figura 30):

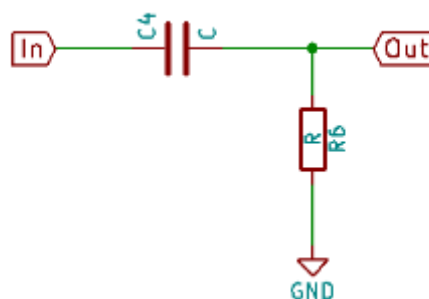


Figura 30. Etapa 4: filtro paso-alto pasivo

Se selecciona un valor relativamente grande para el condensador: $C_4 = 10\mu\text{F}$, y consecuentemente: $R_6 = \frac{1}{2\pi \cdot 10^{-5} \cdot 0,2} = 79,6\text{k}\Omega \approx 82\text{k}\Omega$ (valor normalizado).

4.8. Receptor: 5ª etapa – Amplificación, adaptación de tensión y filtrado

La última etapa realiza una triple función: por un lado, amplifica la señal PPG y le da el valor medio adecuado para que sus valores estén en el rango 0-3,3V y a una amplitud adecuada, para poder ser leídas por el MCU. Pero además, es necesario añadir un filtro paso bajo, para eliminar el pequeño rizado que inevitablemente introduce el detector de pico, y que el filtro paso-alto de la etapa anterior obviamente no ha eliminado.

El circuito se muestra en la Figura 31:

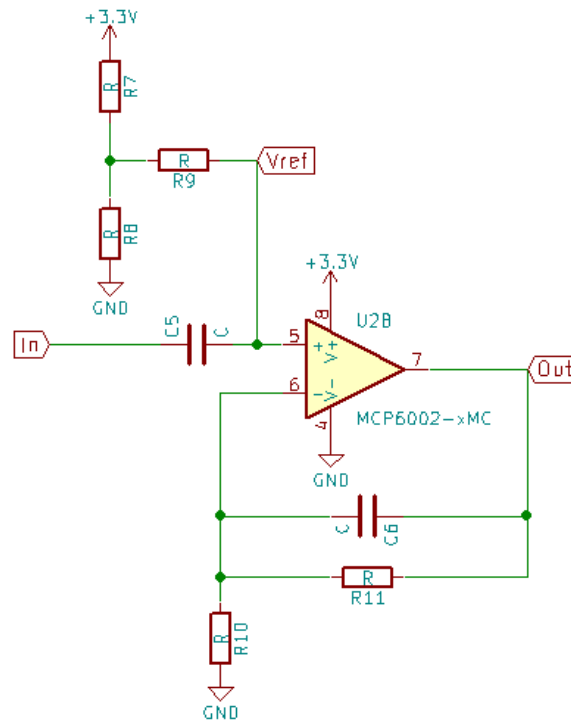


Figura 31. Esquema de la etapa 5: amplificador + filtro paso-bajo

El condensador C_5 es un *condensador de acoplo*, que sirve para bloquear la corriente continua, de manera que sólo la componente alterna de V_{in} entre al amplificador, ya que la continua viene proporcionada por V_{ref} ; también evita que dicha tensión continua interfiera con la etapa anterior del circuito. El funcionamiento del circuito se puede analizar separando en análisis DC y AC (pequeña señal). En corriente continua, los condensadores no dejan pasar la corriente, y por tanto el circuito es equivalente a:

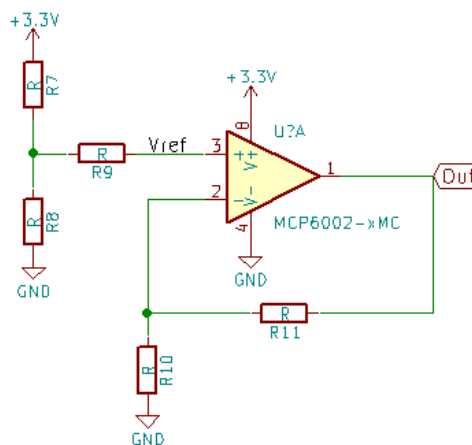


Figura 32. Circuito equivalente en DC de la etapa 5

Por tanto, la salida en componente continua se calcula sencillamente como:

$$V_{out-DC} = V_{ref} \cdot \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) = 3,3 \cdot \frac{R_8}{R_7 + R_8} \cdot \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right)$$

Se puede comprobar que la señal PPG que llega de la etapa anterior tiene una amplitud pequeña, del orden de centésimas de V. Por tanto, la ganancia base (en DC) de la etapa de amplificación tendrá que ser bastante grande, del orden de 50:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}}(0) = \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) \sim 50$$

Por tanto, para obtener un valor medio de tensión a la salida a la mitad del rango de tensiones del microcontrolador ($V_{out-DC} \approx 1,6V$), V_{ref} tendrá que ser 50 veces menor, lo cual implica:

$$V_{ref} = 3,3 \cdot \frac{R_8}{R_7 + R_8} \sim \frac{1,65}{50} \approx 3,3mV \rightarrow R_7 \gg R_8$$

Por tanto, se elegirá un valor del orden de $M\Omega$ para R_7 , y uno del orden de $k\Omega$ para R_8 . Para obtener los valores adecuados fueron necesarias varias iteraciones de selección de ganancia y ajuste del divisor de tensión; los valores definitivos se muestran en el epígrafe siguiente,

Y para la pequeña señal, el circuito equivalente se obtiene pasivando la alimentación de 3,3V del divisor resistivo de V_{ref} , con lo que los componentes previos al amplificador operacional se convierten para la pequeña señal en una especie de filtro paso-alto. Debido a estos efectos, esta es la etapa del hardware más compleja de diseñar, y fue optimizada la última. El esquema equivalente para la pequeña señal se muestra en la Figura 33:

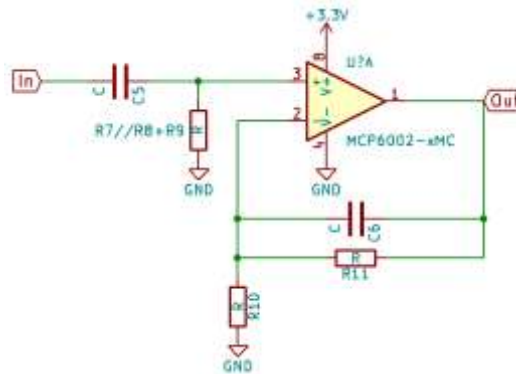


Figura 33. Circuito equivalente en pequeña señal de la etapa 5

Como se puede observar, las resistencias R_7 y R_8 quedan en paralelo desde el punto de vista de la pequeña señal, y como la resistencia R_8 es del orden de $k\Omega$, la elevada frecuencia de corte del filtro paso-alto equivalente no dejaría pasar la señal PPG de la etapa anterior (de muy baja frecuencia); por ello, la resistencia R_9 , que en DC no influía en el funcionamiento⁹, aquí tiene la función de ajustar el filtro para que deje pasar correctamente la componente alterna del pulso.

Por tanto, se elige en primer lugar un condensador $C_5 = 1\mu F$, y para la resistencia R_9 , un valor elevado, del orden de $M\Omega$, para compensar el pequeño valor de R_8 .

Por su parte, la etapa de amplificación y filtrado es análoga a la etapa 1, solo que en este caso es un amplificador de tensión en lugar de un amplificador de transimpedancia. Tiene la doble función de amplificar el pulso hasta aproximadamente 2-3 V pico-pico, y eliminar el ruido de alta frecuencia y el rizado producido por el detector de pico. Por ello, para conseguir una ganancia de alrededor de 50, se preseleccionan: $R_{10} = 10 k\Omega$, $R_{11} = 510 k\Omega$

⁹ Únicamente si se considera la corriente de *bias*.

Y para eliminar lo más posible el rizado, se selecciona una frecuencia de corte del filtro paso bajo de 10Hz, y por tanto: $C_6 = 1/(2\pi \cdot 510k\Omega \cdot 0,01kHz) \rightarrow C_6 \approx 30nF$

La función de transferencia para pequeña señal (AC) de la última etapa se calcula combinando el efecto del filtro paso-alto formado con el polo aportado por la etapa de ganancia y filtrado:

$$\frac{V_{out}}{V_{in_AC}} = \frac{-\omega^2 \cdot R_{11}C_5C_6}{1 + j\omega(R_{10}C_5 + R_{11}C_6) - \omega^2R_{10}R_{11}C_5C_6}$$

Esta función, de por sí, es difícil de interpretar, pero, eligiendo los valores adecuados de los componentes, como se ha indicado anteriormente, se obtiene un filtro paso-banda. Los componentes seleccionados como diseño preliminar se enumeran en la Tabla 3:

R_7	$6M\Omega$	R_{11}	$500k\Omega$
R_8	$50k\Omega$	C_5	$1\mu F$
R_9	$3M\Omega$	R_6	$33nF$
R_{10}	$10k\Omega$		

Tabla 3. Componentes seleccionados para el diseño preliminar, con los que se ha realizado la simulación

El comportamiento paso-banda se puede visualizar por ejemplo mediante simulación: en la Figura 34 se muestra un análisis AC realizado con el software LTspice IV, que proporciona la respuesta en frecuencia del circuito para los componentes que se han preseleccionado (diagrama de Bode). Se observa que la frecuencia central de paso es 1Hz, y que por encima de 10Hz y por debajo de 100mHz, la ganancia disminuye a algo menos de 20dB/década.

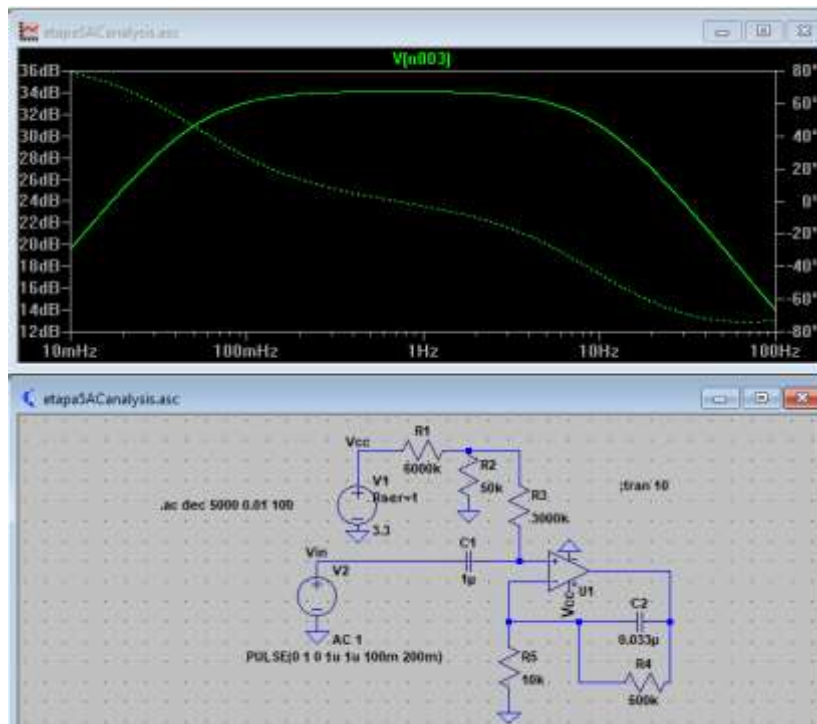


Figura 34. Respuesta en frecuencia del diseño preliminar de la etapa 5, obtenido con LTspice IV

En el apartado siguiente se presentan todas las optimizaciones realizadas en las distintas etapas del circuito, y los componentes definitivos que se han utilizado para los ensayos posteriores. También se muestran las capturas de funcionamiento del circuito una vez montado en placa soldada.

4.9. Diseño definitivo del pulsómetro

A continuación, se hace un breve resumen de las iteraciones de diseño llevadas a cabo en las distintas etapas, hasta llegar a los valores de los componentes utilizados en el circuito definitivo:

Acondicionamiento del LED

La primera decisión de diseño que cabe comentar es la selección del LED utilizado (rojo o infrarrojo): tras diversas pruebas, se ha comprobado que el acondicionamiento del mismo para la captura de la curva PPG en la primera falange del dedo resultó más fácil con el **led rojo**. Por tanto, este ha sido el LED elegido para la captura del pulso. Probablemente, cambiando un pequeño número de componentes del diseño (posiblemente sólo la resistencia que fija la corriente del LED), el circuito quedaría optimizado para la medida a frecuencia infrarroja; no obstante, al no tener relevancia la longitud de onda de la luz para este estudio, para las pruebas se ha utilizado únicamente luz roja.

Se pudo comprobar mediante pruebas del circuito que no era necesaria tanta intensidad del LED para obtener una señal PPG satisfactoria, por lo que se optó por reducir la corriente: ello supuso cambiar el valor de la resistencia de pull-down: $R_4 = 390\Omega$.

Respecto a la frecuencia del PWM, este ha sido de los últimos parámetros del circuito en ser optimizados: tras ajustar los componentes cerca de sus valores definitivos, se ha podido recurrir a un generador de señales, con el cual introducir una onda cuadrada, e ir ajustando la frecuencia, para comprobar si en un valor diferente el circuito tiene un mejor funcionamiento. La frecuencia finalmente utilizada es 6kHz, algo mayor que la inicialmente escogida, principalmente para ajustar el funcionamiento de la 1ª y 2ª etapas.

El esquema eléctrico de funcionamiento del LED, por tanto, es el siguiente:

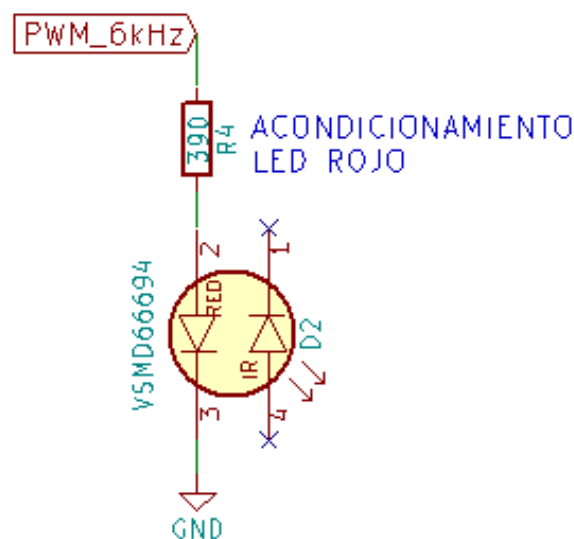


Figura 35. Circuito de acondicionamiento del LED emisor del pulsómetro

1ª etapa

Como ya se indicó en el epígrafe correspondiente, se comprobó experimentalmente que la ganancia de la amplificación con un valor de $R_1 = 180k\Omega$ resultaba insuficiente para capturar la señal luminosa reflejada por el dedo. Por ello, esta resistencia se fue incrementando hasta que la etapa pudiera captar el pulso cardíaco. Para poder ver sin tener montadas las demás etapas del circuito cuándo se estaba captando correctamente el pulso en esta primera etapa, se utilizó el modo detector de pico del osciloscopio, con escala de tiempos 500ms por división. De esta manera, haciendo zoom en la escala de tensión, se pudo detectar sutilmente el pulso (ver Figura 36).

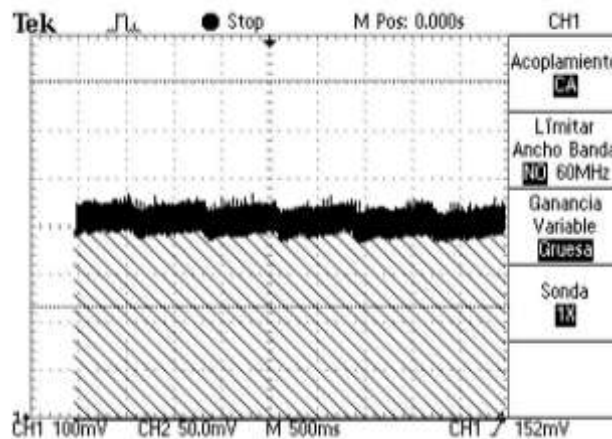


Figura 36. Pulso detectado en la amplitud de la señal a la salida de la primera etapa usando el detector de pico

En esta captura, el pulso se ve de forma muy tenue y con mucho ruido, pero es suficiente para que el resto de las etapas puedan extraerlo, eliminando las frecuencias no deseadas de la señal. Para un correcto funcionamiento de esta etapa, fue necesario incrementar la resistencia de realimentación hasta un valor óptimo de $R_1 = 560k\Omega$; consecuentemente, fue necesario disminuir el valor del condensador C_1 para mantener la frecuencia de corte del filtro paso-bajo en el valor de diseño ($\sim 10kHz$).

