



Universidad  
de La Laguna

Escuela Técnica Superior de  
Ingeniería Civil e Industrial

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

## **TRABAJO DE FIN DE GRADO**

**Título:** Diseño e Implementación de un Pulsioxímetro

**Autor:** Carlos Borbonés Acosta

**Tutor:** Jonay Tomás Toledo Carrillo

# INDICE

<b>1. Introducción y objetivos</b>	<b>03</b>
<b>2. Conocimientos Previos</b>	<b>07</b>
2.1. Funcionamiento teórico de un Pulsioxímetro	08
2.2. Desarrollo del prototipo	11
2.2.1. Arduino	12
<b>3. Trabajo Desarrollado</b>	<b>16</b>
3.1. Primeras pruebas y primer prototipo	17
3.2. Segundo Prototipo	20
3.3. Tercer Prototipo	24
3.4. Software del prototipo final	29
3.5. Post-Prototipo	38
3.6. Circuito conmutador y amplificador de AC	41
<b>4. Resultados</b>	<b>46</b>
<b>5. Conclusiones y líneas abiertas</b>	<b>48</b>
5.1. <i>Conclusions and open lines</i>	49
5.2. Resumen Final	50
5.3. <i>Abstract</i>	50
<b>6. Bibliografía</b>	<b>51</b>
<b>Anexos</b>	<b>52</b>

# 1. Introducción y objetivos

El documento aquí presente, constituye el informe perteneciente al Trabajo de Fin de Grado propuesto por el alumno responsable del mismo, Carlos Borbonés Acosta, del grado de Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, para la implementación y desarrollo de un dispositivo de medición de saturación de oxígeno en sangre y ritmo cardiaco, o pulsioxímetro.

El objetivo del proyecto consiste en llevar a la práctica los fundamentos teóricos biomédicos para construir un dispositivo capaz de realizar las mediciones pertinentes de saturación y ritmo cardiaco. El proyecto estudia la viabilidad de la construcción de dicho dispositivo, su utilidad real, y su funcionamiento práctico. El objetivo último del dispositivo sería servir de apoyo para deportistas de apnea (buceo a pulmón libre), sirviendo como un indicador fiable del nivel de oxígeno en sangre, permitiendo alertar al deportista en caso de que hubiera irregularidades de las que él no se haya percatado.

Su implantación (de ser viable) permitiría tener una referencia objetiva personalizada que indicará de forma realista los niveles de saturación de oxígeno, con el fin de dar indicaciones orientativas al deportista, y en caso de accidente, como un mareo o un shock, pudiese activarse alguna medida de seguridad que permitiese al deportista salir ileso, o al menos no perder la vida. Una de las causas más comunes de muerte por ahogamiento viene derivada de una hipoxia. La hipoxia es la privación de un suministro de oxígeno por un tiempo prolongado, y produce desde mareos, fatiga, náuseas, y otros síntomas que varían según lo rápido que se propaguen sus efectos y la gravedad del caso, que empeora con la presión. En últimos términos, la hipoxia lleva al convulsiones, al coma, y eventualmente el cuerpo se pone cianótico (coloración azulada característica de la falta de oxígeno) y se produce la muerte.

Dado que los deportistas de apnea se entrenan tanto en aguante como en profundidad, llega un punto en el que los grandes profesionales de este deporte, alcanzan profundidades abisales, de en algunos casos más de 100 metros de profundidad. Para estas situaciones, un deportista entrenado conoce sus límites, sin embargo, el cuerpo humano no se comporta siempre de la misma manera, y factores externos e internos de todo tipo, pueden afectar en las capacidades del mismo. Llegado el momento, el deportista puede no ser consciente de su estado, no darse cuenta de su límite, o bien pudiera ser que fuese consciente pero lo ignorase por razones

personales. Para todas estas situaciones, así como para aquellos que están comenzando en este deporte, se plantea el diseño de este dispositivo.

En el mundo de este deporte, existen numerosos dispositivos como los ordenadores de buceo (también llamados Aladines) de marcas como Uwatec, Mares, Scubapro, etc. que permiten al deportista conocer numerosos datos de su inmersión, desde la profundidad, la presión, el tiempo de descompresión, y otros datos en función de la calidad, complejidad, y nivel de integración con el resto del equipamiento deportivo (como el nivel de oxígeno restante en la botella para buceadores). Sin embargo, pese a que el ritmo cardiaco es algo que muchos dispositivos comerciales permiten mostrar, la saturación de oxígeno en sangre en tiempo real, con un nivel de fiabilidad suficiente, no es algo que esté disponible para estos deportistas.

En términos de seguridad deportiva, si se piensa en un dispositivo que permita a los profesionales de la apnea conocer su zona de riesgo, o detectar de forma preventiva mareos, desvanecimientos, o falta de irrigación cerebral, entonces estás obligado a descartar numerosas invenciones existentes. Una de estas invenciones es un grupo de sensores ópticos que se colocan en los párpados, y detectan la frecuencia de pestañeo, y la revolución y trayectoria ocular, ya que se ha probado que cuando una persona está sufriendo una hipoxia, sus ojos comienzan a temblar y a desviarse de forma errática. El dispositivo descrito en este proyecto, pretende culminar los esfuerzos en materia de seguridad para este deporte, proporcionando una opción que con tiempo y dinero puede ser fiable, y que puede servir no solo como un indicador de ayuda, sino como el desencadenante de algún tipo de sistema de seguridad integrado en el traje o equipo del deportista, pudiendo salvar la vida de aquel que sufre un accidente consciente o inconscientemente. Para este propósito, han de tenerse en cuenta todos los posibles problemas y factores que influyen en el desarrollo de la actividad deportiva, en todas sus variantes, con todas las posibilidades que rodean al buceador.

De entre esos problemas asociados a las condiciones del buceador, aparece entre otros, la temperatura, ya que como deporte, la apnea se practica en cualquier parte del mundo, pudiendo pasar de las cálidas aguas de la zona ecuatorial, a las frías aguas de la costa europea, y el comportamiento del cuerpo humano a diferentes temperaturas es muy diferente e impredecible en algunas ocasiones. El principal aporte calorífico que tiene el agua del mar está representado por las radiaciones energéticas que le llegan del Sol. Su calor específico tiene un valor elevado en comparación con el calor específico de las demás sustancias

existentes en la superficie del planeta; esto confiere al mar una extraordinaria capacidad para almacenar calor y por esta propiedad puede actuar como un gigantesco moderador del clima. De este modo, se entiende por calor específico, en general, la cantidad de calor necesario para aumentar en un grado centígrado la temperatura de un gramo de agua. Esta gran capacidad de los océanos para conservar el calor permite que la temperatura sea más estable en el mar que en los continentes, siendo en aquél menos marcados sus cambios a través de las cuatro estaciones del año.

Otras fuentes de calor para el océano son: la energía solar reflejada por el cielo, el calor original del interior de la Tierra, el que se desprende de la desintegración radiactiva, y la energía derivada de los procesos químicos y biológicos que se realizan en el seno del océano. Las radiaciones solares que llegan a la superficie del mar penetran en su masa, alcanzando generalmente una profundidad promedio de cien metros, pero que puede extenderse hasta los mil metros. La penetración de estas radiaciones depende principalmente de la turbiedad, es decir, de la cantidad de materia sólida que se encuentra en suspensión. Conforme la profundidad aumenta van penetrando menos radiaciones, por lo que la temperatura disminuye. Por lo anterior, en la superficie del mar existe una capa de agua relativamente caliente, con una temperatura uniforme; esa capa puede extenderse de los 20 a los 200 metros de profundidad, dependiendo de las condiciones locales. Bajo ella existe una zona limítrofe en donde se presenta un rápido descenso de la temperatura, llamada termoclina, que divide a estas aguas superficiales, menos densas y menos salinas, de las aguas de las profundidades, más frías, densas y salinas.

