

## DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ABIERTO DE PULSIOXIMETRÍA

Autor: Roque Belda García

Con este Trabajo de Fin de Grado, se pretende ahondar en el funcionamiento de un pulsioxímetro, a modo de introducción en el inmenso campo de la ingeniería biomédica, una disciplina que pone a la ingeniería al servicio de la medicina para desarrollar nuevas herramientas y métodos que permitan mejorar la calidad de vida de las personas.

Mediante un caso práctico como es el diseño e implementación de un pulsioxímetro que nos permita obtener la cantidad de oxígeno en sangre ( $SpO_2$ ) y la curva pletismográfica pretendemos además desarrollar los conocimientos obtenidos durante el Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática.

Nos centraremos principalmente en el diseño de esquemáticos, haciendo uso de distintas herramientas de simulación que nos permitan evaluar nuestros diseños, para posteriormente realizar un PCB (placa de circuito impreso) lo que nos facilitará la fabricación de un prototipo para su posterior análisis y calibración.

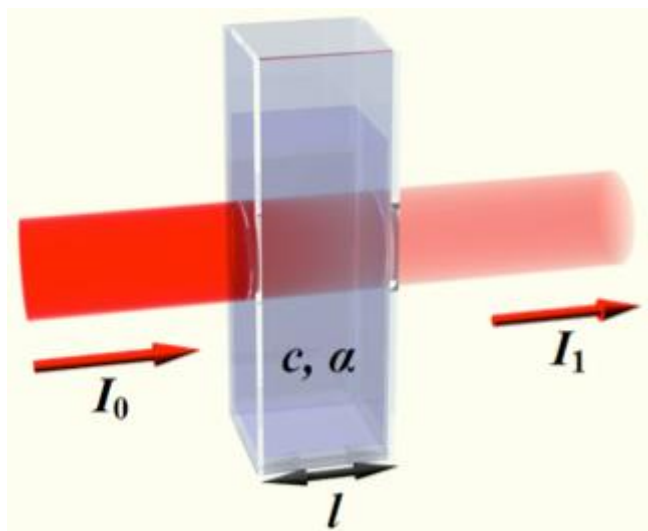
### SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

La saturación de oxígeno en sangre ( $SpO_2$ ) es el parámetro que se utiliza para expresar la cantidad de hemoglobina oxigenada ( $HbO_2$ ) respecto al total ( $HbO_2 + Hb$ ) que hay presente en el cuerpo de un ser vivo. En otras palabras, describe el grado de capacidad de transporte de oxígeno en sangre.

La  $SpO_2$  no es una medida absoluta sino que se trata de una fracción porcentual de todas las moléculas de hemoglobina (Hb) que transporta oxígeno en la sangre arterial. En la sangre humana encontramos principalmente dos tipos de hemoglobina: la oxihemoglobina, que transporta fundamentalmente el  $O_2$  hasta los tejidos ( $HbO_2$ ), y la desoxihemoglobina o Hb reducida (HHb), es decir, aquella que no está saturada en su totalidad, encontrándose fundamentalmente en la sangre venosa. La HHb se transforma en  $HbO_2$  en los pulmones al saturarse por completo de oxígeno.

En condiciones normales, la saturación de  $O_2$  en sangre arterial es del 95-100% y es proporcional a la  $PaO_2$  que corresponde a la presión parcial de  $O_2$  disuelto en el plasma.

## PULSIOXIMETRÍA



La técnica utilizada para determinar la saturación de oxígeno en sangre mediante la pulsioximetría se conoce como espectrofotometría. Esta técnica es utilizada para la determinación de la cantidad de energía radiante que absorbe o transmite un sistema químico en función de la longitud de onda. Este constituye el método de análisis óptico más usado en investigaciones químicas y bioquímicas.

FIGURA 0.1 ESQUEMA ESPECTROFOTOMETRÍA

Este método consiste en medir la cantidad de luz absorbida como función de la longitud de onda utilizada para irradiar una muestra. La muestra absorbe parte de la radiación incidente de radiación ultravioleta y visible y promueve la transición del analito<sup>1</sup> hacia un estado excitado, transmitiendo así un haz de menor energía radiante.

Para determinar la cantidad de luz absorbida por un cuerpo se recurre a la Ley de Beer que afirma que esta absorción depende de la concentración de la solución. Así como a la Ley de Lambert que enuncia que la cantidad de luz absorbida depende de la distancia recorrida por la luz.

La pulsioximetría es la oximetría realizada en vivo, y mide la Saturación de oxígeno en sangre mediante la emisión de luz de diodos (LED), los cuales emiten un haz de luz de dos longitudes de onda diferente, y la lectura a través de un foto sensor colocando un dedo de la mano entre ambos. El sensor mide la cantidad de luz absorbida por la sangre. Este método permite diferenciar la HbO<sub>2</sub> de la Hb en un vaso arterial y posteriormente determinar la SpO<sub>2</sub>.

La utilización de dos longitudes de onda diferentes se debe a que la hemoglobina cuando no está oxigenada absorbe más luz roja (600 a 750 nm), y cuando lo está, absorbe en más cantidad en la región infrarroja (850 a 1000 nm).