Ha sido necesario utilizar el valor más pequeño de capacitancia disponible: 33pF (al menos, para condensadores estándares de electrónica), dado el elevado valor de la resistencia. E incluso así, se obtiene una frecuencia de corte de: $f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 560k\Omega \cdot 33pF} = 8,6kHz$. Sin embargo, como se comprueba que la distorsión de la señal recibida no afecta a la amplitud, estos valores se dan como válidos. En la Tabla 5, al final de esta sección, se hace un listado de los componentes utilizados, y en la Figura 37 se muestra el circuito definitivo de esta etapa:

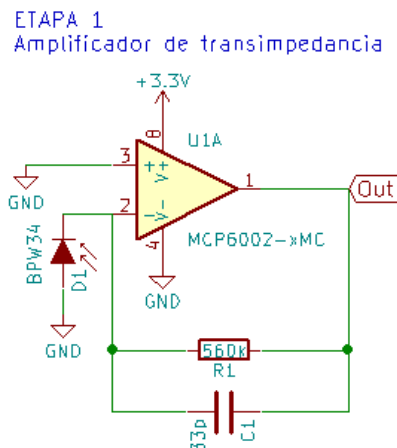


Figura 37. Circuito definitivo de la primera etapa de recepción

En la Figura 38 se muestra la salida del amplificador en condiciones normales de funcionamiento (cuando el fotodiodo está recibiendo la señal del LED que ha sido reflejada en la falange proximal del dedo corazón). En dicha figura no se aprecian variaciones de la amplitud que revelen la señal PPG, pero esto es debido a que la señal PPG es mucho más lenta que la frecuencia de la onda moduladora, de manera que la escala de tiempos de la captura no permite visualizarla. Además, aunque tampoco se aprecia, el valor medio de esta señal es muy sensible a perturbaciones de luz externa o movimiento del sensor, y por ello se elimina mediante el HPF de la siguiente etapa.

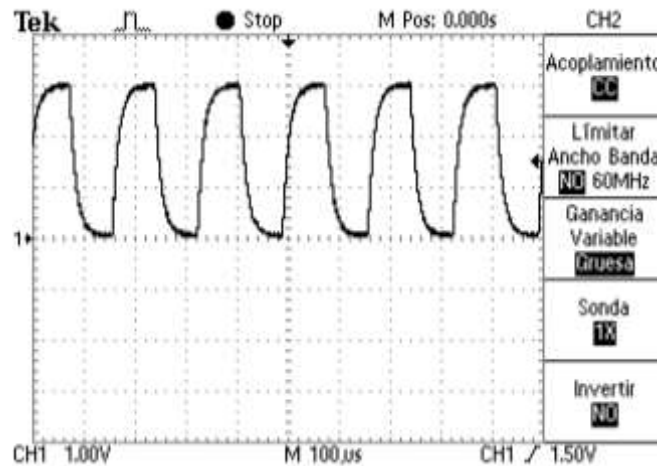


Figura 38. Captura de funcionamiento de la tensión de salida de la 1ª etapa (PPG modulado en amplitud a 6kHz)

2ª etapa

Con el aumento de la frecuencia del PWM, se han obtenido mejores resultados incrementando la frecuencia de corte del filtro paso-alto, por ello, para el diseño definitivo, se ha cambiado la resistencia R_2 , que en el diseño inicial valía $2,7k\Omega$, a un valor definitivo de $2,2k\Omega$. Es decir, la nueva frecuencia de corte es:

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi \cdot 2,2k\Omega \cdot 100nF} \approx 720Hz$$

Además, como en las pruebas la amplitud de la señal de salida era algo menor de la esperada, también se incrementa la ganancia de esta etapa, de manera que: $R_3 = 10k\Omega$. Por tanto, el circuito definitivo de la segunda etapa (filtro paso-alto) se muestra en la

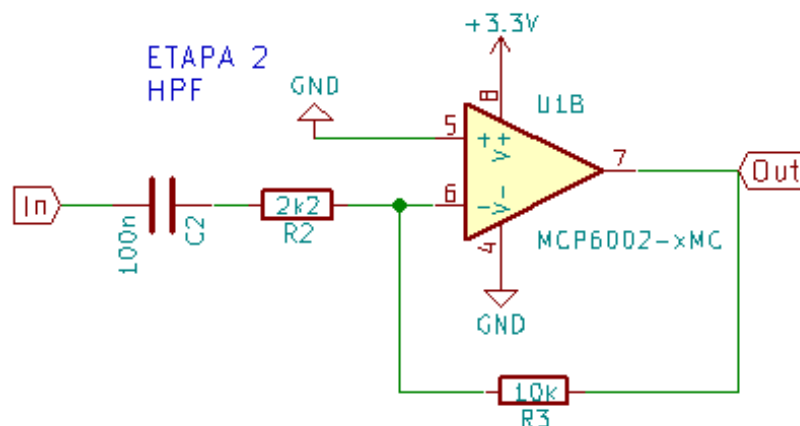


Figura 39. Circuito de la segunda etapa de recepción del pulsómetro (HPF con $f_c = 720Hz$)

Un ejemplo del funcionamiento de esta etapa se muestra en la siguiente figura. La señal mostrada es V_{out} , siendo V_{in} la señal mostrada en la Figura 38. Se observa que el circuito simplemente quita el valor medio de la señal, de manera que sólo se conserva la mitad superior de ésta. Nótese también que se introduce una ligera distorsión en los picos, pero que se ha comprobado que no afecta apreciablemente a la señal PPG.

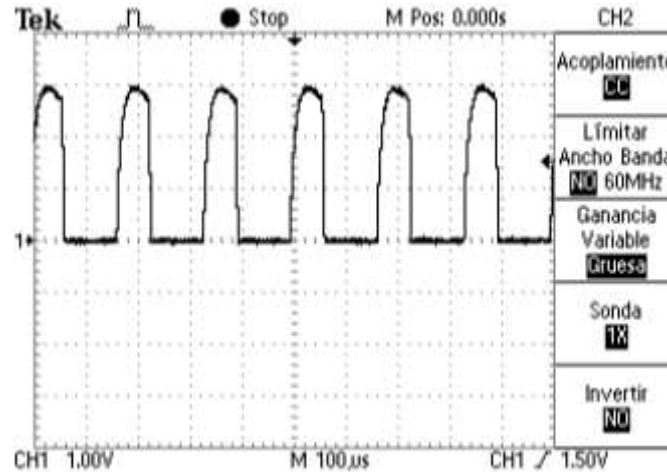


Figura 40. Señal de salida del filtro paso alto activo

3ª etapa

Aunque se probaron diversos valores de constante de tiempo ($R \cdot C$) para el detector de pico, ya que la respuesta obtenida no parecía ser buena, al final se ha constatado que los problemas de funcionamiento eran debidos a las otras etapas, y los valores teóricos de diseño resultaron ser los óptimos. Por tanto, el esquema del circuito del detector de pico, con los valores de los componentes, es el mostrado en la Figura 41:

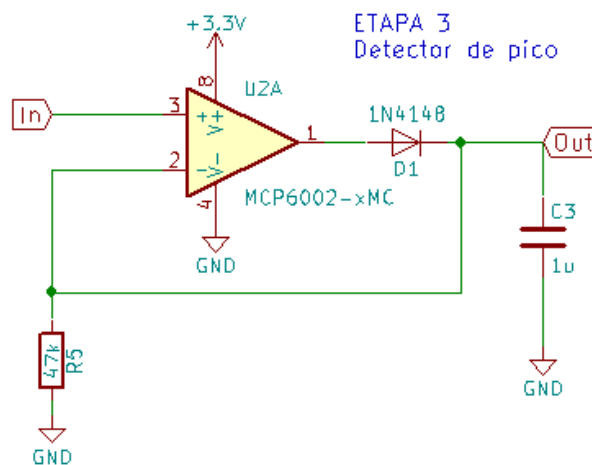


Figura 41. Esquema eléctrico de la etapa 3: detector de pico

En las figuras siguientes, se puede ver el funcionamiento del circuito. En la Figura 42, se muestra unos pocos períodos de la señal de salida de la etapa 2, y cómo la salida de la etapa 3 va obteniendo la envolvente. En cambio, en la Figura 43 se ha ampliado la escala de tiempos a 1 segundo por división, para poder ver las variaciones de la señal. No se puede apreciar la señal PPG, ya que en esta etapa todavía el rizado es aproximadamente del mismo orden de magnitud o incluso mayor que la señal útil (el cambio brusco de tensión del final de la figura se debe a un movimiento accidental del sensor durante la medida, no es parte del funcionamiento normal). Al poner el modo detector de pico del osciloscopio, sí se puede empezar a apreciar el pulso (Figura 44).

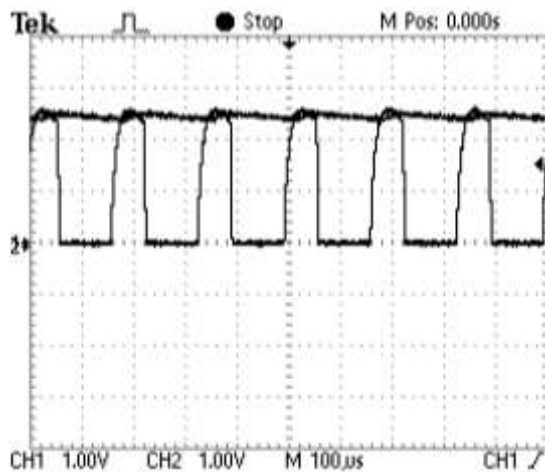


Figura 42. Señal de salida del detector de pico a escala de 100µs

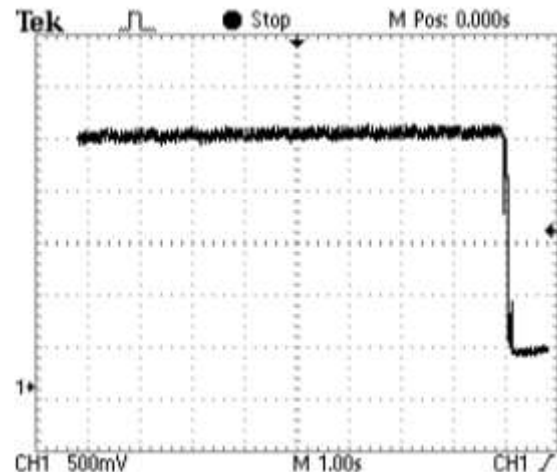


Figura 43. Señal de salida del detector de pico a escala de 1s

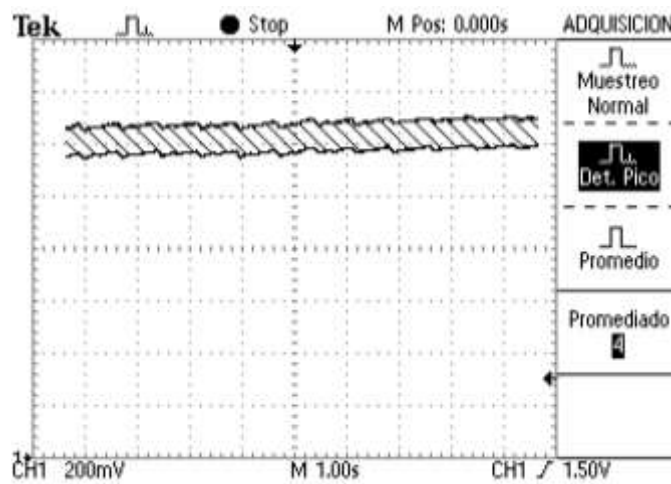


Figura 44. Señal de salida del detector de pico con modo “detector de pico” del osciloscopio, para poder apreciar la señal PPG

4ª etapa

El diseño del filtro paso-alto que permite quitar el valor medio a la salida del detector de pico se ha optimizado simultáneamente con la siguiente etapa de amplificación, de manera que no se puede describir un proceso de diseño como tal de esta etapa. Finalmente, se ha fijado una frecuencia de corte ligeramente inferior a la indicada en el apartado 4.7 (0,16Hz en vez de 0,2Hz), aumentando ligeramente el valor de la resistencia R_6 ya que por alguna razón daba mejores resultados en cuanto a forma de onda del PPG obtenido. Por tanto, el circuito definitivo de esta etapa es (valores definitivos en el apartado *Resumen del diseño del pulsómetro*):

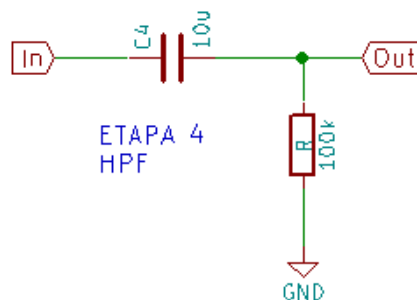


Figura 45. Esquema del filtro paso-alto (etapa 4)

En la Figura 46 se muestra el aspecto de la tensión de salida del filtro, a escala temporal de 1 segundo. Con un poco de imaginación, se puede visualizar esta señal como la curva del pulso sumada a un rizado de aproximadamente el doble de amplitud (como se ha enfatizado con la curva en rojo).

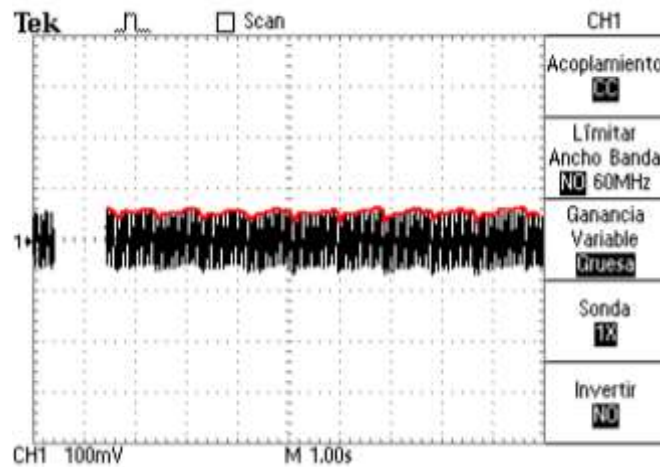


Figura 46. Tensión de salida del 2º filtro paso-alto (etapa 4)

5ª etapa

En primer lugar, cabe comentar que la frecuencia de corte del filtro paso alto que se forma entre el condensador de acoplo y el divisor resistivo de V_{ref} podría haberse optimizado mejor; incluso, como se indica en el apartado de futuros desarrollos, quizá podrían haberse implementado las etapas 4 y 5 en una sola.