En los océanos, las termoclinas no son bruscas ni están tan bien diferenciadas como ocurre en el agua dulce. En las aguas tropicales, la termoclina puede ocupar una profundidad entre 100 y 200 metros y ser relativamente estable durante el año. En las aguas templadas de las latitudes medias se localizan a un poco más de profundidad, siendo un fenómeno estacional que ocurre solamente durante la primavera y verano, y tiende a desaparecer en los mares polares en los que la temperatura de toda la columna de agua es baja. Si se presta atención entonces en estos datos, la mayor preocupación sería la adecuación del dispositivo a operar a una temperatura mínima de unos 5°C para garantizar su uso en la mayoría del globo, ya que teniendo en cuenta la temperatura de todos los océanos y las diferentes profundidades, se ha fijado la temperatura media del agua marina en 4°C con valores que van desde menos 2°C hasta 32°C. Para poder asegurar estas condiciones, sería preciso no obstante, realizar tests y

simulaciones en esas condiciones límite, para observar el ritmo cardiaco y los niveles de saturación de oxígeno.

Del mismo modo, la presión como tal es otro problema en sí mismo, no tanto para el buceador, como lo es para realizar las medidas. Esto tiene una explicación sencilla. A la hora de bucear con botella, se utiliza oxígeno cargado a aproximadamente 150 atmósferas de presión, que se va suministrando por el regulador, y controlando con el manómetro. Al ir descendiendo en el agua y la presión ir aumentando, el aire respirado de la botella a más presión ambiente también se ve comprimido. En este punto, existen unas tablas llamadas tablas de descompresión, que establecen la relación de tiempo que se puede pasar a una profundidad determinada, de forma que sea seguro. Cuando se superan esos valores de tiempo, el cuerpo se ha adecuado a la presión, y con ella, al oxígeno más comprimido. Cuando esto ocurre, se deben realizar unas paradas especificadas a diferentes profundidades camino a la superficie, que varían en tiempo según el que hayas pasado al límite. En estas paradas, el cuerpo se acostumbra a la presión, y el oxígeno comprimido que circula por el cuerpo se va adaptando a la nueva presión. Subir sin realizar una descompresión acarrea peligros graves, desde embolias, coma hasta la muerte. El motivo es que las burbujas de oxígeno en sangre se expanden debido a la reducción de presión, y pueden reventar los vasos sanguíneos, crear un bloqueo que suponga una parálisis o una embolia, o crear paradas cardiopulmonares que conlleven la muerte. En este sentido, la apnea como tal no acarrea este peligro, pues el aire y el oxígeno aspirado provienen de la superficie, por tanto, ya se comprime a la presión que sea, su volumen total siempre será el mismo que en la superficie, y por tanto la descompresión carece de sentido. Sin embargo, es importante de cara a las mediciones tener en cuenta los efectos de la presión sobre el volumen de oxígeno y su saturación en la sangre, por tanto es un factor que en el futuro deberá comprobarse de forma empírica gracias a la ayuda de una cámara hiperbárica, que es una habitación sellada que simula condiciones de presión adecuadas para, por ejemplo, realizar tareas de descompresión de emergencia sobre buceadores accidentados a gran profundidad.

## 2. Conocimientos previos

En el mundo médico, ya existen pulsioxímetros de diversas formas, tamaños y rangos de aplicación. Se pueden encontrar comercializados pequeños equipos con forma de pinza que permiten, aplicado sobre el dedo, saber el pulso y el porcentaje de oxígeno en sangre. También existen otras alternativas de mayor tamaño, como las costosas máquinas presentes en habitaciones de hospital y quirófanos, que gracias a una serie de sensores y almohadillas, recopilan todos esos datos de interés, mostrados en las pantallas para el uso del personal médico. Es precisamente en el campo médico, donde el pulsioxímetro ha encontrado su extensión máxima. Otro claro ejemplo es en el área de los niños o bebés, donde existe una variante del pulsioxímetro en forma de banda adhesiva acolchada, que se coloca en los pies del niño. Esta variante suele ser desechable tras su uso por razones higiénicas, donde es prioritario mantener unas condiciones de esterilidad. Sin embargo, pese a la extensión de su aplicación a día de hoy, no existe una versión compacta de este dispositivo, que pueda resistir grandes presiones y la inmersión en agua (dulce o salada). Con esta premisa, la idea de dispositivo que se detalla en este documento pretende cubrir parcial o totalmente estos objetivos, como que sea suficientemente pequeño como para no molestar al deportista, que sea fiable, que emita valores en tiempo real, que sea completamente sumergible, y que resista grandes presiones.



Figura 1 – Pulsioxímetro comercial tipo 1



Figura 2 – Pulsioxímetro comercial tipo 2

## 2.1 Funcionamiento teórico de un Pulsioxímetro

El trabajado desarrollado en este proyecto constituye un prototipo muy básico de funcionamiento, que busca funcionar al mismo nivel que los dispositivos profesionales, y su fin último es ser integrado en un sistema impermeable. Sin embargo, antes de comenzar a hablar sobre el diseño y los componentes que forman el diseño, se debe atender al fundamento teórico del sistema.

El SpO<sub>2</sub> o saturación porcentual de oxígeno en sangre es una medida de la cantidad de oxígeno fijado a las células de hemoglobina dentro del sistema circulatorio. En resumen, su lectura indica la cantidad de oxígeno transportado por las células rojas de la sangre. Como medida, el SpO<sub>2</sub> indica el grado de eficacia de un paciente en su respiración y lo bien que el oxígeno está siendo transportado a través del cuerpo. SpO<sub>2</sub> utiliza un porcentaje para indicar esta medida. La lectura promedio para un adulto normal, es de 96%.

El principio bajo el que opera el pulsioxímetro, es la absorción de luz por la hemoglobina. La Ley de Lambert explica que hay una relación exponencial entre la transmisión de luz a través de una sustancia y la concentración de la sustancia, así como también entre la transmisión y la longitud del cuerpo que la luz atraviesa. La luz absorbida por el tejido no pulsátil del cuerpo, como la uña, es constante (DC). Cuando la absorción deja de ser constante (AC) se habla de tejido sometido a la irrigación sanguínea y al carácter pulsátil de la misma. La parte correspondiente a AC apenas se corresponde con el 1-5% de la señal total obtenida en la medida. La alta frecuencia de los diodos LED permite que el nivel de absorción se pueda calcular varias decenas de veces por segundo, lo que entre otras cosas, permite reducir los efectos de movimiento y el ruido de la señal.

En lo que respecta a los diodos LED, hay que saber que la hemoglobina oxigenada reacciona de una forma determinada al paso de la luz a su través, mientras que la sangre con una saturación de oxígeno menor, reacciona de forma diferente. Para la práctica, se utilizan diodos LED de 660nm y 910nm, es decir, Rojo e Infrarrojo. La hemoglobina oxigenada permite pasar una mayor cantidad de luz roja, y absorbe más cantidad de luz infrarroja. Por el contrario la hemoglobina con una menor saturación de oxígeno, permite pasar una mayor cantidad de luz infrarroja, mientras que absorbe más la luz roja.