Para la medición de la cantidad de oxígeno mediante pulsioximetría se precisa de un sensor en forma de pinza, este emite un haz de luz roja y otra infrarroja que se refleja

<sup>1</sup> Componente de interés analítico de una muestra

en la piel del pulpejo del dedo. Las longitudes de onda suelen estar en un rango de 630-660nm para el rojo y en un rango de 800-940 nm para el infrarrojo. Se escogen estas longitudes debido a que obtenemos una mayor absorción del espectro luminoso por parte de la hemoglobina. Este sensor está equipado con un fotodiodo que mide la cantidad de luz absorbida por la oxihemoglobina circulante del paciente.

## SISTEMA PROPUESTO

Como ya hemos mencionado el objetivo de este proyecto será el de diseñar y fabricar un pulsioxímetro de pequeños tamaños capaz de realizar mediciones del espectro de oxígeno en sangre ( $SpO_2$ ), mostrar la curva pletismográfica y a partir de estos datos obtener el pulso cardíaco. Estos datos serán mostrados en una pequeña pantalla LCD de un tamaño aproximado de dos pulgadas. El dispositivo contará además con un pequeño microcontrolador que realizará las tareas de control y adquisición de datos, lo que nos permitirá descargar el histórico de las mediciones en nuestro ordenador o tablet.

### Componentes principales

- **Led Rojo (660 nm):** esta longitud de onda se verá más absorbida en periodos con alto nivel de hemoglobina.
- **Led IR (950nm):** al contrario que en el anterior esta longitud de onda de onda no se verá tan afectada con niveles altos de hemoglobina.
- **Fotodiodo:** Constituye el sensor principal de este dispositivo. Recogerá la luz emitida por ambos LED y reflejada en el dedo. Nos devolverá las variaciones de la cantidad de oxígeno en la sangre en variaciones de intensidad.
- **Pantalla LCD:** nos permitirá mostrar el valor del  $SpO_2$ , del pulso cardíaco y graficar la curva pletismográfica. Se comunicará con el microcontrolador mediante comunicación I2C.
- **Microcontrolador:** realizará las tareas de control, adquisición de datos y comunicación con otros dispositivos.

### Acondicionamiento y control

Para el control de los disparos de los LEDs se diseñará un pequeño circuito a modo de drivers que nos permitirá ajustar la corriente en el cátodo con el objetivo de aumentar o disminuir la intensidad luminosa, esto permitirá calibrar el dispositivo para que se ajuste con precisión a los diferentes pacientes.

Por otro lado será necesario acondicionar la señal obtenida del fotodiodo, amplificando y filtrándola para eliminar las frecuencias indeseadas. Para ello se diseñará un pequeño circuito que junto con el mencionado anteriormente conformará una sola placa.

## CIRCUITO DE EXCITACIÓN DE LEDS

Para nuestro diseño final optamos por la implementación de dos circuitos independientes (uno para cada Led), con control de corriente en el cátodo mediante fuente de corriente regulada por PWM.

El tipo de transistor elegido para la conmutación es Mosfet de canal P, debido a que presenta mejores características frente a los BJT, como la corriente que soporta o la velocidad de conmutación. Proponemos el uso del BS250, un transistor Mosfet de baja potencia pero que cumple con bastante margen todas nuestras necesidades.

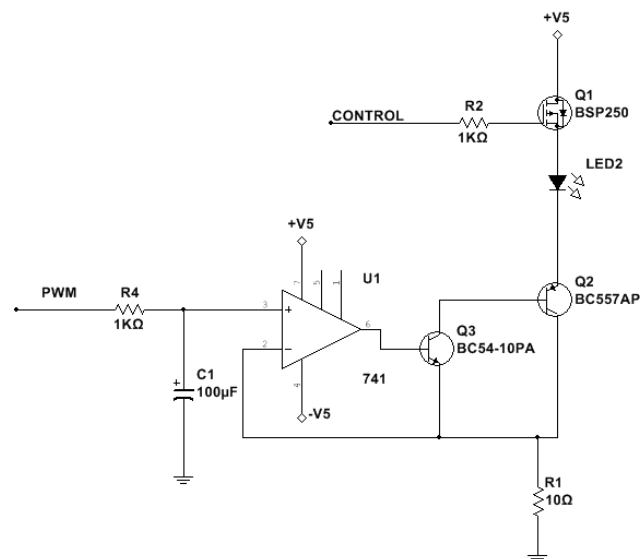


FIGURA 0.2 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL CONTROL DE LEDS

El uso de condensadores en el filtro nos limita el tiempo de respuesta de la fuente de corriente, debido a que el tiempo transitorio de carga del condensador es grande en comparación con la frecuencia de disparo de los leds (1 kHz). Además los LEDs Rojo e IR tienen una características distintas por lo cual requerirán diferentes corrientes, por lo que cuando en cada conmutación, en el cambio de LED, se requerirá un cambio de corriente, sin embargo la limitación debido al tiempo de carga del condensador impedirá que usemos una sola fuente de corriente para ambos Leds, siendo este el motivo del uso de dos circuitos independientes para la excitación de los LEDs.

## ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

La señal eléctrica obtenida a la salida del OPT101 se corresponde con la variación de intensidad luminosa producida por el disparo alternado de los dos LEDs que componen nuestro dispositivo. Esta señal contendrá componentes no deseados como ruido, y además deberá ser acondicionada para poder ser muestreada a través del ADC de nuestro microcontrolador. Esta señal contendrá un valor constante de corriente continua y sobre esta señal de corriente alterna de unos pocos mV que se corresponderá con el aumento de la cantidad de oxígeno en la sangre y deberá ser amplificada de modo que utilicemos el mayor rango posible del conversor ADC para obtener una señal digital con la mayor resolución posible.

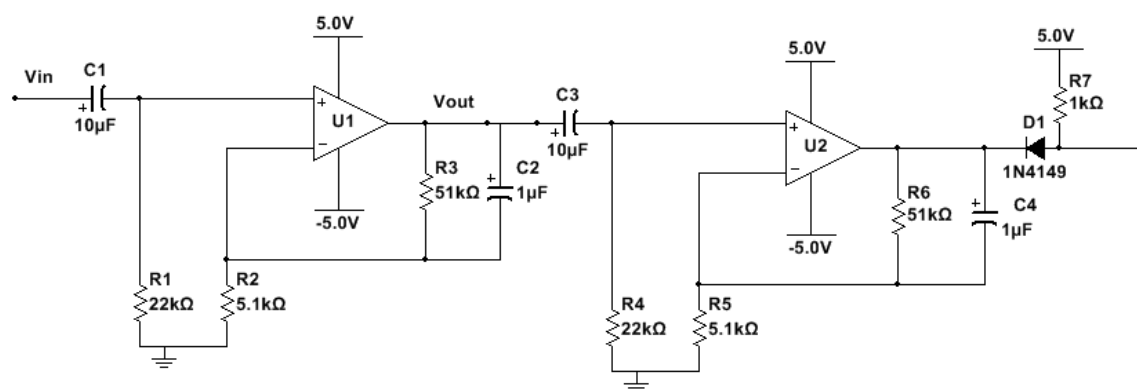


FIGURA 0.3 CIRCUITO ANALÓGICO PROPUESTO

La implementación de un filtro paso banda en doble etapa nos permitirá eliminar las componentes en frecuencias no deseada de nuestra señal. Este filtro otorgará además ganancia a la señal que sumada a la aportada por el amplificador de transimpedancia incluido en el OPT101, aportará toda la ganancia necesaria para conseguir que el nivel de potencia sea mayor a la sensibilidad del microcontrolador. El conversor ADC trabaja en un rango de 0 a 5 V por lo que el objetivo será que nuestra señal trabaje en un rango lo más parecido a este sin sobrepasar esos límites, gracias a esto podremos muestrear la señal digitalmente a la salida del circuito.

## DESARROLLO SOFTWARE

Para el procesamiento de los datos y el cálculo del  $SpO_2$  y el ritmo cardiaco hemos optado finalmente optar por uso de Labview. Este es un programa que nos permite desarrollar software de forma fácil e intuitiva de forma gráfica a través de bloques. Esto nos permitirá representar de forma muy visual los datos obtenidos por el microcontrolador.

El microcontrolador sin embargo estará programado utilizando el IDE de Arduino, y enviará los datos vía puerto serie al ordenador donde serán procesados e interpretados por el programa implementado en Labview.

## CONCLUSIONES

El diseño propuesto nos proporciona una señal de la onda pletismográfica con una resolución bastante buena y sin gran cantidad de ruido. Además nos permite controlar de forma independiente la intensidad de cada uno de los diodos para que se ajuste de la forma más adecuada a las características del dedo del paciente.

El diseño de la sonda prototipada a través de impresión 3D nos permite la realización de medidas de forma más segura. Se ha propuesto también diferentes esquemas y alternativas a los diseños de modo que se puedan conseguir los componentes de forma sencilla y a un bajo coste.

Además para llegar a estos diseños se han estudiado los principios fisiológicos sobre los que se basa la pulsioximetría, y los cuales se han resumido y explicado en esta memoria.



FIGURA 0.4 PIEZAS PARA Sonda DE MEDIDA

Por tanto podemos concluimos que se ha realizado un amplio estudio en campos multidisciplinares, y que esta memoria constituye un manual para futuros estudiantes o makers que quieran iniciarse en el campo de la ingeniería biomédica.

Sin embargo hay que destacar que el diseño fruto de este trabajo es exclusivo para uso educativo, para comprender los principios teóricos y prácticos de la pulsioximetría y no pretende equipararse en ningún momento a un modelo comercial. Por esto estos diseños no deben usarse para el uso médico dado que no se garantizar su precisión ni operatividad. Los pacientes que necesiten el uso de este tipo de dispositivos deben adquirir modelos homologados por las instituciones pertinentes.