Con los valores del amplificador indicados en el apartado 4.8 ($R_{10} = 10\text{ k}\Omega$, $R_{11} = 510\text{ k}\Omega$, $C_6 = 30\text{ nF}$), se observa que la ganancia es excesiva y el filtrado, insuficiente, y por tanto, la salida del operacional satura con frecuencia. Por tanto, se opta por reducir la relación R_{11}/R_{10} , y aumentar el valor de C_6 . Lo más complejo de esta etapa ha resultado ser encontrar el equilibrio entre un pulso sobre-amortiguado, en el que se pierden detalles y amplitud de la señal (como en el de la Figura 47), y un pulso infra-amortiguado, lo que implica que tiene demasiado ruido (ver Figura 48):

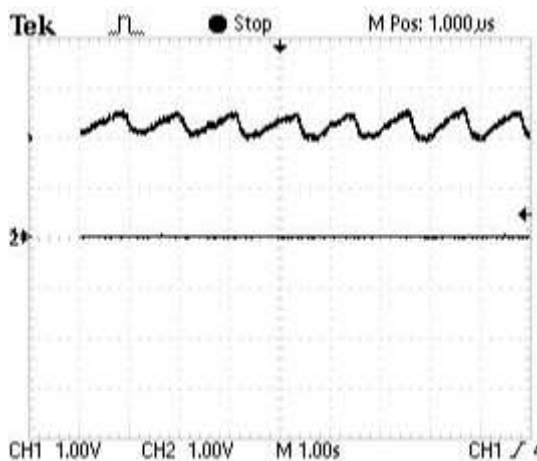


Figura 47. Ejemplo de salida sobre-amortiguada de la etapa 5

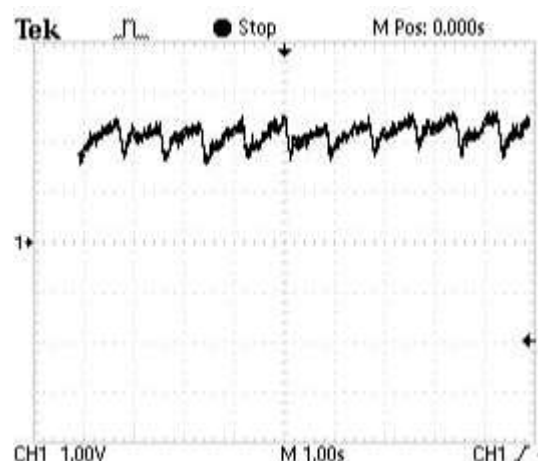


Figura 48. Ejemplo de salida infra-amortiguada de la etapa 5

Finalmente, tras diversas iteraciones, y una vez se ha fijado la frecuencia del PWM en 6kHz, se llegan a los valores mostrados en el circuito de la Figura 49:

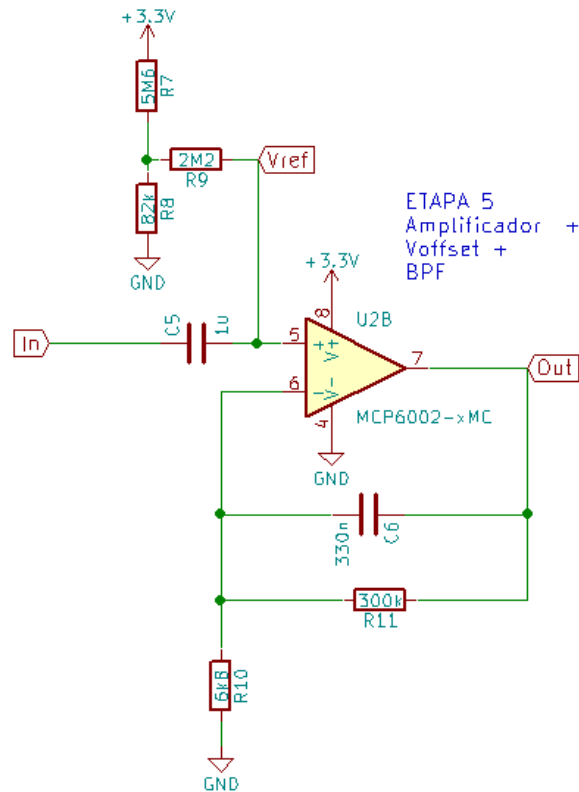


Figura 49. Circuito definitivo de la etapa 5

Para comprobar el funcionamiento del circuito, se ha realizado una simulación en LTspice. Para ello, se crea una señal sintética de aproximadamente 1Hz que simula el pulso (mostrada en la Figura 50), y se le añade ruido blanco de aproximadamente 100Hz, y el doble de amplitud (ver Figura 51):

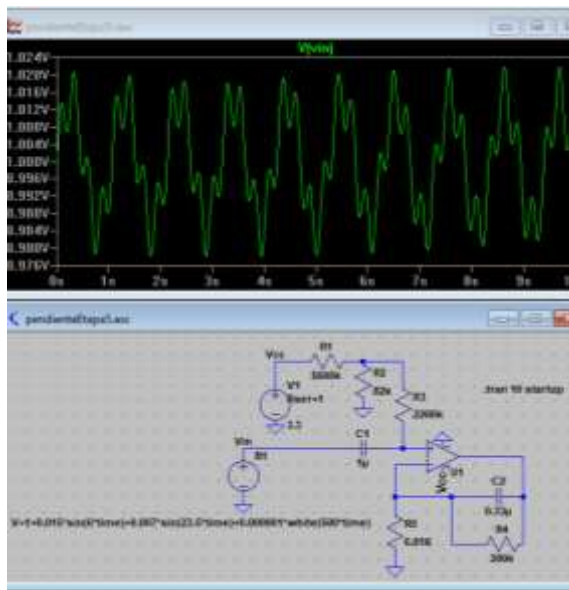


Figura 50. Pulso sintético de entrada para la simulación de la etapa 5

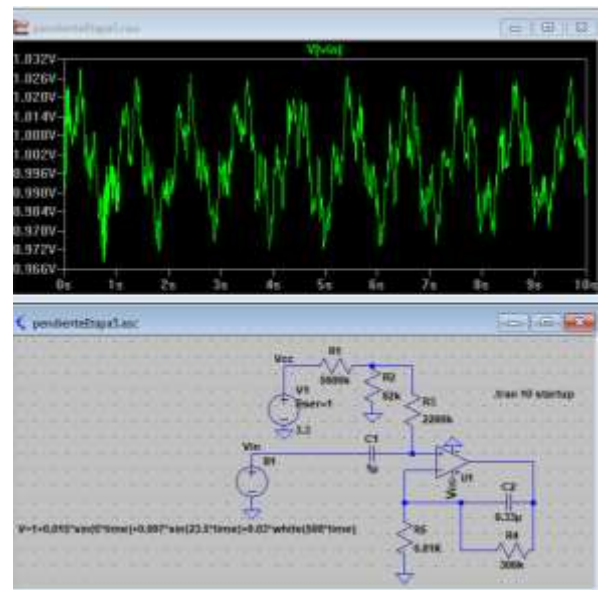


Figura 51. Pulso sintético con ruido blanco añadido

A continuación, se muestra la salida del circuito en azul (Figura 52). Como se puede apreciar, se consigue recuperar de manera bastante fidedigna el pulso mostrado en la Figura 50, y amplificado dentro del rango de tensiones 0-3.3V.

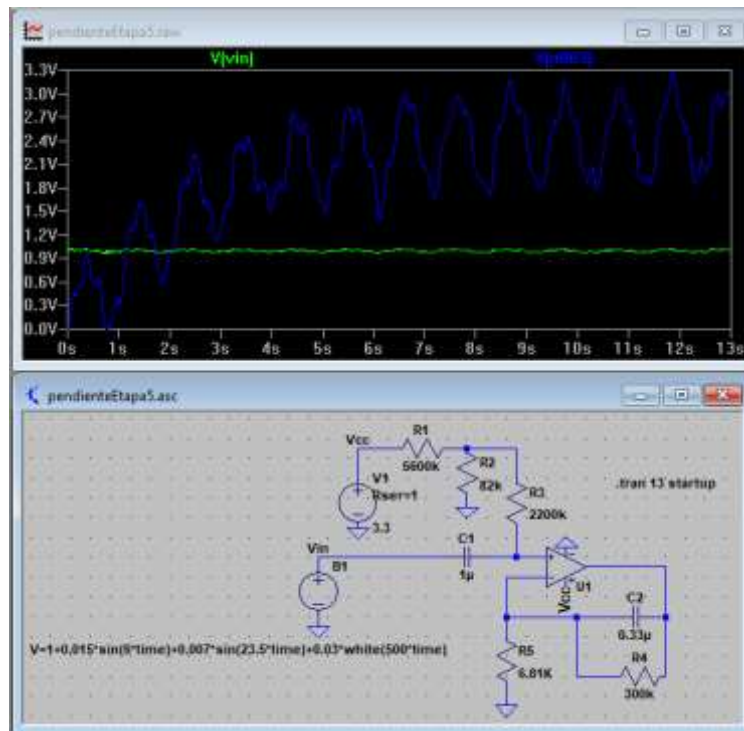


Figura 52. Simulación de la etapa 5: señales de entrada y salida

Finalmente, se muestra un ejemplo de medida de pulso real en la 1ª falange (Figura 53). Según se posiciona el sensor mejor sobre la arteria digital, y según las características de cada dedo, se obtienen amplitudes mayores o menores de la curva, o se pueden obtener formas de onda ligeramente distintas.

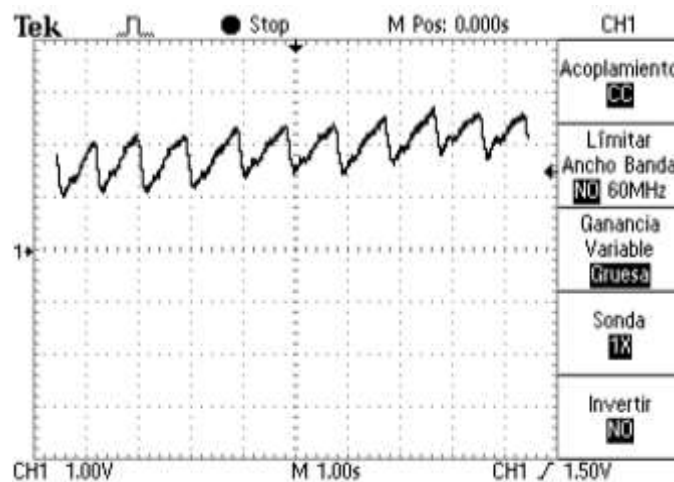


Figura 53. Ejemplo de medida de curva PPG con el circuito diseñado y osciloscopio

Pruebas adicionales de funcionamiento

En este apartado se muestran los resultados de otras pruebas que se han realizado durante el proceso de diseño del pulsómetro.

Medida del pulso en la yema del dedo

Para la medida en la yema del dedo, se han obtenido mejores resultados con una configuración ligeramente diferente del circuito. El cambio que más mejora parece aportar es reducir la ganancia de la última etapa, pero aumentando la capacidad del condensador del filtro paso-bajo para que no aumente el nivel de ruido.

Concretamente, los valores para los que mejores resultados se obtuvieron fueron:

$$R_{11} = 100k\Omega \text{ y } C_6 = 680 \text{ nF}$$

En la Figura 54 se muestra un ejemplo de medida del pulso en la yema del dedo en lugar de en la 1ª falange, con el circuito adaptado a tal fin.

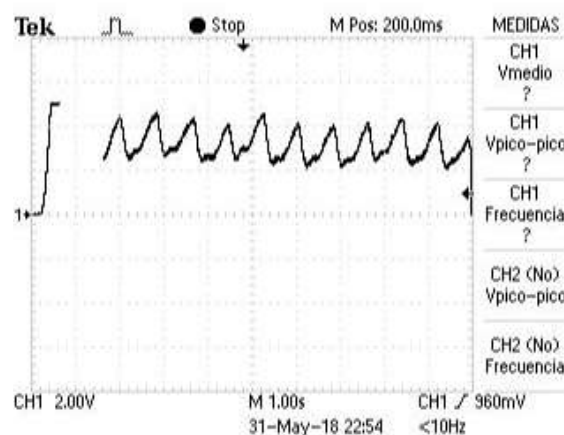


Figura 54. Medida del pulso en yema del dedo con el circuito modificado para ello

Se puede apreciar que la forma de onda es ligeramente diferente a la obtenida mediante medida en la falange proximal. La diferencia en la forma de onda se puede explicar, en parte, teniendo en cuenta que la onda de presión va modificando sus características de unas partes del sistema circulatorio a otras, debido a reflejos de la onda y otros fenómenos producidos en los conductos, como se explica en [YART18]. Sin embargo, a diferencia de la medida de presión invasiva en diferentes partes del cuerpo, en este caso las dos formas de onda no se pueden comparar directamente, ya que las diferencias son debidas también en parte a la diferente configuración de filtrado del circuito, que es un factor necesario para obtener una medida estable y nítida.

Medida mediante LED infrarrojo

Durante el proceso de diseño del sensor, se han realizado también pruebas de medida mediante el LED infrarrojo, que dio buenos resultados para medida en yema del dedo. En la Figura 55 se muestra un ejemplo de medida en yema del dedo mediante emisión de luz con el LED de longitud de onda 940 nm. La forma de onda es similar a la de la figura anterior, y las sutiles diferencias se pueden explicar por la diferente absorptividad de la sangre a esta frecuencia, y también porque esta medida se realizó en un sujeto de pruebas distinto a las medidas anteriores.

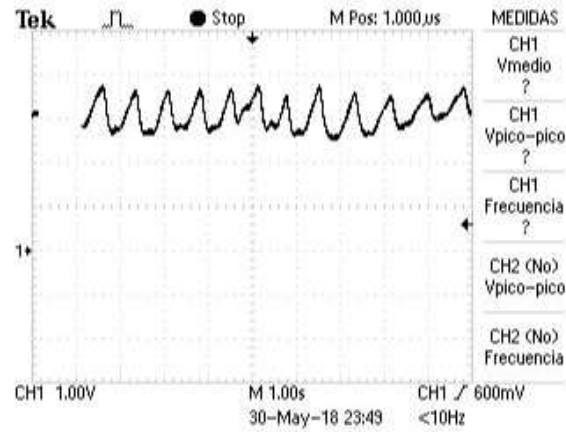


Figura 55. Medida del pulso en yema mediante LED infrarrojo

Resumen del diseño del pulsómetro

En este apartado se enumeran los valores de diseño definitivos del pulsómetro. Las referencias de los componentes están de acuerdo al plano del circuito (ver Documento N.º 2).

Valores definitivos acondicionamiento LED ROJO			
R_4	390 Ω	f_{PWM}	6kHz

Tabla 4. Diseño definitivo del acondicionamiento del LED

Valores definitivos componentes ETAPA 1 de recepción			
R_1	560k Ω	C_1	33pF

Tabla 5. Componentes definitivos del amplificador de transimpedancia con LPF (etapa 1)

Valores definitivos componentes ETAPA 2 de recepción					
R_2	2,2k Ω	R_3	10k Ω	C_2	100nF

Tabla 6. Componentes definitivos del filtro paso-alto (etapa 2)

Valores definitivos componentes ETAPA 3 de recepción			
R_5	47k Ω	C_3	1 μ F

Tabla 7. Componentes definitivos del detector de pico (etapa 3)

Valores definitivos componentes ETAPA 4 de recepción			
R_6	100k Ω	C_4	10 μ F

Tabla 8. Componentes definitivos del filtro paso-alto (etapa 4)

Valores definitivos componentes ETAPA 5 de recepción					
R_7	5,6M Ω	R_8	82k Ω	R_9	2,2M Ω
C_5	1 μ F	C_6	330nF		
R_{10}	6,8k Ω	R_{11}	300k Ω		

Tabla 9. Componentes definitivos de la etapa final de amplificación y filtrado (etapa 5)

4.10. Diseño de la placa

Para la realización de los ensayos de medida de tensión, se ha montado el circuito mediante soldadura en una placa de puntos. Esta placa incluye el circuito del pulsómetro (plano en Documento N.º 2), y adicionalmente, se ha soldado en ella el hardware necesario para el control del sistema de oclusión, que tiene que funcionar paralelamente al pulsómetro, pero cuya descripción no entra en el ámbito de este proyecto, ya que ha sido desarrollado en el Trabajo de Fin de Máster realizado por Carlos Martín Parages [MART18].

Para mayor versatilidad de la medida, el LED y el fotodiodo no van fijos a esta placa, como ocurre en algunos modelos de pulsioxímetro, sino que se integran en un sensor que se conecta por cable a ella, lo que evita interferencias entre la placa, algo voluminosa, y el sistema de oclusión. Dicho sensor se describe en el apartado siguiente. Por otra parte, la salida analógica del pulsómetro, en la que se obtiene la onda eléctrica de pulso, está habilitada con un conector para poder llevar la señal a un microcontrolador.

Por tanto, las interfaces por cable del circuito del pulsómetro en placa son las mostradas en el esquema de la Figura 56. Se muestra también una fotografía de la placa terminada en la Figura 57 (únicamente corresponde al sistema PPG la parte recuadrada en rojo).

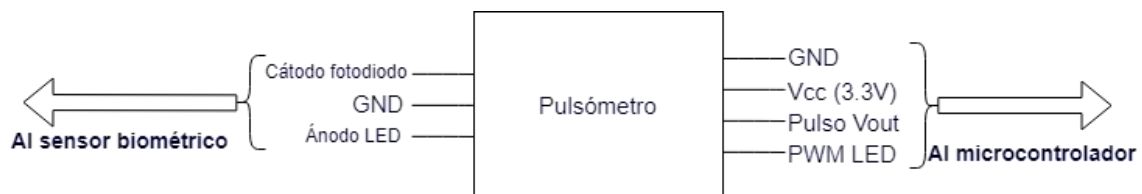


Figura 56. Interfaces de la placa del circuito del pulsómetro

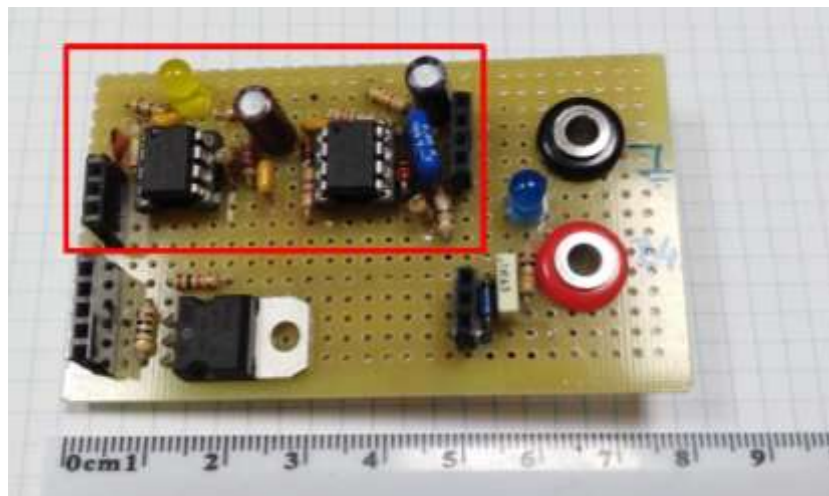


Figura 57. Placa de puntos con el circuito de acondicionamiento del pulsómetro y el circuito de control del sistema de oclusión

Las interfaces mediante cable se implementan en la placa mediante tiras de pines hembra, visibles en los lados izquierdo y derecho de la zona señalada por el rectángulo rojo. El LED amarillo en la esquina superior izquierda sirve únicamente para indicar si el circuito tiene alimentación a tensión, lo cual permite descartar rápidamente si un error de funcionamiento es de la placa o se debe a fallo del sistema de alimentación externo (generalmente, la placa del microcontrolador).