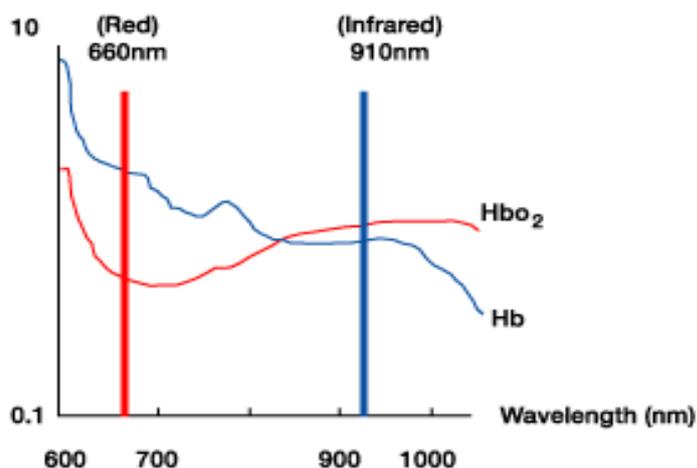


Figura 3 – Relación de absorciones de luz roja e infrarroja por la hemoglobina

A la hora de comparar los gráficos de absorción de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada, es interesante hablar del Punto Isobéptico, que es aquel punto de un espectro de absorción, donde para dos sustancias o muestras, el nivel de absorción es el mismo sin importar el grado de saturación o la densidad de las mismas. Para el caso de la hemoglobina este punto se sitúa en torno a los 840nm.

Basados en este principio, se utilizan LEDs de ambas longitudes de onda, y un sensor que recogerá la luz que consigue pasar a través de la hemoglobina. Hay varios tipos de sensor de luz, que pueden ser de varios tipos como fotorresistivo, fotodiodo, CMOS, etc. En nuestro caso, se utilizará un convertidor de luz a voltaje, el TSL13Srs, en cuyo interior se encuentra un fotodiodo y un amplificador de transconductancia. Este componente transforma el nivel de luz recibido en un voltaje de entre 0V y 5V. Para llevar a cabo las mediciones, se debe situar alrededor de una zona rica en sangre del cuerpo, que permita pasar la luz de forma parcial, siendo casi imperativo que el sensor y las fuentes de luz estén en lugares opuestos, para maximizar el flujo lumínico entre ambos, evitando el mayor número de obstáculos y fuentes de ruido. El lugar más utilizado para realizar las mediciones es un dedo de la mano, ya que proporciona una superficie aislada, con una opacidad a la luz relativamente baja, y tiene una concentración aceptablemente alta de sangre, sobretodo bajo presión. De esta forma, situando en la uña la fuente de luz, y en la yema del dedo directamente en la trayectoria de la luz el sensor, se podrán tomar medidas. Cuando la luz atraviesa el dedo, el sensor recoge los diferentes valores de luz, que irán variando con el tiempo y la frecuencia cardiopulmonar del usuario.

Todos los tejidos del cuerpo absorben luz en mayor o menor grado. La luz absorbida únicamente por la sangre se puede calcular observando el cambio en el nivel de luz a medida que el corazón genera pulsaciones que hacen a la sangre recorrer venas y arterias. En un osciloscopio, con el circuito final en pleno funcionamiento, debería ser observable a simple vista el nivel de voltaje de la señal oscilando levemente con los pulsos del corazón.

De esta forma, el área de mínima absorción lumínica pertenecerá a la sangre, suponiendo poco más del 1% de la absorción total de luz, y se corresponderá como se dijo anteriormente con la componente AC de la señal. Sabiendo la cantidad de AC y DC generada en la absorción lumínica de luz roja e infrarroja, se puede calcular un coeficiente normalizado R, que represente la proporción de hemoglobina oxigenada frente a la hemoglobina desoxigenada. De esta forma, el coeficiente R tendrá la siguiente expresión:

$$R = \frac{\frac{(AC_{RMS660nm})}{(DC660nm)}}{\frac{(AC_{RMS910nm})}{(DC910nm)}} \quad (1)$$

Por otro lado, una de las grandes dudas que surgió a la hora de realizar el proyecto fue la zona de tejido donde se realizaran las medidas del dispositivo. La zona de medida, como se comenta al comienzo de esta memoria, debe ser una zona donde la sangre fluya por los tejidos pulsátiles, siendo indispensable que la luz pueda atravesarlos con relativa facilidad. Es por eso, que lugares del cuerpo como el torso, cuello u otros lugares, no pueden ser utilizados dado el diseño del prototipo descrito. De esta forma, el dedo parece el candidato más aceptable por muchas razones como la ergonomía al colocarlo. Sin embargo, eso no significa que pudiera ser el único o el mejor según el diseño del dispositivo. Lugares donde se planteó realizar la toma de medidas incluyen por ejemplo, el puente que existe en la mano entre el pulgar y el índice, donde la masa de tejido es en su mayoría musculatura y tendón, favoreciendo el paso de luz por encima de la que ofrece el hueso en un dedo. Otro lugar donde se planteó la colocación del dispositivo, era el lóbulo de la oreja, o la parte superior de ésta, en la zona cóncava donde se reúnen diversos vasos sanguíneos de pequeño tamaño. Es precisamente esa pequeña concentración de vasos sanguíneos lo que supone un problema a la hora de tomar medidas, o eso es lo que se supone, ya que en la práctica nunca se llegó a realizar medidas en la zona para comprobar hasta qué punto podría ser una alternativa real a

competir con el ya extendido pulsioxímetro de dedo. Por último, otro lugar donde se podrían realizar las medidas, pero fue descartado por el grado de incomodidad que acarrea, es la ventana de la nariz, donde existe un gran flujo de sangre.

## 2.2 Desarrollo del prototipo

El desarrollo de este proyecto ha traído consigo muchos temas de debate que invitan a pensar sobre las posibilidades y alcance del diseño en sí. Una de las cosas que más se planteó desde un inicio era el uso de alguna alternativa a Arduino. Arduino como tal, es un microcontrolador libre muy extendido sobre todo en el ámbito doméstico y no profesional, para todas aquellas personas que no saben, no pueden permitirse, o no quieren un controlador profesional, más costoso y complejo de utilizar. Algunas de las alternativas de software libre a las que pueden acceder los usuarios, son algunas de las principales competencias de Arduino: Raspberry Pi, BeagleBoard y Picaxe. Sin embargo, todas están pensadas para cosas concretas, y funcionan a diferente nivel.

Por un lado, Arduino como plataforma está diseñado sobre un relativamente poco potente microcontrolador, dejando al usuario control total sobre el hardware. Con su interfaz de ordenador, se pueden confeccionar códigos de hasta 32kb para interactuar con una cantidad casi ilimitada de hardware externo como interruptores, motores, pantallas y otros periféricos. Su uso, como se decía anteriormente está enormemente extendido como microcontrolador de uso doméstico, para principiantes que no necesitan un sistema muy complejo o que no quieren más que una interfaz de trabajo fácil de enlazar con un sinfín de periféricos. Sin embargo, también es una opción para aquellos que buscan un sistema sólido de arquitectura sencilla para casi cualquier tipo de proyecto.

Por otro lado, mientras que Arduino tiene una arquitectura de 8 bits, BeagleBoard y Raspberry poseen una arquitectura de 32 bits. Junto con esto, ambas plataformas son significativamente más potentes, pensadas para trabajos mucho más complejos y elaborados, donde hay una mayor cantidad de trabajo autónomo que hacer. Estos dispositivos están diseñados para funcionar a un mayor nivel, teniendo integrado hardware que controla cosas como conexión Ethernet, wifi, procesadores de vídeo y audio, memoria RAM, y bahías de

almacenamiento interno y externo. En términos prácticos, estos dispositivos son ordenadores en miniatura con un potencial descomunal. En términos generales, son capaces de funcionar y hacer funcionar sistemas operativos completos, como Android o Linux, y ejecutar y desarrollar programas en dichos sistemas o para dichos sistemas operativos.

Picaxe, por otro lado, es más cercano a lo que sería Arduino, al ser una placa prácticamente desnuda, con un microcontrolador de capacidad y tamaño variable en función del modelo dado, que funciona y lee programas en BASIC, o en un formato visual de flowcharts. El problema o ventaja de Picaxe es el grado de trabajo autónomo que debe realizar el usuario, ya que requiere del diseño total del entorno de trabajo su por parte.