4.11. Diseño del sensor biométrico

El sensor es el elemento que entra en contacto directamente con el dedo, y lleva a cabo la emisión y recepción de la luz para la obtención de la curva PPG. Por tanto, es un dispositivo que incorpora el LED y el fotodiodo, situados sobre una pequeña superficie de contacto que apoya sobre el dedo. Como se ha indicado en el epígrafe anterior, este sensor se conecta por cable a la placa del pulsómetro. Como se muestra en el esquema de la Figura 58, el sensor dispone de **cuatro conectores de salida, de los cuales se conectan tres a la placa del circuito de acondicionamiento**. Dos de los conectores son fijos (la referencia, GND y el cátodo del fotodiodo) mientras que los otros dos son los ánodos de los dos LEDs incorporados en el VSMD66694, lo que permite elegir entre usar el LED rojo y el infrarrojo para la medida, aunque en la práctica, para todos los ensayos se ha utilizado el LED rojo.

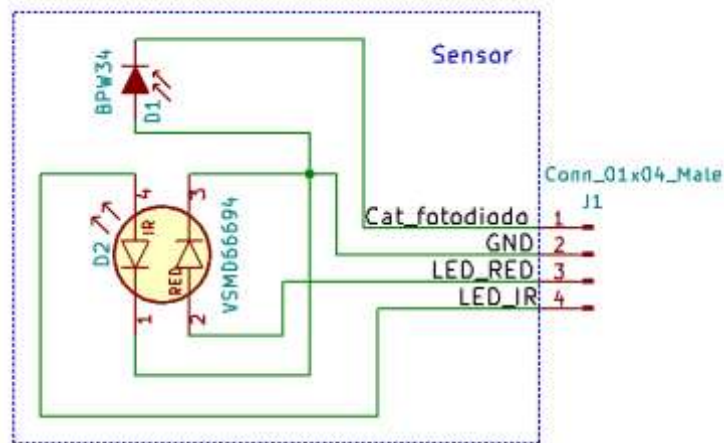


Figura 58. Esquema del sensor biométrico

En la Figura 59 se presentan dos fotografías del sensor montado. En la de la izquierda, se aprecia en detalle la superficie que hace contacto con el dedo, con el fotodiodo (izquierda) y el LED dual (derecha); en la fotografía de la derecha, se muestra el sensor con su cable de conexión a placa, que es de unos 20 cm, para facilitar la disposición del sensor durante los ensayos de medida de tensión.

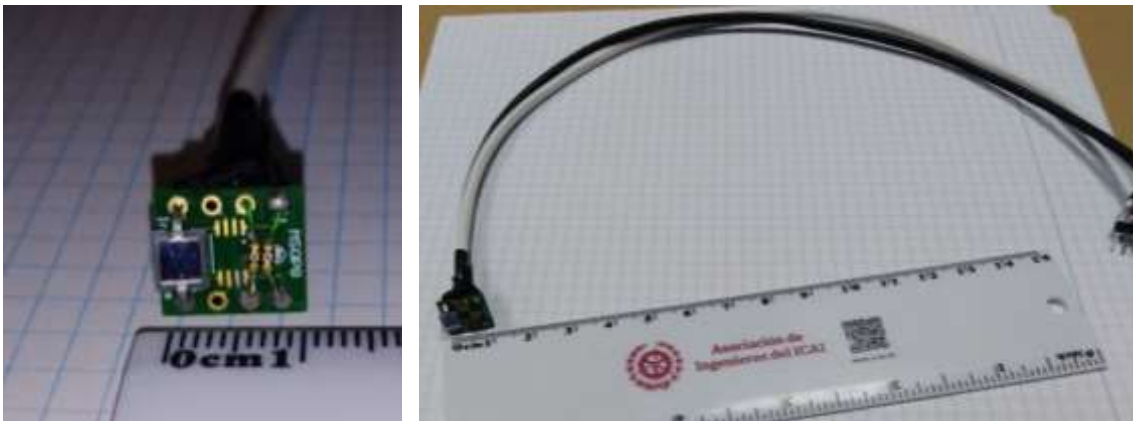


Figura 59. Fotografías del sensor biométrico

4.12. Montaje del sistema completo del pulsómetro

Para la medida del pulso, tanto para pruebas del pulsómetro como para los ensayos de tensión arterial, se ha construido un sistema constituido por 4 elementos, que se interconectan como se muestra en el esquema de la Figura 60:



Figura 60. Diagrama de bloques del sistema completo para medida de PPG

Se utiliza un microcontrolador dsPIC33FJ128MC802, que se integra en el sistema gracias a la placa PicTrainer del Departamento de Electrónica de la Universidad Pontificia Comillas, que incorpora alimentación para el controlador, y diversas interfaces como USB y tiras de pines que permiten conectar con la placa del pulsómetro. En la Figura 61 se muestra la conexión de la placa PicTrainer con la placa desarrollada; en esta fotografía están conectados a la placa tanto el circuito correspondiente al sistema PPG como el correspondiente al sistema de oclusión [MART18]. En los pines que quedan libres de la placa de puntos (parte inferior), se conectarían el sensor PPG (tira de 3 pines) y el dispositivo de oclusión (tira de 5 pines).

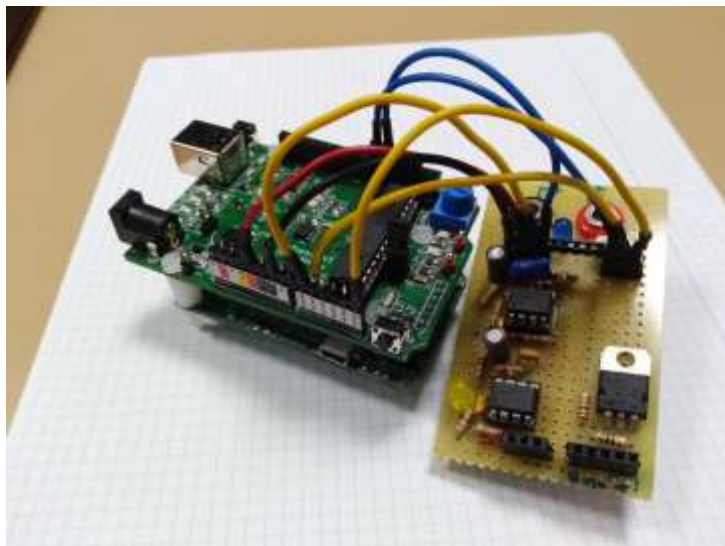


Figura 61. Conexión de la placa PicTrainer (izquierda) con la placa analógica del sistema de medida de presión arterial desarrollada en este estudio (derecha)

5. Software de pruebas del pulsómetro

Antes de la integración de los dos sistemas (PPG y oclusión) para los ensayos de medida de tensión, se llevaron a cabo pruebas de adquisición de datos del pulso con el microcontrolador y el PC. El código fuente en C de los distintos ensayos realizados se encuentra en el *Anexo II – Código fuente*.

Para la prueba del sistema PPG individualmente, se ha conectado una salida PWM del microcontrolador al circuito de acondicionamiento del LED, y la salida de recepción de la placa analógica a una entrada del conversor Analógico-Digital (ADC) del micro (además de las conexiones de alimentación necesarias). Además, la placa PicTrainer se ha conectado por USB al PC, de manera que el microcontrolador puede enviar por UART la señal PPG que va midiendo. Se ha elegido inicialmente un período de muestreo de 5 milisegundos para la toma de las medidas.

El programa de pruebas del sistema PPG que se ha cargado en el micro consiste por tanto en el siguiente diagrama de flujo:

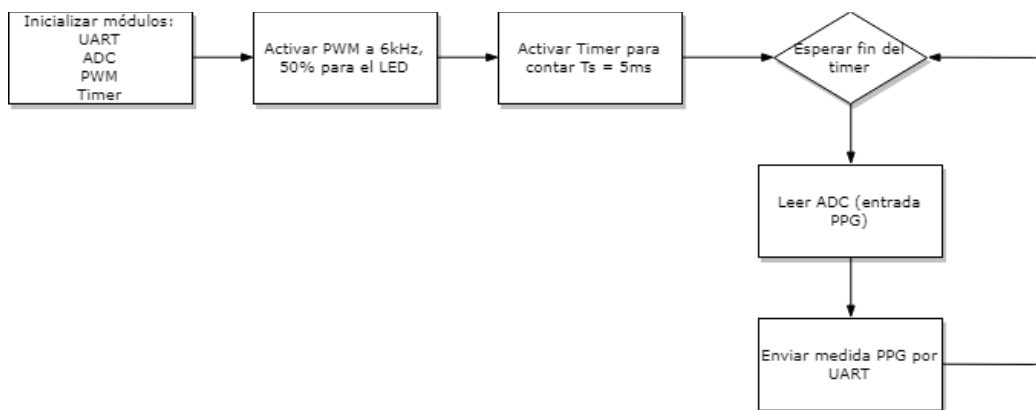


Figura 62. Diagrama de flujo del programa cargado en el micro para pruebas del sistema PPG

Los datos PPG recibidos por UART han sido registrados mediante un programa de terminal de puerto serie, como *CoolTerm*, o alternativamente han sido mostrados gráficamente en tiempo real mediante un software de representación gráfica de datos del puerto serie. Esto permite comprobar en directo, si diversas variables se están midiendo correctamente o si por el contrario se está produciendo algún error. En estos primeros ensayos, el programa utilizado fue *SerialPortPlotter* [BORI14]. Un ejemplo de funcionamiento de este sistema se muestra a continuación:

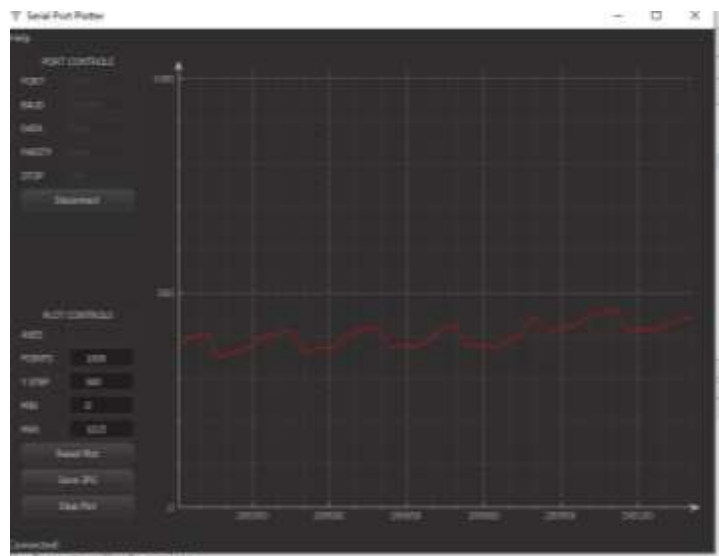


Figura 63. Medida de la curva PPG y representación gráfica en PC en tiempo real mediante SerialPortPlotter

6. Integración con sistema de oclusión

En este apartado se describe brevemente el sistema de oclusión, para poner en contexto el ensayo realizado, la manera en que interactúa con el sistema PPG, y el código de control conjunto de ambos sistemas que se ha cargado en el microcontrolador.

6.1. Breve descripción del sistema de oclusión del dedo

Para una descripción más detallada que la que aquí se presenta del sistema de oclusión desarrollado y su funcionamiento, consultar [MART18].

El sistema de oclusión desarrollado consiste en un actuador electromagnético de tracción, que consta de un pistón que desliza dentro de una bobina; al pistón se une una cinta o cuerda, que es la que ejerce presión sobre el dedo. A su vez, el actuador se aloja en una pieza que permite apoyar el dedo, de manera que la cinta rodea el dedo. El dispositivo de oclusión se muestra en la Figura 64 (el actuador electromagnético se encuentra dentro de las piezas cilíndricas construidas por impresión 3D). La fuerza aplicada se estima a partir de dos variables medidas: la tensión/intensidad media del actuador y la posición del émbolo; el dispositivo de oclusión incluye sistemas para medirlas [MART18].

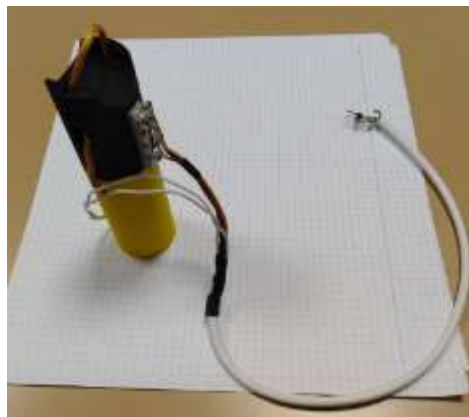


Figura 64. Dispositivo que realiza la oclusión del dedo y permite medir la presión aplicada

6.2. Desarrollo del software de integración con sistema de oclusión

Para controlar la fuerza que aplica el actuador, se utiliza un PWM; para que esto no produzca en el actuador un sonido audible, dicho PWM debe ser de alta frecuencia. No obstante, ello produce en la bobina del actuador unos picos de tensión a alta frecuencia que afectan a las medidas realizadas por el ADC, tanto a las necesarias para el cálculo de la fuerza de oclusión como a la medida del pulso. Por tanto, para realizar de manera correcta las medidas analógicas con el microcontrolador, se ha optado por efectuar la medida de manera coordinada con el PWM: para ello, se ha habilitado un modo del PWM que lanza una interrupción cuando la salida se encuentra en medio del nivel alto del PWM (ver Figura 65): en dicho momento se realizan las medidas.

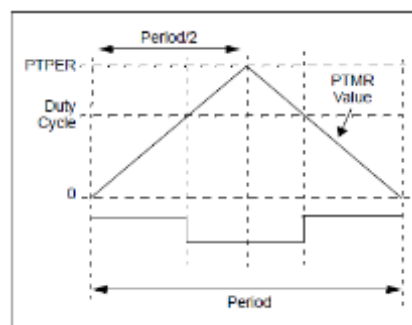


Figura 65. Funcionamiento del modo utilizado del PWM.
La interrupción salta cuando PTMR = 0

Como el factor de servicio mínimo utilizado del PWM es 50%, el momento en que salta la interrupción estará siempre alejado de los flancos de la señal, con lo que teóricamente se minimizará el ruido de la medida debido a los picos de tensión. Para las pruebas previas de integración, la intensidad del actuador electromagnético se regula con el potenciómetro disponible en la placa PicTrainer.

La configuración de los distintos módulos (ADC, PWM, UART) se ha llevado a cabo gracias al driver PicTrainer de la asignatura de Sistemas Electrónicos¹⁰, que permite configurar fácilmente dichos módulos para controladores de la familia dsPIC33F. Únicamente ha sido necesaria una pequeña modificación del archivo que configura el módulo PWM (`pwm.c`), que se muestra a continuación.

Modificaciones de `pwm.c` para coordinar la lectura del ADC con la parte alta del PWM

```
#define potencio metro 5
#define posicion 1
#define tension 4
#define PPG 0
#define ADC_pins 0x33 //AN0, AN1, AN4 y AN5

static uint16_t medidapotencio metro = 0;
static uint16_t medidatension = 0;
static uint16_t medidaposicion = 0;
static uint16_t medidaPPG = 0;
/* Variable "elegirmedidas" es para ir alternando medidas del ADC de 2 en 2.
 * Entre dos interrupciones del pwm no da tiempo a tomar las 4 medidas del
 * ADC. Por tanto, se van seleccionando qué dos medidas se hacen con
 * alternando entre valor 0 y 1 de "elegirmedidas".
 */
static int elegirmedidas = 0;

// FUNCIONES
void inicializarPWM(unsigned int bit_map, unsigned int frecuencia){
    //Aquí la configuración habitual del PWM...
    //Gestionamos el convertidor ADC desde este driver: inicializamos entradas
    inicializarADCPolling(ADC_pins);
}
//Funciones para enviar las medidas al main
uint16_t leerpotencio metro(void){
    return medidapotencio metro;
}
uint16_t leerposicion(void){
    return medidaposicion;
}
uint16_t leertension(void){
    return medidatension;
}
uint16_t leerPPG(void){
    return medidaPPG;
}
//Como el PWM genera ruido, en la interrupción del PWM(entre flancos), leemos
el valor ADC
void __attribute__((interrupt(no_auto_psv)))_MPWM1Interrupt(void){
    if(elegirmedidas){
        medidapotencio metro=leerADCPolling(potencio metro);
        medidaPPG = leerADCPolling(PPG);
    }else{
        medidaposicion=leerADCPolling(posicion);
        medidatension=leerADCPolling(tension);
    }
    elegirmedidas ^= 1; //alternar valor entre 0 y 1
    IFS3bits.PWM1IF = 0; //Borramos flag de interrupción
}
```

¹⁰ Departamento de Electrónica y Automática (DEA) de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería ICAI

6.3. Ensayo de medida de tensión

En este epígrafe se describe el proceso seguido para la realización del ensayo para verificar el funcionamiento del método propuesto para medida de tensión, es decir, la oclusión de la arteria digital con el dispositivo de oclusión descrito anteriormente, y la medida simultánea del pulso con el sistema PPG desarrollado en este documento. Respecto al hardware, en la Figura 66 se muestra la conexión de los dos sistemas (PPG y oclusión) a la placa de acondicionamiento analógico, y la conexión de dicha placa a la placa del microcontrolador (faltaría conectar el puerto USB de la placa PicTrainer al PC para el envío de los datos).