De esta forma, Arduino y Picaxe están prácticamente en el mismo nivel, siendo Arduino más complejo, seguido por Raspberry Pi, cuya complejidad es mucho mayor, a la par con BeagleBoard, que se constituye prácticamente como un ordenador con posibilidades infinitas, pero una complejidad considerablemente alta, para usuarios experimentados que necesitan potencia, especialización y capacidad de soportar una carga grande de procesamiento y rendimiento. Al final, por comodidad y facilidad de uso, además de los conocimientos previos y experiencia al utilizarlo, se optó por Arduino como microcontrolador para el diseño. Para los cálculos y trabajo de laboratorio, se utilizó un Arduino UNO, pero por razones de dimensionado y comodidad del producto final, el dispositivo usado para el prototipo de mercado sería un Arduino Mini.

### **2.2.1 Arduino**

Arduino es una plataforma de hardware libre para el desarrollo y experimentación a nivel doméstico, basado en una placa con un microprocesador, y un entorno de desarrollo en C para facilitar el uso de la electrónica a nivel de calle.

La placa de Arduino posee un microcontrolador Atmel AVR y numerosos puertos que actúan como entradas y salidas. Los microcontroladores más usados en la producción de las placas Arduino son el Atmega168, Atmega328, Atmega1280, y ATmega8, por su sencillez y bajo coste de producción y fabricación, que permiten el desarrollo de múltiples diseños. Tanto el

Arduino UNO como el Arduino Mini utilizan un microcontrolador ATmega328. Por otro lado, el software con el que trabaja, consiste en un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje de programación Processing/Wiring y el cargador de arranque que es ejecutado en la placa.

La alimentación del Arduino proviene de un puerto  $\mu$ USB A a USB B conectado al ordenador. Cuando se prescinde del modelo UNO para utilizar el Mini, se utilizaría una alimentación por batería recargable o pilas para suministrar 9V-12V de entrada. La regulación de tensión la lleva a cabo el propio Arduino en la placa.

La estructura de la placa de Arduino consiste en 28 pines, de los cuales 6 son analógicos, 14 digitales, y de esos, 6 pueden generar una señal PWM. El Arduino permite alimentar a 5V o 3.3V desde dos de sus pines, y tiene 3 pines asignados a tierra. En su placa, posee un botón de reset que detiene y reinicia la última acción cargada desde el ordenador al procesador. Tiene dos medios de alimentación, el primero es mediante puerto USB de transferencia donde aparte de recibir alimentación conecta con la interfaz de programación donde se introducen y cargan los códigos que el Arduino leerá. El segundo medio es un conector circular para un cable de alimentación con transformador, para recibir alimentación directamente de la línea doméstica.

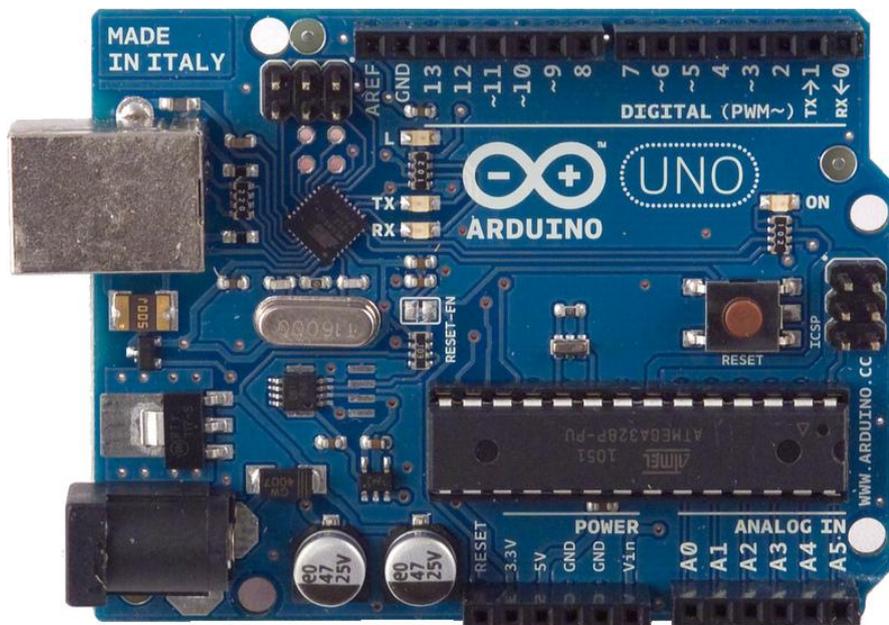


Figura 4 – Placa de un Aduino r2

Una vez el Arduino se conecta a un ordenador, es necesario descargar de forma gratuita la interfaz oficial para trabajar con él. Esta interfaz permite la escritura directamente sobre hojas en blanco o *sketches*, que se van guardando en el directorio predeterminado o preasignado. Cada *sketch* tiene su propia carpeta con el mismo nombre, y permite guardar y cargar librerías definidas por el usuario o descargadas del foro.

Los *sketches* de Arduino funcionan principalmente en código C, con tres grandes bloques principales. Por un lado está el bloque en el que se cargan las librerías y se definen e inicializan las variables. En segundo lugar se encuentra el bloque principal, el *setup*, donde se definen cosas como la configuración de un pin como entrada o salida, se inicia la comunicación serial, se resetean variables, y en general se llevan a cabo todas las acciones que ocurren solamente la primera vez que se ejecuta el código, en el arranque. Finalmente se encuentra el cuerpo del código, donde se pueden crear funciones a las que llamar posteriormente. Pero lo más importante contenido en el cuerpo del código es la función *loop*, que contiene en su interior el código en sí mismo, con todas las acciones que se deben ejecutar. El *loop* es una función especial que permanecerá ejecutándose de forma cíclica sin interrupciones a menos que se detenga expresamente con alguna declaración condicionada en su interior.

De la estructura del código utilizado y sus características se habla más adelante.

Otra parte fundamental de la interfaz de Arduino es la comunicación serial. Esta comunicación consiste en la transmisión e intercambio de paquetes de datos multiplexados en el tiempo, bit a bit, entre dos o más destinatarios. Para el Arduino en particular resulta especialmente útil ya que es su medio para conectar con toda clase de periféricos y programas externos, como el utilizado en este proyecto para capturar en un archivo de texto los datos impresos del sensor en el puerto serial. Así mismo, aun sin una conexión establecida entre el Arduino y otro hardware o software, la interfaz de programación permite una visualización del puerto serial en tiempo real, lo que facilita el trabajo con ella.

El puerto serial de Arduino permite la transmisión de datos desde 300 baudios a 230,400 baudios. El baudio (*baud* en inglés) es una unidad de medida utilizada en teoría de comunicaciones para representar el número de símbolos por segundo en un medio de transmisión digital. Dependiendo del esquema de modulación, cada símbolo podrá codificar 1

o más bits. Para el proyecto se ha elegido una velocidad de transmisión (o *baud rate*) de 115,200 baudios. La elección de un *baud rate* tan alto no fue aleatoria. El dispositivo diseñado debe realizar una enorme cantidad de medidas por segundo, con el mínimo tiempo posible entre ellas (del orden de 10ms por ciclo de medida), y debe imprimir en el puerto serial los datos ordenados en tiempo real, lo que supone la transmisión de una gran cantidad de símbolos por segundo. Un *baud rate* inferior, supone la saturación del puerto y el colapso del sistema de medida. Todas estas conclusiones fueron sacadas de forma empírica durante el desarrollo del trabajo.