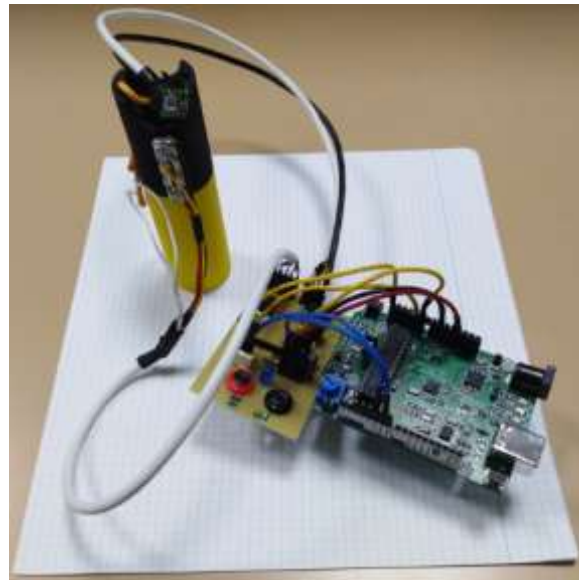


Figura 66. Conexión de los elementos para el ensayo de medida de tensión arterial en dedo

Los ensayos en los que se intenta estimar la presión arterial se efectúan de manera análoga a los que se realizan con un esfigmomanómetro: se aumenta la presión ejercida hasta un valor elevado, y se va disminuyendo progresivamente, deduciendo de la información de circulación de la sangre proporcionada por el PPG los valores de tensión.

El programa cargado en el microcontrolador se configura para que el ciclo de medida se inicie con el flanco de subida de un pulsador, de manera que la fuerza de oclusión (factor de servicio o *duty cycle* del PWM) ya no se controla con el potenciómetro, sino que sigue automáticamente el protocolo de subida y bajada indicado, mediante una máquina de estados (ver Figura 67).

La medida de las variables analógicas se efectúa como se ha indicado anteriormente: se efectúa en la interrupción que el PWM produce cuando está a la mitad del semiperíodo de nivel alto. Cada nuevo valor medido de las variables se almacena en un registro, pudiendo el programa principal acceder a dicho registro cada vez que necesite hacer uso del último valor de las variables. El programa principal trabaja a una frecuencia mucho menor que el PWM, de manera que no tomará valores repetidos; pero al mismo tiempo, dicha frecuencia es mayor que la velocidad a la que pueden cambiar las señales analógicas a medir, de manera que no se perderá información.

Los valores medidos de las variables analógicas se envían por UART al PC. En este ensayo, fueron capturadas con la aplicación *Serial Oscilloscope* [XIOT13], ya que permite, además de la visualización gráfica en tiempo real de las variables, guardar los valores en un archivo CSV.

En la página siguiente se muestra un diagrama de flujo que explica a grandes rasgos el funcionamiento del programa cargado en el microcontrolador para el ensayo de medida de tensión. El código completo se encuentra en el *Anexo II – Código fuente*.

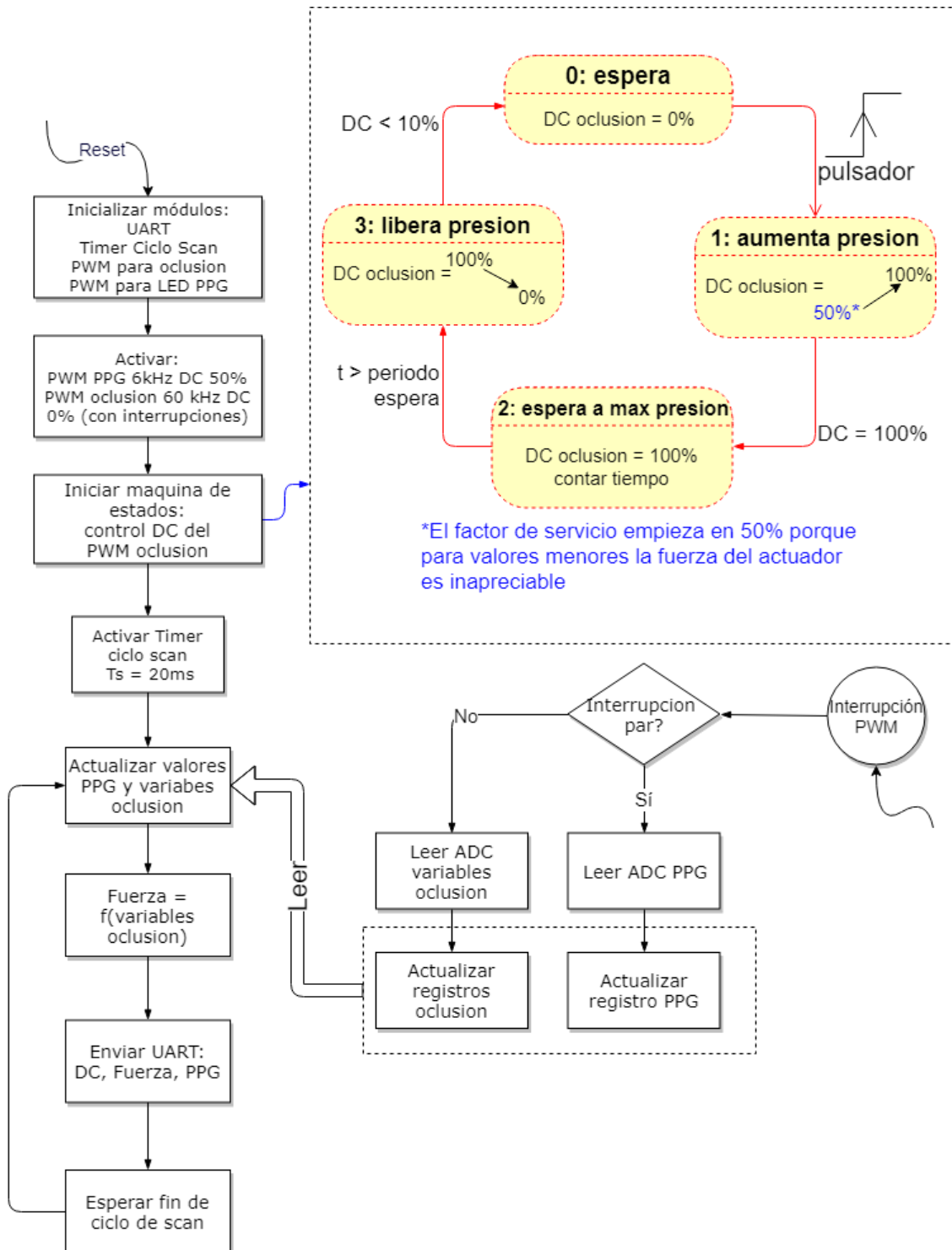


Figura 67. Diagrama de flujo del programa usado para el ensayo de medida de tensión

La disposición física del ensayo se muestra en la Figura 68. El sensor PPG se ha acoplado con cinta al dedo, para fijarlo a la posición óptima de medida del pulso (sobre la arteria digital) mientras que el dispositivo de oclusión rodea el dedo inmediatamente debajo del sensor.

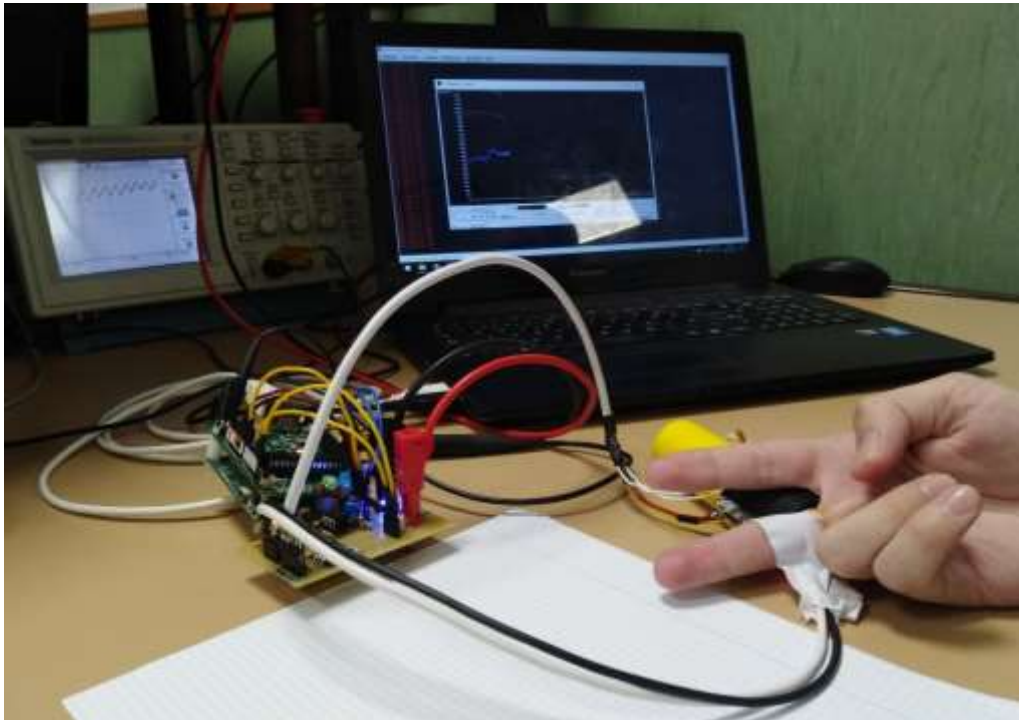


Figura 68. Disposición física del ensayo de medida de tensión

RESULTADOS DEL ENSAYO

En la Figura 69 se muestra los valores resultantes del ensayo realizado de medida de tensión.

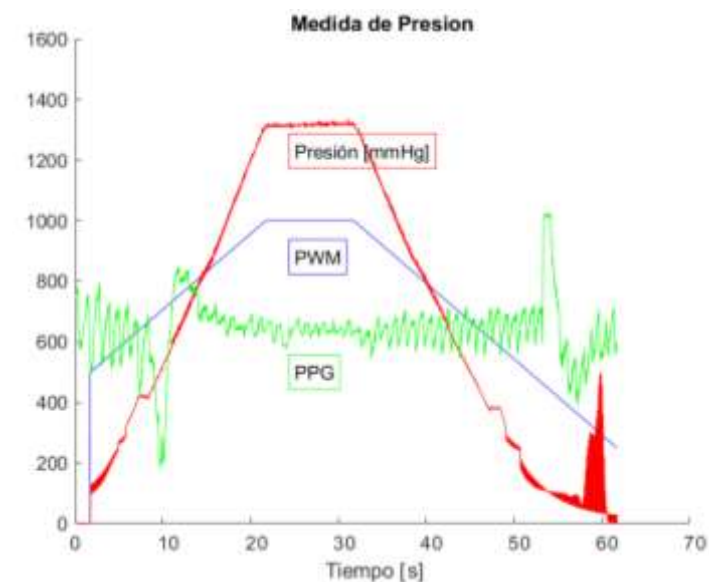


Figura 69. Resultado del ensayo de medida de presión

La presión se ha calculado a partir de la estimación de la fuerza ejercida por el actuador, como:

$$p = \frac{F_{actuador}}{2 \cdot e \cdot R}$$

donde e es el espesor de la cinta utilizado, y R es el radio del dedo, considerado constante 1cm.

Como se puede apreciar, la amplitud de la oscilación del PPG disminuye conforme aumenta la presión ejercida, aunque los valores de esta son demasiado altos para constituir una medida de presión arterial válida. Los valores tan elevados de presión se pueden deber a varios factores:

- la no homogeneidad de la fuerza ejercida por el actuador en el dedo, que hace que sea necesaria una fuerza mucho mayor para obstruir el dedo;
- los rozamientos internos del dispositivo de oclusión (para medir la posición del pistón se utiliza un potenciómetro deslizante lineal, que ofrece cierta resistencia al movimiento), que hacen que también se requiera mayor fuerza

Los dos factores anteriores, junto con otras aproximaciones consideradas, hacen que los métodos utilizados para estimar la fuerza y/o la presión no estén correctamente calibrados para la obtención de valores de presión arterial comparables a los que se obtienen con un esfigmomanómetro convencional.

Otro método para la estimación de la tensión arterial con estas medidas consistiría en realizar el ensayo en un número elevado de sujetos, de los que además se conociera su presión arterial (medida con un esfigmomanómetro), lo que permitiría establecer una correlación entre los valores obtenidos en este ensayo y la presión arterial “estándar”. Sin embargo, dicha toma de datos no se ha realizado ya que para llevarla a cabo de manera fiable se requeriría un mayor refinamiento del sistema.

7. Conclusiones

Se ha recogido en este documento el desarrollo del proyecto “Sistema de medida de tensión arterial en dedos mediante fotopleletismografía: sistema PPG” realizado como proyecto de fin de máster de los estudios de Ingeniería Industrial del ICAI.

Las principales conclusiones extraídas son:

- El proyecto ha conestado de dos actividades claramente diferenciadas:
 - Diseño del sistema PPG (pulsómetro)
 - Integración del sistema junto con el dispositivo de oclusión diseñado por Carlos Martín Parages en su trabajo de fin de máster [MART18].
- Para el diseño del pulsómetro se han seleccionado en primer lugar un emisor y receptor ópticos adecuados para este tipo de aplicaciones (LED VSMD66694 y fotodiodo BPW34), siendo posteriormente diseñado un circuito de acondicionamiento adecuado para la captura del pulso por reflexión en la falange proximal de un dedo de la mano (la más cercana a la palma).
- Una vez diseñado un circuito que proporciona el pulso como una señal analógica de tensión, se ha diseñado un programa en C para interconectar el pulsómetro con un PC por medio de un microcontrolador dsPIC33FJ128MC802.
- Posteriormente, se ha integrado el sistema PPG con el sistema de oclusión, conectando las señales de ambos sistemas al microcontrolador anterior, y mediante el desarrollo de un programa que implementa un ensayo de medida de tensión arterial, coordinando ambos sistemas.
- El ensayo es análogo al realizado por un esfigmomanómetro: se realiza una monitorización continua del pulso mediante el PPG, y se va aumentando la presión sobre el dedo mediante el sistema de oclusión. Analizando las medidas de presión y de pulso, se deduciría la presión a la que se empieza a obstruir el flujo de sangre (diastólica) y a la que se bloquea por completo la circulación (sistólica).
- Los resultados del ensayo muestran una disminución de la amplitud del PPG al aumentar la presión aplicada. No obstante, debido a diversos errores, no se han podido obtener medidas de presión válidas a partir del ensayo, aunque posiblemente se podrían obtener con un dispositivo de oclusión más preciso.
- Respecto al sistema PPG diseñado, se ha probado su funcionamiento utilizando LEDs de luz roja e infrarroja, consiguiendo obtener formas de onda del pulso válidas con ambos. A efectos del ensayo de medida de presión arterial, se ha utilizado para la obtención del pulso únicamente el LED rojo. No obstante, con pequeñas modificaciones, se podría sustituir por el LED infrarrojo, con similares resultados.
- Se ha observado que la medida del pulso es muy sensible a movimientos del sensor sobre la piel, que crean variaciones espurias en la señal. Sin embargo, se especula que el diseño de una pieza que haga que el sensor quede bien ajustado al dedo probablemente ayudará a reducir los errores de medida producidos por el movimiento del sensor respecto a la piel, presentes en los pulsioxímetros de dedo estándares, y sobre todo en los dispositivos de muñeca tipo *smartwatch* durante la realización del ejercicio físico (véase por ejemplo la discusión en [HOOD17], o un estudio más técnico sobre los dispositivos biométricos de muñeca en [SHCH17]).