### 3. Trabajo desarrollado

La idea de este proyecto surge de una idea conceptual, recogida de lo que se consideró una necesidad. Los antecedentes y conocimientos en el ámbito deportivo de actividades subacuáticas, unido a la idea de monitorizar y controlar la saturación de oxígeno y el ritmo cardiaco, como fin en sí mismo, y a la vez como posible medio de disparo para algún mecanismo de seguridad que permitiera salvar vidas. Su desarrollo no estaba normalizado de cara a esta finalidad, y las referencias en foros del estilo DIY (*do it yourself*), no aportaban mucho más que los proyectos que gente normal con inquietudes llevaba a cabo. Aun teniendo numerosas referencias, una búsqueda exhaustiva en internet, artículos, y proyectos de otras universidades, fue infructuosa en lo que refiere al dispositivo que se deseaba fabricar, debido a su especificidad tanto en materiales como en método de desarrollo y fin. Tomando ideas de distintas fuentes, utilizando y reciclando partes sencillas de código, y adaptando las piezas a las necesidades del trabajo planteado, se fueron desarrollando una serie de prototipos funcionales con mayor o menor grado de éxito.

El convertidor de luz a voltaje, el TSL13Srs, es un conglomerado altamente integrado de sensores ópticos, combinando un fotodiodo y un amplificador de transconductancia en un solo circuito integrado monolítico. Su rango de respuesta a la luz va desde los 320nm a los 1050nm, y viene en formato encapsulado S. Los tres pines del sensor se corresponden con la alimentación externa, la tierra y la salida del mismo, donde se recogerán los datos. El bloque funcional equivalente del sensor, se corresponde con el previamente mencionado amplificador de transconductancia y fotodiodo receptor de luz, y se puede ver en el siguiente diagrama:

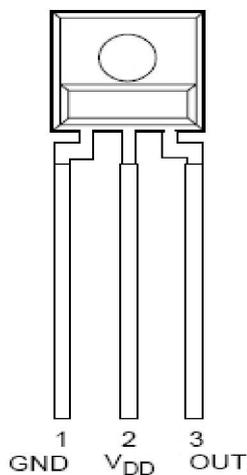


Figura 5 – Sensor TSL13Srs

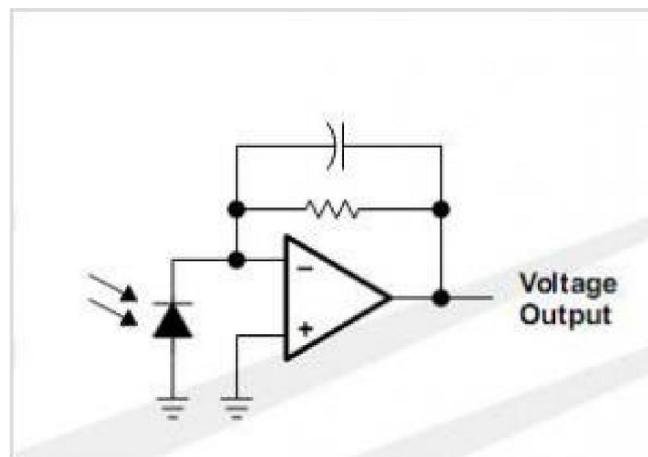


Figura 6 – Circuito equivalente del TSL13SRS

Este convertidor de luz a voltaje funciona sin regulador de tensión ya que solo necesita 5V de alimentación a la entrada, su diseño ahorra tiempo integrando todos los componentes necesarios para la captación y medida de la intensidad lumínica, pudiendo prescindir de más tramos de circuito que dificulten o agreguen complejidad al diseño final.

### 3.1 Primeras pruebas y primer prototipo

El primer prototipo diseñado para el proyecto, designado como POXY v1.0, consistía en una pequeña estructura de cartón del largo de un dedo promedio, completamente cerrada a excepción de la base, donde en un lado se encontraban los diodos, y en su otro extremo el TSL13Srs. Con este primer diseño se buscaba observar sin mayor complejidad los resultados más simples obtenibles, así como la identificación de errores en el diseño de cara a sus sucesores. El motivo de que su diseño fuera completamente cerrado, es debido a la propia absorción de luz. El sensor tiene una sensibilidad relativamente alta, donde hasta la menor fuente de luz, como un fluorescente o la propia luz ambiente, interfiere generando ruido en la señal del sensor. En el diseño de este primer prototipo ya se tuvo en cuenta esta circunstancia, y se previó cómo evitarla mediante su estructura cerrada.

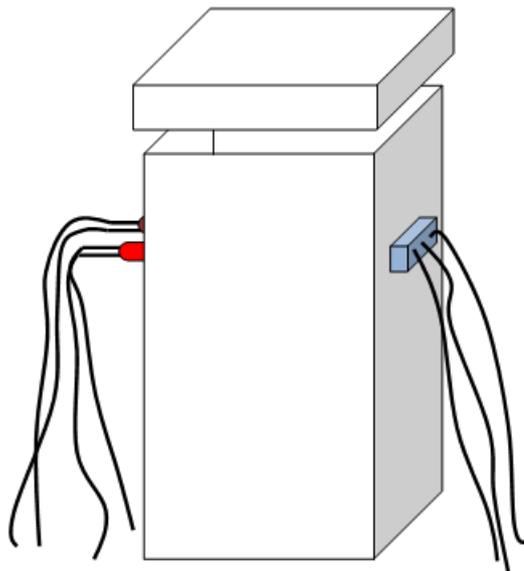


Figura 7 – Estructura simplificada del primer prototipo

Pese a que el prototipo conseguía un ambiente de oscuridad casi total en la zona que se designará como superficie de trabajo (consistente en el área circundante al dedo, con los diodos a un extremo y el sensor al otro), no se obtenían resultados convincentes.

La explicación a este defecto radicaba en la distancia entre los diodos y la superficie del dedo, y entre el sensor y la superficie análoga del dedo. La separación existente, o más bien la falta de contacto entre estos elementos, generaba una pérdida demasiado grande en la cantidad de luz que pasaba a través del tejido, y a su vez era eclipsada por la alta intensidad de luz emitida por los diodos, que, en la oscuridad, iluminaba todo el dispositivo permitiendo que al sensor llegaran valores muy grandes de luz, haciendo así prácticamente imposible obtener una medición razonable, aun con todo, alguna medida aproximada se puede tomar en función de los valores del sensor, dando por resultado un gráfico como el siguiente:

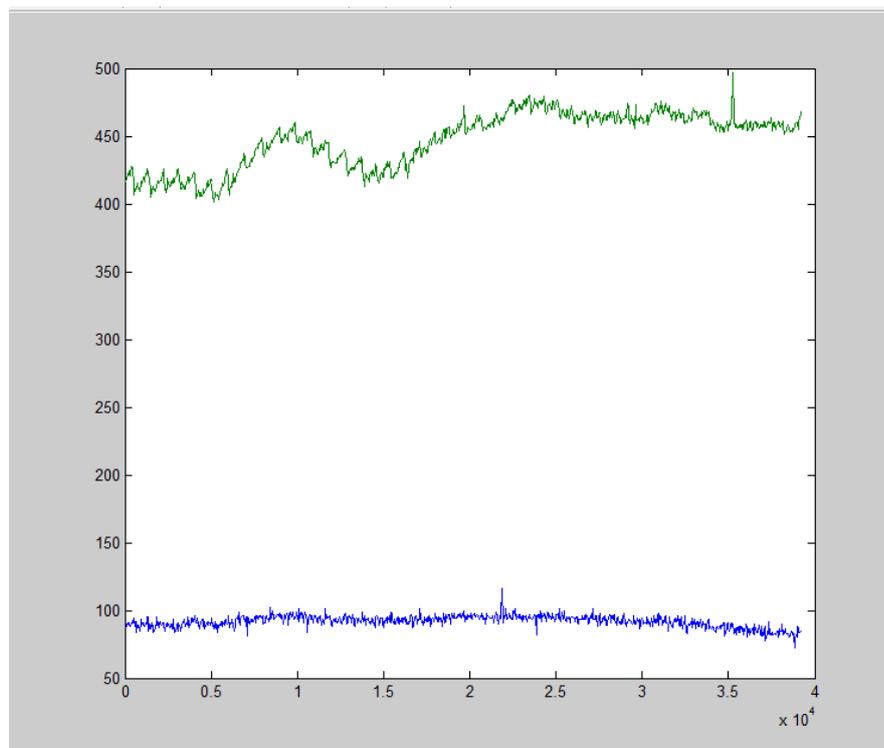


Figura 8 – Gráfica de datos medidos por el sensor para el primer prototipo

Como se puede observar, los datos son difusos y mal sincronizados, las medidas de ambos sensores (rojo abajo, infrarrojo arriba) están descompensadas, no se parecen, y no están centradas, y dan resultados irreales, lejos de un valor significativo en magnitudes comunes, como voltios.