8. Futuros desarrollos

DESARROLLOS Y MEJORAS DEL SISTEMA PPG

- Probablemente las etapas 4 y 5 se podrían haber integrado en una sola: el condensador de acoplo y el divisor de tensión que proporciona V_{ref} ya actúan como un filtro paso alto; por tanto, quizá se podría haber seleccionado su frecuencia de corte para que proporcione el filtrado de la etapa anterior, a la vez que proporciona la referencia de tensión para el amplificador. De esta manera, posiblemente se habría mejorado también la rapidez de arranque de la última etapa.
- Se podría valorar la posibilidad de implementar una calibración automática o semiautomática de la ganancia de la última etapa para optimizar la adquisición de la curva PPG para cada paciente. Consistiría básicamente en un sistema de ajuste automático de ganancia (*Automatic Gain Control*) mediante modificación de la resistencia de realimentación. Ello implicaría también adaptar una de las resistencias del divisor de tensión de V_{ref} , para no modificar el valor medio de la señal, sino solo su amplitud. La ventaja es que pequeñas variaciones de la resistencia no comprometen la estabilidad o el comportamiento frente al ruido del amplificador, ya que, al aumentar la ganancia, también aumenta la constante de tiempo del filtro paso-bajo ($\tau = RC$), suavizando la señal, y viceversa.
- Con ligeras modificaciones del circuito, se podría realizar la medida del pulso con el LED rojo e infrarrojo, lo que permitiría registrar las dos curvas PPG con el microcontrolador, con lo que inmediatamente el sistema permitiría la medida de la saturación de O_2 .

DESARROLLOS Y MEJORAS DEL SISTEMA CONJUNTO (PPG + OCLUSIÓN)

- Este estudio es una etapa inicial para un proyecto futuro de desarrollo de un dispositivo biométrico (*wearable*) en forma de anillo, que aglutinaría diversas medidas biométricas, entre ellas, las ya indicadas de pulso, tensión arterial y saturación de O_2 . Aunque el circuito de acondicionamiento desarrollado es relativamente voluminoso, su tamaño se podría reducir considerablemente mediante su montaje en placa de circuito impreso (PCB); además, mediante una PCB flexible, se podría conseguir un diseño mucho más compacto de cara a su posible integración en un *wearable*.
- En el trabajo de fin de máster desarrollado por Carlos Martín se presentan otras alternativas al sistema de oclusión que, por su complejidad, no han sido desarrolladas, pero que podrían estudiarse en un futuro para el desarrollo del citado dispositivo biométrico o *wearable*.

9. Bibliografía

- [AGRO14] Agrò, D., Canicatti, R., Tomasino, A., Giordano, A., Adamo, G., Parisi, A., . . . Ferla, G. (2014). PPG embedded system for blood pressure monitoring. *AEIT Annual Conference-From Research to Industry: The Need for a More Effective Technology Transfer (AEIT)*, 1-6.
- [ALZA15] Alzahrani, A., Hu, S., & Azorin-Peris, V. (2015). A Comparative Study of Physiological Monitoring with a Wearable Opto-Electronic Patch Sensor (OEPS) for Motion Reduction. *Biosensors*, 5(2), 288–307. <http://doi.org/10.3390/bios5020288>
- [BABB12] Babbs, C. F. (2012). Oscilométrico measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model. *Biomedical engineering online*, 11(1), 56.
- [BORI14] Borislav, K. (2014). Serial Port Plotter. Obtenido de Mbed IoT OS Platform: <https://os.mbed.com/users/borislav/notebook/serial-port-plotter/>
- [DING16] Ding, X. R., Zhang, Y. T., Liu, J., Dai, W. X., & Tsang, H. K. (2016). Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(5), 964-972.
- [EBMEXX] Electrical and BioMedical Engineering (s.f.) *Invasive Arterial Blood Pressure Measurement*. Obtenido de EBME & Clinical Engineering Articles: <https://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/57-invasive-arterial-blood-pressure-measurement>
- [FORT10] Fortino, G., & Giampà, V. (2010). PPG-based methods for non-invasive and continuous blood pressure measurement: an overview and development issues in body sensor networks. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2010 IEEE International Workshop*, 10-13
- [GAO16] Gao, M., Olivier, N. B., & Mukkamala, R. (2016). Comparison of noninvasive pulse transit time estimates as markers of blood pressure using invasive pulse transit time measurements as a reference. *Physiological reports*, 4(10), e12768.
- [GIAN17] Giannetti, R. (2017). Introduction to Biomedical Engineering: blood measurements. Madrid: Universidad Pontificia Comillas - ICAI. Obtenido de comillas.edu
- [GIAN16] Giannetti, R. (2016). Apuntes de Sistemas Electrónicos. Departamento de Electrónica y Automática – Máster en Ingeniería Industrial. Madrid: Universidad Pontificia Comillas – ICAI. Obtenido de comillas.edu.
- [HOOD17] Hood, R. (2017). Heart rate inaccurate (low) during exercise. *Apple Support Communities*. Obtenido de <https://discussions.apple.com/thread/8189227>.
- [JOHN04] Johnston, W. S., & Mendelson, Y. (2004). Extracting breathing rate information from a wearable reflectance pulse oximeter sensor. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. 2, págs. 5388-5391. San Francisco, CA, USA: IEEE.

- [KAUF14] Kaufmann, S., Malhotra, A., Ardelt, G., Hunsche, N., Breßlein, K., Kusche, R., & Ryschka, M. (2014). A system for in-ear pulse wave measurements. *PAT*, 4, 6.
- [KURY13] Kurylyak, Y., Lamonaca, F., & Grimaldi, D. (2013, May). A neural network-based method for continuous blood pressure estimation from a PPG signal. In *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International* (pp. 280-283). IEEE.
- [LINE11] Linear Technology (2011). LTspice IV Getting Started Guide. Obtenido de Analog Devices:<http://www.analog.com/media/en/simulation-models/spice-models/LTspiceGettingStartedGuide.pdf?modelType=spice-models>
- [MALE13] Maley, C. (16 de julio de 2013). *Intro to Blood Pressure*. Obtenido de American Diagnostic Corporation: www.adctoday.com
- [MART18] Martín Parages, C. (2018). Sistema de medida de presión arterial en dedos mediante fotoplethismografía: sistema de oclusión. Universidad Pontificia Comillas.
- [MCCO06] McCombie, D. B., Reisner, A. T., & Asada, H. H. (2006). Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics. *Engineering in Medicine and Biology Society. 28th Annual International Conference of the IEEE*. New York, NY: EMBS.
- [MCGE17] McGee, S. *Chapter 17 – Blood Pressure*, in *Evidence-Based Physical Diagnosis*. Elsevier, 2017. p. 121-134
- [NICK17] Nickson, C. (30 de agosto de 2017). Arterial line and Pressure Transducer. Obtenido de Life in the Fastlane: <https://lifeinthefastlane.com/ccc/arterial-line/>
- [NITZ13] Nitzan, M., Adar, Y., Hoffman, E., Shalom, E., Engelberg, S., Ben-Dov, I. Z., & Bursztyn, M. (2013). Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds. *Sensors*, 13(11), 14797-14812.
- [PERL93] Perloff, D., Grim, C., Flack, J., Frohlich, E. D., Hill, M., McDonald, M., & Morgenstern, B. Z. (1993). Human Blood Pressure Determination by Sphygmomanometry. *Circulation*, 88 (5), 2460-2470.
- [PETE14] Peter, L., Noury, N., & Cerny, M. (2014). A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure monitoring: Pulse transit time method is promising?. *Irbm*, 35(5), 271-282.
- [SHAR17] Sharma, M., Barbosa, K., Ho, V., Griggs, D., Ghirmai, T., Krishnan, S. K., ... & Cao, H. (2017). Cuff-less and continuous blood pressure monitoring: a methodological review. *Technologies*, 5(2), 21.
- [SHCH17] Shcherbina, A., Mattsson, C. M., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J. W., Hastie, T., ... Ashley, E. A. (2017). Accuracy in Wrist-Worn, Sensor-Based Measurements of Heart Rate and Energy Expenditure in a Diverse Cohort. *Journal of Personalized Medicine*, 7(2), 3. <http://doi.org/10.3390/jpm7020003>

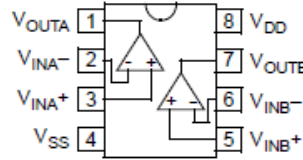
- [TEKT14] Tektronix (2014). TDS 210/TDS 220 Fact Sheet. Obtenido de Tektronix: <https://www.tek.com/document/fact-sheet/tds-210-tds-220-fact-sheet>
- [TENG03] Teng, X. F., & Zhang, Y. T. (2003). Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (págs. 3153-3156). Cancun, Mexico: IEEE.
- [TREM89] Tremper, K. K. (1989). Pulse oximetry. *Chest*, 95(4), 713-715.
- [WEBM16] *Know your blood pressure numbers*. (1 de Agosto de 2016). Obtenido de WebMD Medical Reference | revisado por Suzanne R. Steinbaum: www.webmd.com
- [WHO11] World Health Organization (2011). *Using the Pulse Oximeter. Tutorial 2 -Advanced*. Obtenido de WHO: Patient Safety: http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse_oximetry/tr_material/en/
- [XING16] Xing, X., & Sun, M. (2016). Optical blood pressure estimation with photoplethysmography and FFT-based neural networks. *Biomedical optics express*, 7(8), 3007-3020.
- [XIOT13] xioTechnologies (2013). Serial-Oscilloscope. Obtenido de: <https://github.com/xioTechnologies/Serial-Oscilloscope>
- [YART18] Yartsev, A. (2018). Normal Arterial Line Waveforms. Obtenido de *Deranged Physiology*: <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/cardiovascular-system/Chapter%207.6.0/normal-arterial-line-waveforms>
- [YOON09] Yoon, Y., Cho, J. H., & Yoon, G. (2009). Non-constrained blood pressure monitoring using ECG and PPG for personal healthcare. *Journal of medical systems*, 33(4), 261-266.
- [ZHAN08] Zhang, M., Wei, P. F., & Li, Y. (2008). A LabVIEW based measure system for pulse wave transit time. *Technology and Applications in Biomedicine, 2008. International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*. Shenzhen, China: ITAB.

ANEXOS

Anexo I – Datasheets

MCP6002

MCP6002
PDIP, SOIC, MSOP



1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$	7.0V
Current at Analog Input Pins (V_{IN+} , V_{IN-})	± 2 mA
Analog Inputs (V_{IN+} , V_{IN-}) ††	$V_{SS} - 1.0V$ to $V_{DD} + 1.0V$
All Other Inputs and Outputs	$V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input Voltage	$ V_{DD} - V_{SS} $
Output Short Circuit Current	Continuous
Current at Output and Supply Pins	± 30 mA
Storage Temperature	$-65^{\circ}C$ to $+150^{\circ}C$
Maximum Junction Temperature (T_J)	$+150^{\circ}C$
ESD Protection On All Pins (HBM; MM)	≥ 4 kV; 200V

† Notice: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

†† See Section 4.1.2 "Input Voltage and Current Limits".

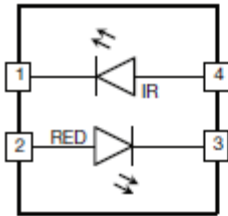
DC ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^{\circ}C$, $V_{DD} = +1.8V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = GND$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, $R_L = 10$ k Ω to V_L , and $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$ (refer to Figure 1-1 and Figure 1-2).

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V_{OS}	-4.5	—	+4.5	mV	$V_{CM} = V_{SS}$ (Note 1)
Input Offset Drift with Temperature	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	± 2.0	—	$\mu V/^{\circ}C$	$T_A = -40^{\circ}C$ to $+125^{\circ}C$, $V_{CM} = V_{SS}$
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	—	86	—	dB	$V_{CM} = V_{SS}$
Input Bias Current and Impedance						
Input Bias Current:	I_B	—	± 1.0	—	μA	
Industrial Temperature	I_B	—	19	—	μA	$T_A = +85^{\circ}C$
Extended Temperature	I_B	—	1100	—	μA	$T_A = +125^{\circ}C$
Input Offset Current	I_{OS}	—	± 1.0	—	μA	
Common Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	$10^{13} 8$	—	ΩpF	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	$10^{13} 3$	—	ΩpF	
Common Mode						
Common Mode Input Range	V_{CMR}	$V_{SS} - 0.3$	—	$V_{DD} + 0.3$	V	
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	60	76	—	dB	$V_{CM} = -0.3V$ to $5.3V$, $V_{DD} = 5V$
Open-Loop Gain						
DC Open-Loop Gain (Large Signal)	A_{OL}	88	112	—	dB	$V_{OUT} = 0.3V$ to $V_{DD} - 0.3V$, $V_{CM} = V_{SS}$
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL}, V_{OH}	$V_{SS} + 25$	—	$V_{DD} - 25$	mV	$V_{DD} = 5.5V$, 0.5V Input Overdrive
Output Short Circuit Current	I_{SC}	—	± 6	—	mA	$V_{DD} = 1.8V$
		—	± 23	—	mA	$V_{DD} = 5.5V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	1.8	—	6.0	V	Note 2
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	50	100	170	μA	$I_O = 0$, $V_{DD} = 5.5V$, $V_{CM} = 5V$

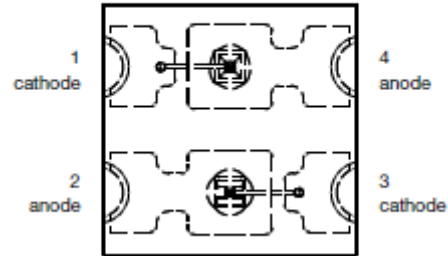
VSMD66694

CIRCUIT BLOCK DIAGRAM



1	IR LED	IR cathode
2	RED LED	RED anode
3	RED LED	RED cathode
4	IR LED	IR anode

Top View Pinning

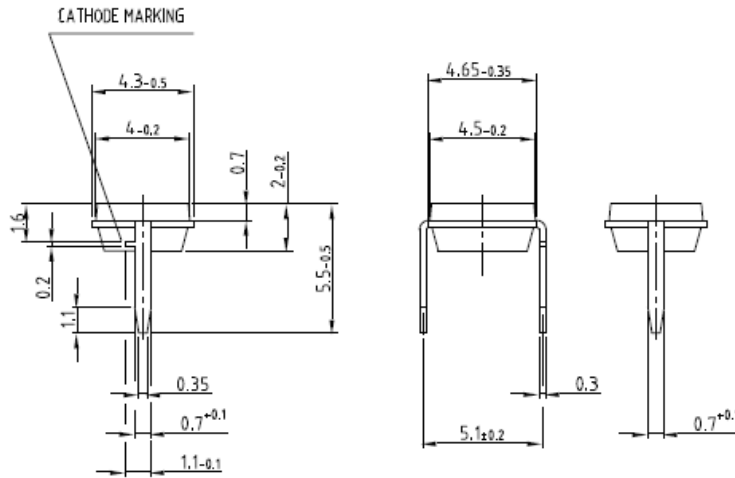


ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)					
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	COLOR	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R		5	V
Forward current		I_F	Red	70	mA
			IR	70	
Peak forward current	$t_p/T = 0.1, t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_{FM}	Red	140	mA
			IR	140	
Surge forward current	$t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	I_{FSM}	Red	1	A
			IR	1	
Power dissipation		P_V	Red	161	mW
			IR	119	
Junction temperature		T_j		100	$^{\circ}\text{C}$
Operating temperature range		T_{amb}		-25 to +85	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}		-25 to +85	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature	According fig. 10, J-STD-020	T_{sd}		260	$^{\circ}\text{C}$
Thermal resistance junction / ambient	J-STD-051	R_{thJA}		390	K/W

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)							
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	COLOR	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 20\text{ mA}, t_p = 20\text{ ms}$	V_F	Red	-	2.0	2.3	V
			IR	-	1.4	1.7	
Temperature coefficient	$I_F = 20\text{ mA}$	TK_{VF}	Red	-	-2.3	-	mV/K
			IR	-	-2.3	-	
Reverse current		I_R	not designed for reverse operation				μA
Junction capacitance	$V_R = 0\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0\text{ mW/cm}^2$	C_j	Red	-	7	-	pF
			IR	-	5	-	
Radiant intensity	$I_F = 20\text{ mA}$	I_e	Red	1.9	2.3	-	mW/sr
			IR	0.8	1.5	-	
Radiant power	$I_F = 20\text{ mA}$	ϕ_e	Red	-	9.5	-	mW
			IR	-	8.5	-	
Angle of half intensity	$I_F = 20\text{ mA}$	ϕ		-	± 60	-	deg
Peak wavelength	$I_F = 20\text{ mA}$	λ_p	Red	650	660	670	nm
			IR	920	940	960	
Spectral bandwidth	$I_F = 20\text{ mA}$	$\Delta\lambda$	Red	-	20	-	nm
			IR	-	40	-	
Temperature coefficient of λ_p	$I_F = 20\text{ mA}$	TK_{λ_p}	Red	-	0.2	-	nm/K
			IR	-	0.3	-	
Rise time	$I_F = 20\text{ mA}$	t_r	Red	-	10	-	ns
			IR	-	10	-	
Fall time	$I_F = 20\text{ mA}$	t_f	Red	-	10	-	ns
			IR	-	10	-	