Este primer prototipo estaba conectado con el Arduino en una protoboard. El circuito era sencillo, suficiente para realizar las mediciones básicas. La estructura fundamental consistía en un par de resistencias de entrada para los diodos LED, y el sensor, alimentado directamente desde el Arduino, con una de sus patas a tierra, y la otra a uno de los pines analógicos de entrada del Arduino con una resistencia de carga de aproximadamente 10k $\Omega$ .

Los diodos LED van unidos a los pines 12 y 13 del arduino, configurados como salidas digitales, y lo que hacen según el código, es ser encendidos y apagados de forma alterna. Lo que se consigue de esta forma, es que se realicen tres mediciones por ciclo. La primera es una medida con los dos diodos apagados. Esta medida es una medida de referencia o de “oscuridad” con la cual comparar las otras dos medidas en caso de que el aislamiento lumínico no sea perfecto. La segunda medida es uno de los diodos encendidos y el otro apagado. Así mismo, la tercera medida será el caso contrario al anterior, donde el diodo que antes estaba encendido ahora estará apagado y aquel que estaba apagado ahora pasará a estar en alta. La resistencia de entrada de los diodos LED es de aproximadamente 500 $\Omega$  ya que conectarlos directamente a los pines digitales del Arduino haría pasar 5V por ellos, que sería suficiente para llegar a quemarlos en poco tiempo de funcionamiento.

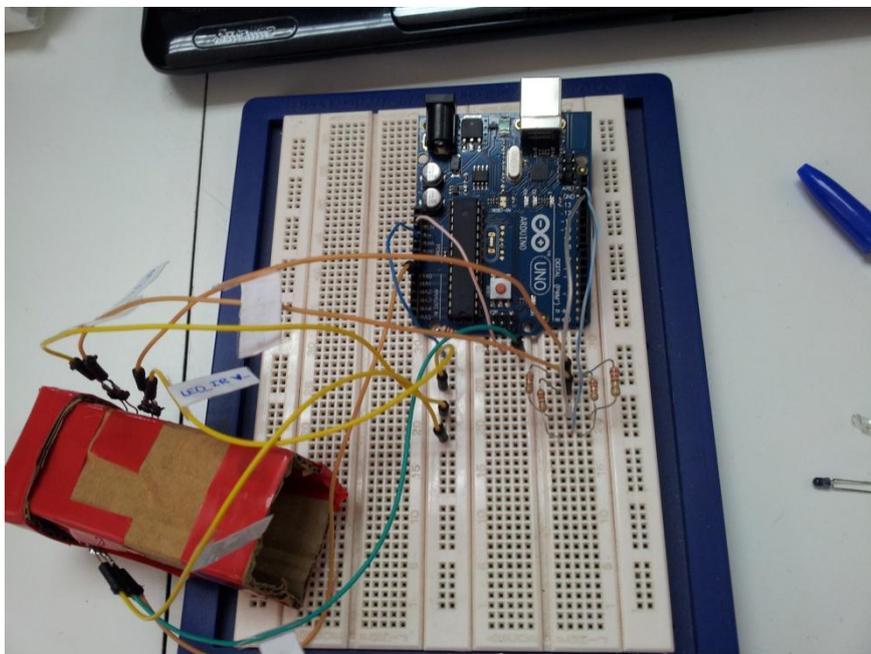


Figura 9 – Fotografía del primer prototipo montado

Una vez se comprueba que el dispositivo no es eficaz ni permite solventar ninguno de los problemas que han ido surgiendo, se decide prescindir de él y desarrollar un segundo prototipo que palie los desperfectos estructurales del sistema.

### 3.2 Segundo prototipo

El POXY v2.0 se construyó de madera, con una estructura sólida mucho más robusta y firme, que permitiera una mejor sujeción y tratamiento de la señal luminosa. Su arquitectura consistía en un orificio de forma semicónica, preparada para encajar de la forma más precisa posible con un pulgar, permitiendo que quedase alojado lo más justo posible, sin permitir resquicios o grietas por donde se filtrase luz ambiente. En el extremo final, se colocó una banda de gomaespuma por comodidad y facilitar la fijación del dedo dentro del prototipo. Posteriormente, al comprobar que una pequeña cantidad de luz se filtraba a través de esa zona, se recubrió con protector en cinta para reforzar el diseño y cubrirlo completamente. Para los diodos, se realizaron orificios a medida en la parte inferior del dispositivo a través de la madera, y para el sensor, se realizó un orificio con forma rectangular, de forma que el sensor quedara parcialmente visible desde la zona interior donde se recoge la luz. Gracias a esto, el sensor quedaba completamente fijado, maximizando el área de recepción de luz pero a la vez permitiendo su sustitución en caso de avería, por la parte superior.

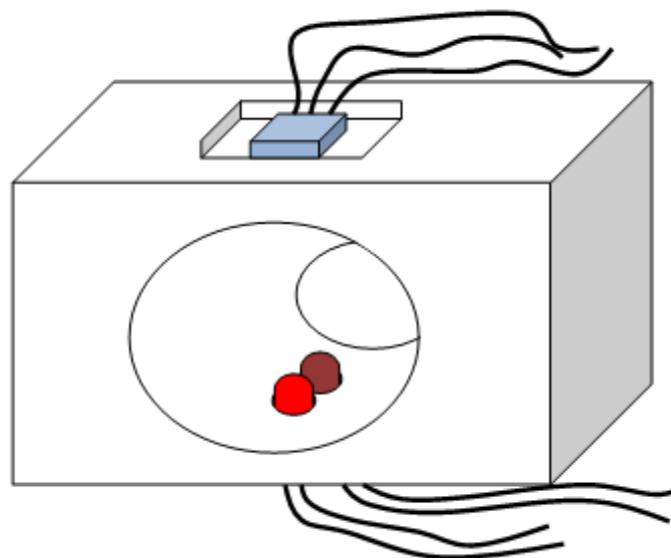


Figura 10 – Estructura simplificada del segundo prototipo

Una de las cosas que se hicieron para facilitar la toma de medidas y el trabajo con la circuitería del proyecto, fue hacer unos pequeños módulos soldados con los componentes básicos usados hasta el momento, incluyendo un pequeño amplificador con un operacional de tipo LM324N, con dos resistencias de  $800\Omega$  iguales, duplicando la ganancia original del circuito:

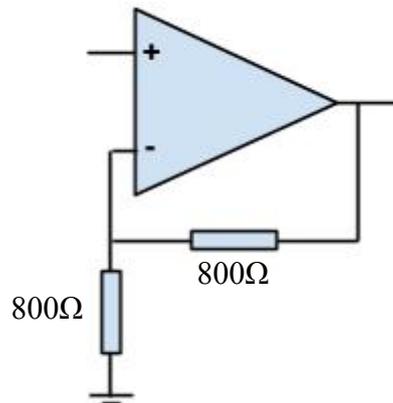


Figura 11 – Circuito amplificador de ganancia 2

Con estas pequeñas mejoras en el circuito y el uso de una forma más cómoda de realizar las diferentes medidas, se pudo pensar más en la eficiencia y ergonomía del diseño de este segundo prototipo. Realizando las medidas pertinentes se llegó a la conclusión de que si bien este prototipo superaba a su predecesor en muchos aspectos, planteaba nuevos problemas como su tamaño o su forma, que hacían complicado el pensar en él como algo cercano al producto final que se tenía en mente. Además, antiguos problemas como el espacio entre el tejido y los componentes, estaba resuelto a medias, ya que ahora estaban pegados, pero aun así no era suficiente para solventar el ruido por filtración lumínica externa en el sensor. Más adelante se podría comprobar que la presión ejercida sobre la zona de medida, resolvía varios de esos problemas de una sola vez, simplificando mucho la situación. Todo esto y la evidente dificultad a la hora de confeccionar el prototipo, dieron paso a un tercer modelo. Aun con todo, el segundo POXY cumplió su papel perfectamente, permitiendo obtener medidas mucho más cercanas a los resultados deseados con respecto a lo conseguido anteriormente, y eso sirvió para centrar los esfuerzos en la parte de procesamiento de datos y señales, y los coeficientes y cálculos para la saturación. Las modificaciones graduales que iría sufriendo el código, será algo de lo que se hablará mucho más adelante.

Uno de los aspectos destacables del segundo prototipo con respecto al primero, fue su resistencia. Al estar hecho de madera, daba un apoyo sólido a los componentes, y una superficie firme donde apoyar el tejido de medida. Sin embargo, su forma no resultaba las más favorable, y resultaba evidente a la vista que no podría hacerse un diseño final basado en su arquitectura. No obstante, no se debería olvidar tampoco el objetivo último del desarrollo de esta serie de prototipos, que es el uso profesional como instrumento deportivo para trabajo subacuático, medio donde la madera no es el recurso más indicado por su permeabilidad y porosidad, y por no representar un aislamiento real con el medio.

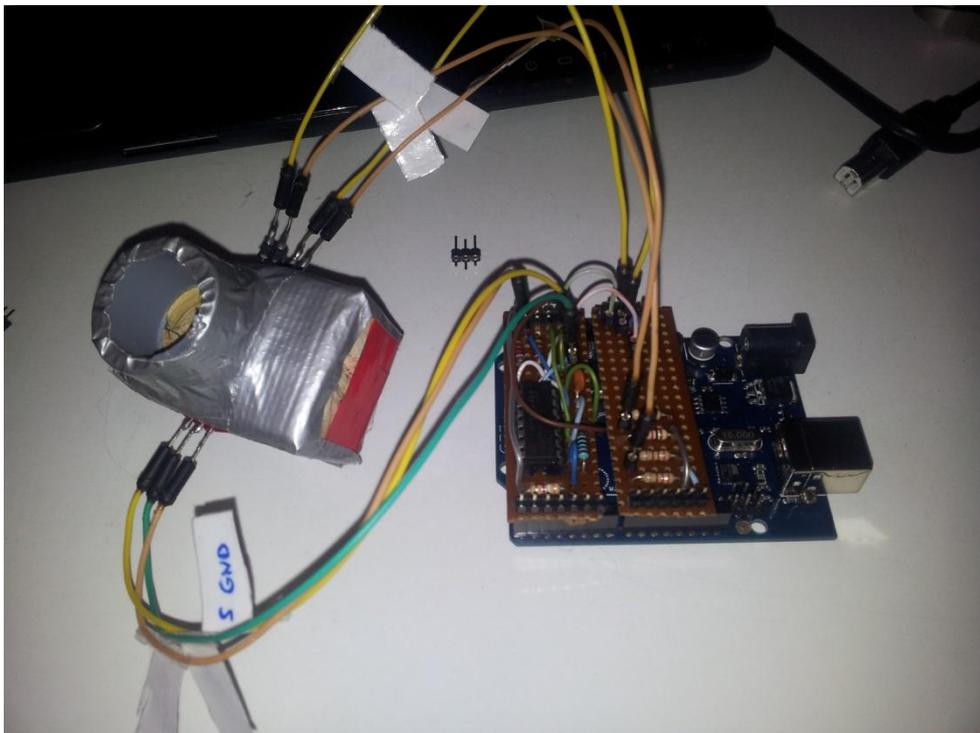


Figura 12 – Fotografía del segundo prototipo montado

Como se mencionaba anteriormente, a estas alturas del desarrollo del proyecto, se comenzó a centrar más atención en la captura de datos y su representación, así como en la forma de realizar los cálculos. Para capturar los datos, se utilizó por medio del puerto serial un programa gratuito llamado CoolTerm. Este programa a través del puerto serial del Arduino imprime en pantalla los datos, y permite su captura a un documento de texto que se guarda en el ordenador.

En el código de Arduino, la instrucción para imprimir al puerto serial es `serial.print()`. Con esta instrucción se manda al puerto serial el resultado o valor contenido entre paréntesis, sea

una operación o una variable. Sin embargo, a la hora de imprimir varios valores por pantalla, hace falta ordenarlos y darles un formato para que no se amontonen. De este modo, es posible imprimir en el puerto serial espacios en blanco, y saltos de página, completamente necesarios para poder mantener ordenados y separados los datos que se van imprimiendo. Utilizando un espacio por cada valor impreso y un salto de página al final del *loop*, se dispone en el serial de los valores de las tres medidas (oscuridad, rojo e infrarrojo) unos al lado de los otros, y cada salto de línea imprime los valores actualizados. De esta forma, varias veces por segundo, se van recogiendo uno debajo de otro la actualización de los valores que recoge el sensor:

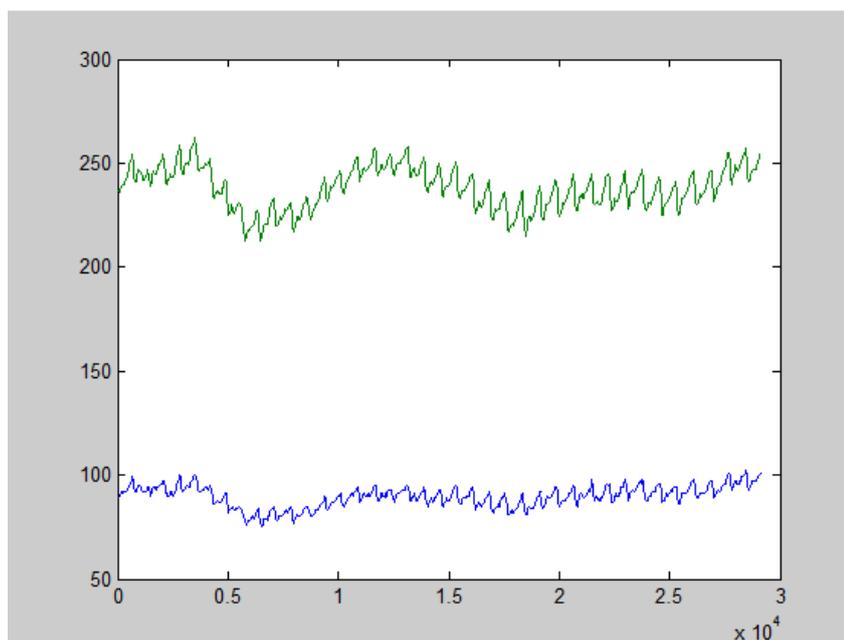


Figura 13 - Gráfica de datos medidos por el sensor para el segundo prototipo

Como se observa en la muestra preliminar de resultados en la *Figura 13*, la curva de saturación y ritmo cardíaco son muy inestables y ofrecen valores irreales. Sin duda, el hecho de ser el primer intento de una serie de prototipos y mejoras posteriores es definitivamente la causa principal, sin embargo, hay que mejorar también la forma de medir, procesar y analizar los datos para obtener resultados que se puedan utilizar.