BPW34

DIMENSIONS in millimeters

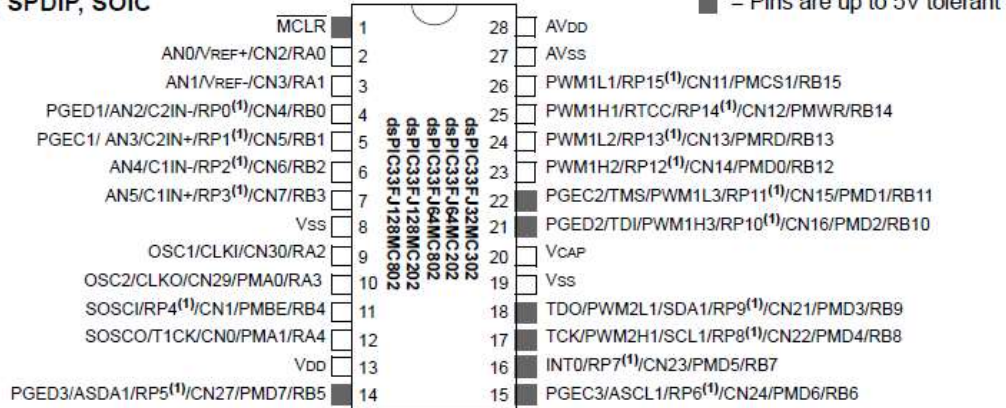


ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25\text{ }^{\circ}\text{C}$	P_V	215	mW
Junction temperature		T_j	100	$^{\circ}\text{C}$
Operating temperature range		T_{amb}	- 40 to + 100	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range		T_{stg}	- 40 to + 100	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature	$t \leq 3\text{ s}$	T_{sd}	260	$^{\circ}\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	R_{thJA}	350	K/W

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Breakdown voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$, $E = 0$	$V_{(BR)}$	60			V
Reverse dark current	$V_R = 10\text{ V}$, $E = 0$	I_{ro}		2	30	nA
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		70		pF
	$V_R = 3\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		25	40	pF
Open circuit voltage	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	V_o		350		mV
Temperature coefficient of V_o	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{V_o}		- 2.6		mV/K
Short circuit current	$E_A = 1\text{ klx}$	I_k		70		μA
	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	I_k		47		μA
Temperature coefficient of I_k	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{I_k}		0.1		%/K
Reverse light current	$E_A = 1\text{ klx}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}		75		μA
	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}	40	50		μA
Angle of half sensitivity		ϕ		± 65		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ_p		900		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.1}$		430 to 1100		nm
Noise equivalent power	$V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	NEP		4×10^{-14}		W/√Hz
Rise time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_r		100		ns
Fall time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_f		100		ns

dsPIC33FJ128MC802

28-Pin SPDIP, SOIC



Absolute Maximum Ratings⁽¹⁾

Ambient temperature under bias	-40°C to +125°C
Storage temperature	-65°C to +160°C
Voltage on VDD with respect to VSS	-0.3V to +4.0V
Voltage on any pin that is not 5V tolerant with respect to VSS ⁽⁴⁾	-0.3V to (VDD + 0.3V)
Voltage on any 5V tolerant pin with respect to VSS when VDD ≥ 3.0V ⁽⁴⁾	-0.3V to +5.6V
Voltage on any 5V tolerant pin with respect to VSS when VDD < 3.0V ⁽⁴⁾	-0.3V to 3.6V
Maximum current out of VSS pin	300 mA
Maximum current into VDD pin ⁽²⁾	250 mA
Maximum current sourced/sunk by any 2x I/O pin ⁽³⁾	8 mA
Maximum current sourced/sunk by any 4x I/O pin ⁽³⁾	15 mA
Maximum current sourced/sunk by any 8x I/O pin ⁽³⁾	25 mA
Maximum current sunk by all ports	200 mA
Maximum current sourced by all ports ⁽²⁾	200 mA

Anexo II – Código fuente

Modificación de pwm.c (driver PicTrainer)

En primer lugar, se presenta la modificación efectuada al **módulo pwm** del driver PicTrainer del Departamento de Electrónica y Automática. Dicha modificación tiene como objetivo sincronizar las medidas del ADC con la señal PWM para evitar interferencias en la medida.

```
//----- INTERFAZ DEL MÓDULO DE PWM -----
/**
 * @file    pwm.h
 *
 * @author  Jaime Boal Martín-Larrauri, José Daniel Muñoz Frías
 *
 * @version 1.1 Felipe Gil Borrallo, Carlos Martín Parages
 *
 * @date    07/09/2015
 *
 * @brief   Módulo encargado de generar señales de PWM usando el módulo PWM
 *          del microcontrolador
 */

// -----
#ifndef _PWM_H
#define _PWM_H

#include "stdint.h"
// -----
// -----  PROTOTIPOS DE LAS FUNCIONES PÚBLICAS  -----
// -----
/**
 * Inicializa el módulo PWM. La función configura los pines indicados mediante el
 * parámetro bit_map como salidas del módulo PWM. Dichas salidas se configuran
 * de modo independiente. Además el módulo configura el módulo PWM en el modo
 * free running a la frecuencia indicada mediante el parámetro frecuencia.
 *
 * @param bit_map Indica qué pines se conectan a las salidas del módulo PWM (1)
 *               o se dejan como E/S digital (0). Por ejemplo si se desea usar
 *               el pin RB15 y el RB10 como salidas PWM, bit_map será igual a
 *               (1<<15)|(1<<10).
 * @param frecuencia Frecuencia en Hz de la señal PWM.
 */
void inicializarPWM(unsigned int bit_map, unsigned int frecuencia);

/**
 * Define la frecuencia del módulo PWM. Nótese que la frecuencia es común para
 * las seis salidas del módulo PWM
 *
 * @param frecuencia Frecuencia en Hz de la señal PWM.
 */
void setFrecuencia(unsigned int frecuencia);

/**
 * Define el factor de servicio de la señal PWM de una o varias salidas, las
 * cuales se definen mediante el parámetro bit_map. Nótese que las salidas RB15-
 * RB14, RB13-RB12 y RB11-RB10 comparten el mismo canal PWM, por lo que su
 * factor de servicio no puede ser distinto.
 *
 * @param bit_map Indica qué pines se conectan a las salidas del módulo PWM (1)
 *               o se dejan como E/S digital (0). Por ejemplo si se desea usar
 *               el pin RB15 y el RB10 como salidas PWM, bit_map será igual a
 *               (1<<15)|(1<<10).
 * @param dc Factor de servicio en tanto por 10000. Por ejemplo si se
 *           desea un factor de servicio del 50%, el parámetro dc ha de
 *           valer 5000.
 */
void setDcPWM(unsigned int bit_map, unsigned int dc);
```

```

/**
 * Activa las salidas PWM indicadas mediante el parámetro bit_map.
 *
 * @param bit_map Indica qué pines se activan. Por ejemplo si se desean activar
 *               los pines RB15 y RB10, bit_map será igual a (1<<15)|(1<<10).
 */
void activarPWM(unsigned int bit_map);

/**
 * Desactiva las salidas PWM indicadas mediante el parámetro bit_map. Nótese
 * que la desactivación hace que la salida pase a estar controlada por el módulo
 * de E/S digital, por lo que tomará el valor indicado por el bit
 * correspondiente de PORTB.
 * @param bit_map Indica qué pines se desactivan. Por ejemplo si se desean
 *               desactivar los pines RB15 y RB10, bit_map será igual a
 *               (1<<15)|(1<<10).
 */
void desactivarPWM(unsigned int bit_map);

/**
 * Lee la medida del ADC en el semiperiodo alto y en el bajo
 * devolviendo estas medidas solo cuando haya leído los valores en los dos
 * semiperiodos a través de un puntero
 * @param medida_bajo
 * @param medida_alto
 */
//uint16_t leerpotenciometro(void);

uint16_t leertension(void);

uint16_t leerposicion(void);

uint16_t leerPPG(void);

#endif

```

```

// ----- MÓDULO DE PWM -----
/**
 * @file    pwm.c
 *
 * @author  Jaime Boal Martin-Larrauri, Jose Daniel MuñozFrias
 *
 * @version 1.0.1
 *
 * @date    07/09/2015
 *
 * @brief   Modulo encargado de generar señas de PWM usando el modulo PWM
 *          del microcontrolador.
 */
// -----
#include <xc.h>
#include "pwm.h"
#include "config.h" // Para la definición de FCY
#include "adc.h"

//#define potenciometro 5
#define posicion 1
#define tension 5
#define PPG 0

//static uint16_t medidapotenciometro = 0;
static uint16_t medidatension = 0;
static uint16_t medidaposicion = 0;
static uint16_t medidaPPG = 0;
/* Variable "elegirmedidas" es para ir alternando medidas del ADC de 2 en 2.
 * Entre dos interrupciones del pwm no da tiempo a tomar las 4 medidas del
 * ADC. Por tanto, se van seleccionando qudos medidas se hacen con
 * alternando entre valor 0 y 1 de "elegirmedidas".
 */
static int elegirmedidas = 0;

```

```

// -----
// ----- FUNCIONES -----
// -----

void inicializarPWM(unsigned int bit_map, unsigned int frecuencia)
{
    P1TCONbits.PTSIDL = 0; // Continuar funcionando en modo suspensión
    P1TCONbits.PTOPS = 0; // Postescalado: 1:1 (aumentar el tiempo entre
interrupciones)
    P1TCONbits.PTCKPS = 0; // Preescalado: 1:1
    P1TCONbits.PTMOD = 3; // Modo de funcionamiento: Interrupciones en
semiperiodo
    PWM1CON1 = 0x0700; // Pares de pines independientes y deshabilitados como
MCPWM

    // Se configuran los bits de "override" para que se conecte la salida del
// generador de PWM con las salidas correspondientes del puerto B.
    if(bit_map & (1<<15)){ // PWM1L1
        P1OVDCONbits.POVD1L = 1;
    }
    if(bit_map & (1<<14)){ // PWM1H1
        P1OVDCONbits.POVD1H = 1;
    }
    if(bit_map & (1<<13)){ // PWM1L2
        P1OVDCONbits.POVD2L = 1;
    }
    if(bit_map & (1<<12)){ // PWM1H2
        P1OVDCONbits.POVD2H = 1;
    }
    if(bit_map & (1<<11)){ // PWM1L3
        P1OVDCONbits.POVD3L = 1;
    }
    if(bit_map & (1<<10)){ // PWM1H3
        P1OVDCONbits.POVD3H = 1;
    }
}

setFrecuencia(frecuencia);

// Factor de servicio inicial nulo
P1DC1 = 0;
P1DC2 = 0;
P1DC3 = 0;

    PWMCON2bits.IUE = 0; // Sincronizar el cambio de factor de servicio con el
periodo
    PWMCON2bits.OSYNC = 1; // Sincronizar cambios en las salidas a través de
OVDCON con el periodo
    PWMCON2bits.UDIS = 0; // Permitir la modificación del factor de servicio y
del periodo

    P1TCONbits.PTEN = 1; // Encender el módulo generador de PWM

    //Gestionar interrupciones a la CPU
    IPC14bits.PWM1IP = 3; //Prioridad de la interrupción
    IFS3bits.PWM1IF = 0; //Borramos flag de interrupción
    IEC3bits.PWM1IE = 1; // Habilitar interrupción

    //Gestionamos el convertidor ADC desde este driver
    inicializarADCPolling(0x23);
}

void setFrecuencia(unsigned int frecuencia)
{
    unsigned long ul_ptper;
    unsigned char uc_preescalado = 0;
    unsigned long frecuenciax2 = 0;
    /* Esta variables es necesaria porque en el modo PTMOD = 3 (interrupci
*
a mitad del pero del PWM) hay que calcular P1TPER con el doble
* de frecuencia. Por tanto, es necesaria una variable de tipo LONG para
* evitar el desborde.
*/
}

```



```

do {
    // PTPER = FCY * PREESCALADO * Periodo - 1 (max. 32767)
    if (P1TCONbits.PTMOD==0)
        ul_ptper = (unsigned long) (FCY/frecuencia)/(1 << 2*uc_preescalado) - 1;
    else
        frecuenciax2 = (unsigned long) 2*frecuencia;
        ul_ptper = (unsigned long) (FCY/(frecuenciax2))/(1 << 2*uc_preescalado)
- 1;

    uc_preescalado++;
} while (ul_ptper > 32767 && uc_preescalado <= 3);

if (ul_ptper > 32767)
    ul_ptper = 32767;

P1TCONbits.PTCKPS = uc_preescalado - 1;
P1TPER = ul_ptper & 0x7FFF;
}

// -----

void setDcPWM(unsigned int bit_map, unsigned int dc)
{
    unsigned int pldcx;

    if (dc > 10000){
        dc = 10000;
    }
    // PTPER se multiplica por 2 porque un DC igual al
    // periodo implica un factor de servicio del 50%.
    pldcx = (unsigned int) (2L*PTPER*dc/10000);

    if(bit_map & ( (1<<15)|(1<<14) )){ // se desea modificar el dc de un pin del
        // canal 1
        P1DC1 = pldcx;
    }
    if(bit_map & ( (1<<13)|(1<<12) )){ // se desea modificar el dc de un pin del
        // canal 2
        P1DC2 = pldcx;
    }
    if(bit_map & ( (1<<11)|(1<<10) )){ // se desea modificar el dc de un pin del
        // canal 2
        P1DC3 = pldcx;
    }
}

// -----

void activarPWM(unsigned int bit_map)
{
    int n;

    for (n=15;n>9;n-=2){ // Recorremos los bit cuyas salidas pueden tener PWML
        if(bit_map & (1<<n)){
            PWM1CON1 |= ( 1<<((15-n)>>1) );
        }
    }
    for (n=14;n>9;n-=2){ // Recorremos los bit cuyas salidas pueden tener PWML
        if(bit_map & (1<<n)){
            PWM1CON1 |= ( 1<<(((14-n)>>1)+4) );
        }
    }
}

void desactivarPWM(unsigned int bit_map)
{
    int n;

    for (n=15;n>9;n-=2){ // Recorremos los bit cuyas salidas pueden tener PWML
        if(bit_map & (1<<n)){
            PWM1CON1 &= ~( 1<<((15-n)>>1) );
        }
    }
}

```

```
for (n=14;n>9;n-=2){ // Recorremos los bit cuyas salidas pueden tener PWML
    if(bit_map &(1<<n)){
        PWM1CON1 &= ~( 1<<(((14-n)>>1)+4) );
    }
}
}
/*
 * Como el PWM genera ruido, en la interrupcion del PWM(entre flancos),
 * leemos el valor ADC
 */
/*uint16_t leerpotenciometro(void)
{
    return medidapotenciometro;
}*/
uint16_t leerposicion(void)
{
    return medidaposicion;
}
uint16_t leertension(void)
{
    return medidatension;
}
uint16_t leerPPG(void)
{
    return medidaPPG;
}
void __attribute__((interrupt(no_auto_psv)))_MPWM1Interrupt(void){
    if(elegirmedidas){
        //medidapotenciometro=leerADCPolling(potenciometro);
        medidaPPG = leerADCPolling(PPG);
    }else{
        medidaposicion=leerADCPolling(posicion);
        medidatension=leerADCPolling(tension);
    }
    elegirmedidas ^= 1; //alternar valor entre 0 y 1
    IFS3bits.PWM1IF = 0; //Borramos flag de interrupcion
}
```

Módulo principal (main.c)

A continuación, se presenta el archivo main.c utilizado para el ensayo final de medida de presión arterial:

```

/**
 * @file    main.c
 *
 * @author  Carlos Martin Parages, Felipe Gil Borrallo
 *
 * @version 1.1
 *
 * @date    5/7/2018
 *
 * @brief   Ensayo de medida de tensi rterial. TFM 2018
 */

#include "config.h"
#include "adc.h"
#include "idle.h"
#include "pwm.h"
#include "pwm2.h"
#include "uart.h"
#include <xc.h>
#include <stdio.h>
#include "Interpolarpresion.h"

#define Ts 200 // en decimas de ms
#define Kp 1

#define PIN_PWM 1<<10 //RB10    -> PWM oclusi 
#define FREC_PWM 60000 //60kHz    -> PWM oclusi 
#define PIN_LED 1<<9 //RB11    -> PWM LED PPG
#define FREC_LED 6000 //6kHz    -> PWM LED PPG
#define PULSADOR 1<<2 //RB2    -> inicio ciclo de medida
#define INC_FUERZA 5 //velocidad de variacion del dc value del PWM oclusi 

int main(void) {

    /*maquina de estados para efectuar medida de tension:
     * 0: espera pulsador
     * 1: efectuando medida: aumentando presion
     * 2: efectuando medida: manteniendo (10 seg)
     * 3: efectuando medida: reduciendo presion
     */
    int estado = 0;

    //medidas analogicas
    uint16_t posicion=0;
    uint16_t tension=0;
    uint16_t PPG = 0;
    //mensaje UART
    char msg[35];

    int dcValue=0; //duty cycle del PWM de oclusi     float fuerza = 0; //Fuerza
en N
    //variables para detecc e flanco del pulsador
    int puls_ant = 0;
    int puls_act = 0;
    uint16_t conteE2=0; //contador para el estado 2
    uint16_t LIM_E2 = 0; //limite del contador que depende de Ts

    //inicializar perifericos
    inicializarReloj();
    inicializarPWM((PIN_PWM),FREC_PWM); //oclusion
    inicializarPWM2(PIN_LED,FREC_LED); //PPG
    inicializarTareaIdle(Ts);
    inicializarUART(115200);
    TRISB |= PULSADOR; //definir pin del pulsador como entrada

```

```

activarPWM((PIN_PWM)); //oclusion
activarPWM2(PIN_LED); //PPG
setDcPWM2(PIN_LED,5000);
setDcPWM((PIN_PWM), dcValue);
sprintf(msg,"dcValue, fuerza, PPG\r");
putsUART(msg);
//valor de LIM_E2 para esperar 10s
LIM_E2 = 100000 / Ts;

while(1){

    switch(estado){
        case 0: //espera
            puls_ant = puls_act;
            puls_act = !(PORTB & PULSADOR);
            dcValue = 0;

            if(puls_ant != puls_act && puls_act){ //flanco
                estado = 1;
                dcValue = 5000;
                //a menos de este valor de dc no se aprecia fuerza
            }

            break;
        case 1: //efectuando medida de tension: permanezca en reposo
            setDcPWM(PIN_PWM, dcValue);
            dcValue += INC_FUERZA;
            if(dcValue >= 10000){
                estado = 2;
                contE2 = 0;
            }
            break;
        case 2: //esperar un breve periodo en maxima fuerza
            if(contE2 >= LIM_E2) estado = 3;
            contE2++;
            break;
        case 3: //liberar presion
            setDcPWM(PIN_PWM, dcValue);
            dcValue -= INC_FUERZA;
            if(dcValue <= 10) estado = 0;
            break;
        default:
            estado = 0;
    }
    posicion=leerposicion();
    tension=leertension();
    PPG = leerPPG();

    fuerza=Interpolarpresion(tension,posicion); //calcular la fuerza
    int dcValue2=dcValue/10;
    sprintf(msg,"%u,%.2f,%u\r",dcValue2, fuerza, PPG); //Serial-Oscilloscope
    //sprintf(msg,"$.2f %u; \n",fuerza, PPG); //SerialPortPlotter
    putsUART(msg);
    tareaIdle();
}
return 0;
}

```

DOCUMENTO N°2

PLANOS

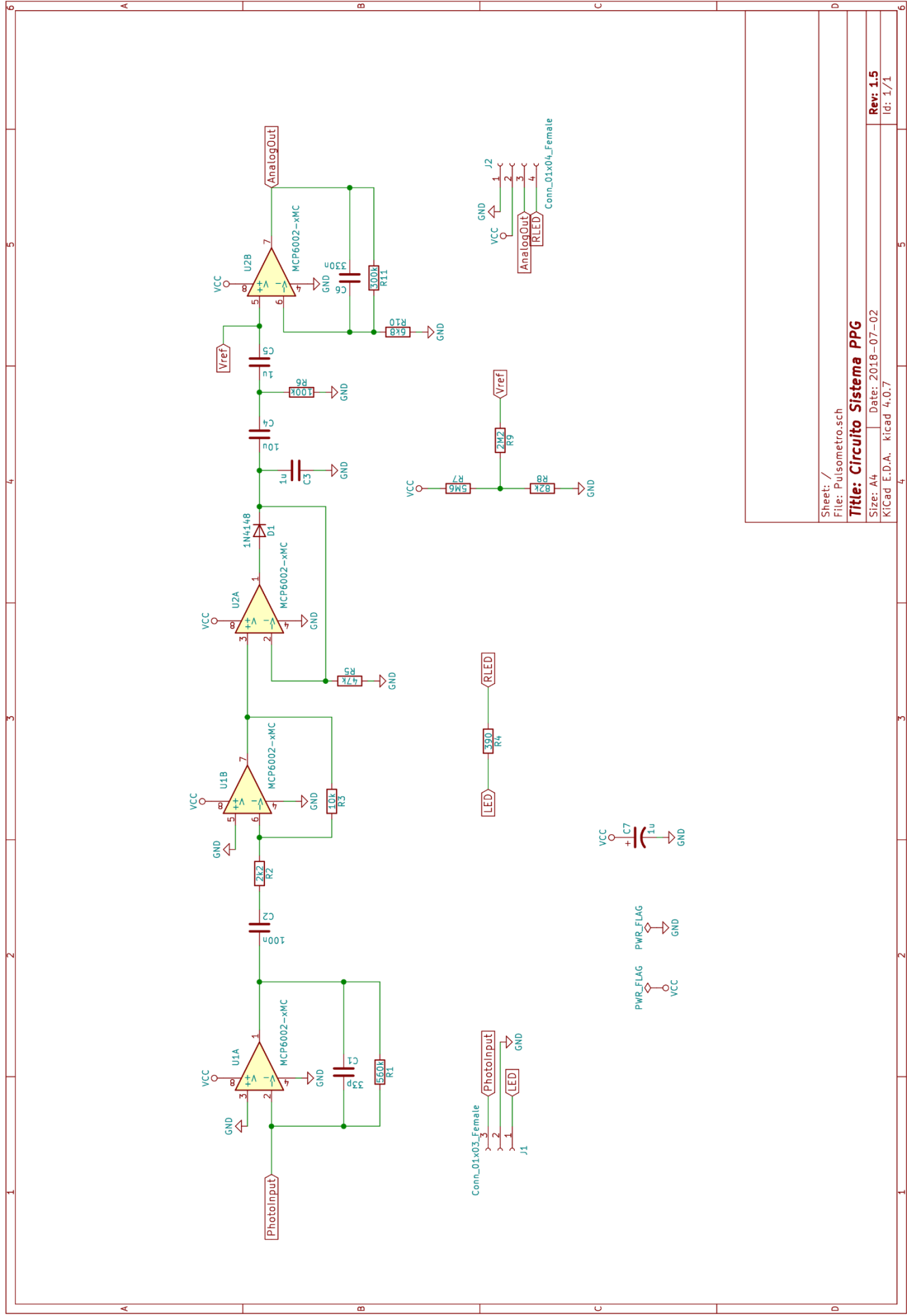
*Sistema de medida de presión arterial en dedos con
fotopletismografía: sistema PPG*

Autor: Felipe Gil Borrallo

Director: Romano Giannetti

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

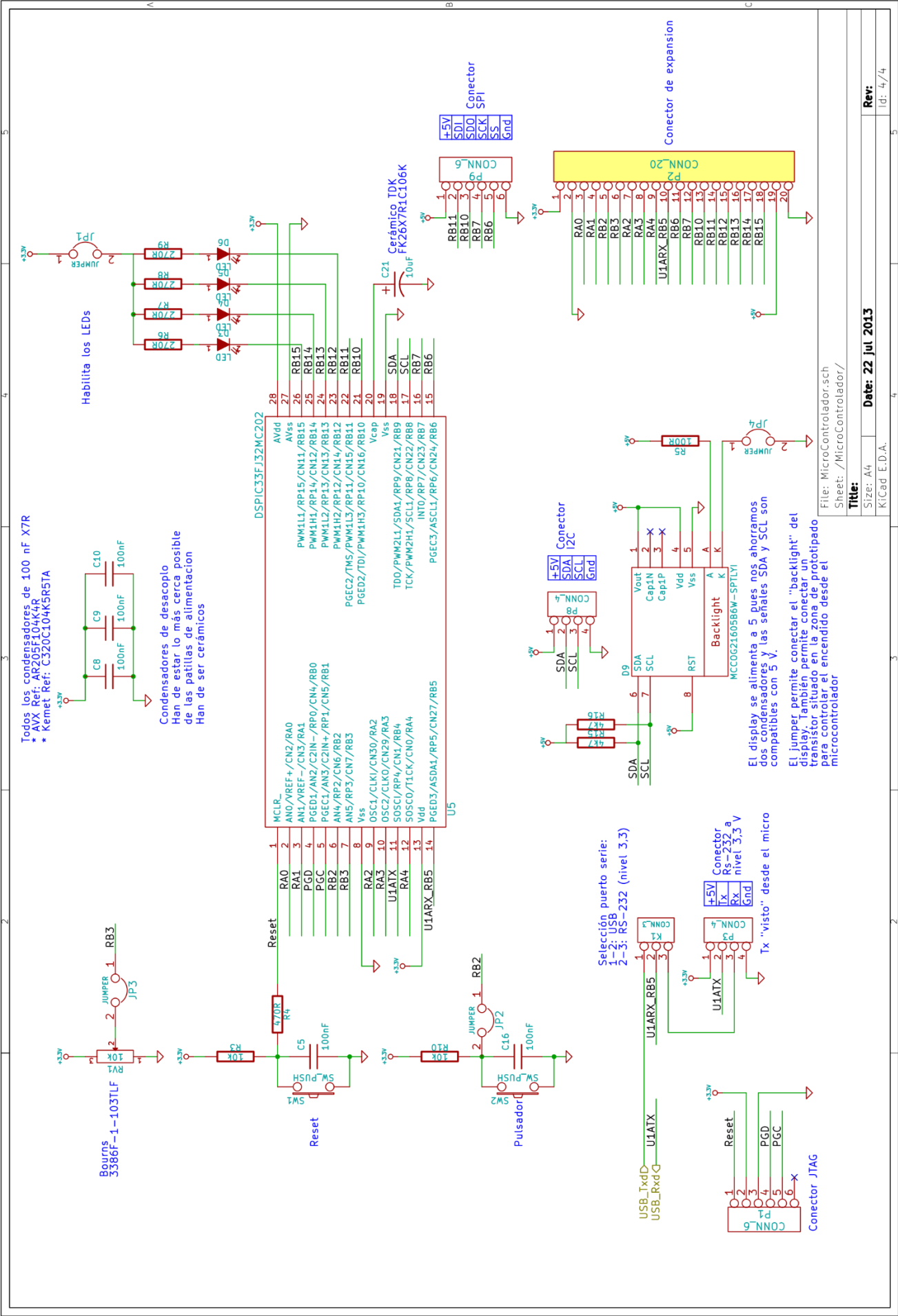
PLANO N°1
ESQUEMA DEL CIRCUITO DESARROLLADO



Sheet: /
 File: Pulsometro.sch
Title: Circuito Sistema PPG
 Size: A4 Date: 2018-07-02
 KiCad E.D.A. kicad 4.0.7

Rev: 1.5
 Id: 1/1

PLANO N°2
MAPA DE DESARROLLO DE
LA PLACA PicTrainer



DOCUMENTO N°3

PRESUPUESTO

*Sistema de medida de presión arterial en
dedos con fotopletismografía: sistema PPG*

Autor: Felipe Gil Borrallo

Director: Romano Giannetti

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

Índice del presupuesto

<i>Capítulo 1</i>	<i>MEDICIONES</i>	<i>3</i>
<i>Capítulo 2</i>	<i>PRECIOS UNITARIOS</i>	<i>5</i>
<i>Capítulo 3</i>	<i>SUMAS PARCIALES</i>	<i>7</i>
<i>Capítulo 4</i>	<i>PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL</i>	<i>9</i>

Capítulo 1 MEDICIONES

En este capítulo se enumeran los elementos del proyecto que suponen un coste económico.

MATERIAL

Elemento	unidades
Amplificador operacional MCP6002	2
Condensadores de papel	10
Condensadores electrolíticos	5
Resistencias Through-Hole	20
Diodo 1N4148	1
VSMD66694	2
BPW34	2
Placa PicTrainer	1
Placa PCB de prototipado	1
Microcontrolador dsPIC33FJ128MC802	1
Cableado y otros materiales auxiliares	

INSTRUMENTACIÓN

Aparato	Horas de uso
Ordenador personal	300
Fuente de alimentación KAISE DF1731SB5A	200
Generador de señales PROMAX GF-232	100
Multímetro digital PROMAX	50
Osciloscopio Tektronix TDS210	200
Soldador lápiz	50
Cables, sondas	200

INGENIERÍA

Tarea	Tiempo (horas)
Búsqueda de bibliografía	100
Pruebas previas al diseño	30
Simulación de circuitos	40
Pruebas en protoboard	100
Integración del sistema	100
Redacción documentación	80
Total	450

Capítulo 2 PRECIOS UNITARIOS

En este capítulo se presentan los costes unitarios de cada elemento del proyecto.

MATERIAL

Elemento	precio unitario (€)
Amplificador operacional MCP6002	0,357
Condensadores de papel	0,1533 ¹
Condensadores electrolíticos	0,2455
Resistencias Through-Hole	0,085 ¹
Diodo 1N4148	0,02
VSMD66694	0,52
BPW34	1,06
Placa PicTrainer	30
Placa PCB de prototipado	1
Microcontrolador dsPIC33FJ128MC802	6,35

INSTRUMENTACIÓN

Aparato	precio (€)
Ordenador personal	400
Fuente de alimentación KAISE DF1731SB5A	200
Generador de señales PROMAX GF-232	600
Multímetro digital PROMAX	100
Osciloscopio Tektronix TDS210	200
Soldador lápiz	50
Cables, sondas	40

	Coste (€/hora)
Ingeniería	25

¹ Precio medio ponderado de los componentes utilizados

Capítulo 3 SUMAS PARCIALES

En este capítulo se calcula el coste de cada uno de los sub-apartados de coste definidos anteriormente.

MATERIAL

Elemento	precio unitario (€)	unidades	subtotal (€)
Amplificador operacional MCP6002	0,357	2	0,72
Condensadores de papel	0,1533	10	1,54
Condensadores electrolíticos	0,2455	5	1,23
Resistencias Through-Hole	0,085	20	1,7
Diodo 1N4148	0,02	1	0,02
VSMD66694	0,52	2	1,04
BPW34	1,06	2	1,06
Placa PicTrainer	30	1	30
Placa PCB de prototipado	1	1	1
Microcontrolador dsPIC33FJ128MC802	6,35	1	6,35
Cableado y otros materiales auxiliares	-	-	5

Total MATERIAL 49,66

INSTRUMENTACIÓN

Aparato	Precio	Horas de uso	Uso anual típico	Amortización anual	Coste (€)
Ordenador personal	400	300	1500	20%	16
Fuente de alimentación KAISE DF1731SB5A	200	200	1000	20%	8
Generador de señales PROMAX GF-232	600	100	800	20%	15
Multímetro digital PROMAX	100	50	800	20%	1,25
Osciloscopio Tektronix TDS210	200	200	1000	20%	8
Soldador lápiz	50	-	-	-	50
Cables, sondas	40	200	1000	10%	0,8

Total INSTRUMENTACIÓN 99,05

INGENIERÍA

Tarea	Tiempo (horas)	Coste (€/hora)	Subtotal (€)
Búsqueda de bibliografía	100	25	2.500
Pruebas previas al diseño	30	25	750
Simulación de circuitos	40	25	1.000
Pruebas en protoboard	100	25	2.500
Integración del sistema	100	25	2.500
Redacción documentación	80	25	2.000
Total INGENIERÍA			11.250

Capítulo 4 PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN

MATERIAL

PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO	
ELEMENTO	Subtotal (€)
Material	49,66
Instrumentación	99,05
Ingeniería	11.250
Total	11.398,71

Asciende el Presupuesto de Ejecución Material del proyecto SISTEMA DE MEDIDA DE PRESIÓN ARTERIAL EN DEDOS CON FOTOPLETISMOGRAFÍA: SISTEMA PPG a la cifra de **once mil trescientos noventa y ocho euros con setenta y un céntimos**.

En Madrid, a 16 de julio de 2018.



Firmado: Felipe Gil Borrallo. Autor del proyecto.