Otro dato importante que mostrar en el puerto serial es el tiempo transcurrido desde que comienza a ejecutarse el código. Este tiempo se puede mostrar en pantalla imprimiendo en el serial como se vio antes la palabra clave *millis*. Esta palabra clave en el serial, muestra el tiempo en milisegundos que transcurre entre medida y medida. En el código diseñado, este tiempo es de apenas 60ms.

Con todos los datos impresos y capturados a un documento de texto de Windows, se puede pasar a su procesado y su representación. Para saber que los datos tienen coherencia y están correctamente capturados, en el documento de texto deben figurar por orden los milisegundos de la medida, y los valores de cada medida, separados por espacios. Para que el programa de representación lo reconozca, no deben haber borrones, errores de simbología, ni filas de datos incompletas. Estos casos se dan sobre todo al principio donde el capturador acaba de empezar a leer el serial, y pueden haber errores de lectura que imprimen símbolos incoherentes; y al final, donde al detener la captura queda una fila a medias. Una vez esos casos son subsanados, se guarda y se puede continuar.

El programa que se eligió para hacer cálculos y representar los datos impresos fue el MatLab 2012Ra. El MatLab es capaz de importar datos desde archivo de texto, y reconocer los espaciados y puntuaciones para separar por columnas los datos. Una vez los datos están libres de errores de escritura el programa los reconoce y los inserta como paquete de datos.

Una vez los datos están guardados como variables accesibles, con un sencillo código, se representan los valores para observar cómo varía la señal. En los primeros intentos de obtener una señal razonable, la señal oscilaba demasiado, y los pulsos eran difusos. Con muchas dificultades se podía distinguir un pulso arterial completo, y hubo que ir añadiendo los condensadores y filtros, así como se fue mejorando la relación de ganancia del amplificador.

### **3.3 Tercer prototipo**

Cuando se comprobó que la eficiencia del prototipo había alcanzado el límite práctico se decidió sustituirlo por un tercer prototipo que cumpliera mejor con las especificaciones deseadas. Uno de los puntos que el segundo prototipo intentaba cumplir frente al primero, era reducir al mínimo el espaciado entre sensor, diodos y el tejido de contacto. Aunque en el segundo prototipo ese problema quedaba prácticamente resuelto, aun había aspectos que no convencían. Revisando en artículos, páginas web y observando detenidamente el pulsioxímetro comercial, quedó patente una tendencia que se repetía en todos los casos. Los pulsioxímetros de venta, o reproducidos por personas a lo largo de la red, eran todos

dispositivos en forma de pinza, de forma que no solo mantenían al mínimo el contacto entre los elementos electrónicos y el tejido, sino que además, infligían una ligera presión en el tejido, concentrando la sangre en la zona. Cuando una presión de esas características se imprime sobre una superficie como la yema de un dedo, llega un momento donde una persona puede percibir los latidos del corazón palpitando en la zona presionada. Esto es debido a la sangre que irriga el tejido en esa zona, y es también el motivo por el cual los dispositivos comerciales y la mayoría de los pulsioxímetros existentes conservan esa forma de pinza.

De esta forma, el POXY v3.0 está conformado de la forma más sencilla y eficiente: a partir de una pinza común. Aunque a priori puede parecer algo poco elaborado o de bajo coste, la ergonomía de su forma permitía perfectamente aquello para lo que fue seleccionada. De este modo, en uno de los extremos cóncavos (donde presumiblemente iría el dedo) se taladraron los orificios para los diodos LED, y en el extremo opuesto, se realizó una ranura para insertar de forma horizontal el sensor. Se fijaron los componentes con solución de cianoacrilato plástico, y se diseñó una cubierta que aislara parcialmente el sensor de la luz ambiente.

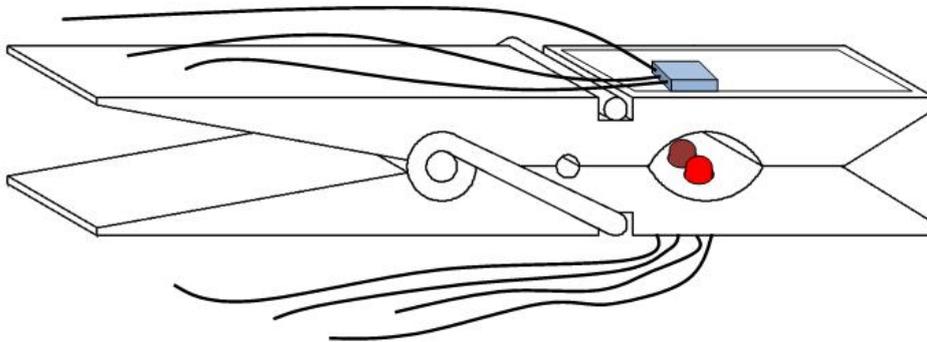


Figura 14 – Estructura simplificada del tercer prototipo

Al igual que se mejoró el diseño físico del dispositivo, se amplió y perfeccionó el circuito para poder estudiar mejor la señal y aumentar la recepción y la calidad de las medidas. Así, utilizando fragmentos de circuito con diferentes utilidades y adaptándolos a la idea que se planteaba en el proyecto, se diseñó un circuito por etapas. En general, hay tres grandes etapas en la idea original, un filtro pasaalta, un filtro pasabaja, y un amplificador. La primera parte del circuito, permite filtrar una cantidad significativa de DC que no interesa y centrar la señal en torno a 2,5V de forma que evitamos que la señal oscile; la segunda parte, conforma un divisor de tensión, que pese a reducir el voltaje en una pequeña cantidad, elimina el ruido de

AC con el filtro, permitiendo mejorar la calidad de la señal; por último la tercera parte del circuito la conforma el amplificador. En general, todos los componentes se calcularon para la óptima calidad de señal que se pudo alcanzar, suponiendo la prueba y ensayo continuados de diferentes valores normalizados de resistencias y condensadores. Sabiendo que el amplificador se rige por la siguiente fórmula, operamos:

$$V_{OUT} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2)$$

Para esta configuración, se tuvo una ganancia aproximada de 2,43. El motivo de la poca amplificación que se introduce en el circuito, viene de pruebas anteriores. En los primeros ensayos realizados con el circuito, la ganancia original se situaba en torno a las 7.86 veces el voltaje de entrada. Pese a la buena recepción que podía suponer, surgía otro problema, y es que el LM324N saturaba cuando la señal alcanzaba en torno a 4V. Esto se debe a que el integrado se alimenta a 5V, siendo normal que ese fuera su límite antes de saturar. Para solucionar esto, se disminuyó la relación de resistencias para conseguir que la ganancia disminuyera hasta aproximadamente 5,66. Sin embargo, este valor también suponía un umbral demasiado alto para el integrado, el cual seguía saturando. Finalmente, la relación que se presenta en la Figura 15 fue la adecuada para mostrar los valores de sensado sin incidentes. Pese a ello, cuando el sensor recibe la luz de los diodos directamente (sin introducir el tejido de medida), sigue saturando, lo que más tarde podría utilizarse en beneficio del dispositivo como indicador de que no hay tejido para medir. Las resistencias que conforman el circuito, son del 5% de tolerancia, a excepción de la resistencia que separa el filtro pasaalta del amplificador. En la siguiente figura se puede ver el esquema del circuito, donde  $V_o$  es la salida del sensor y la entrada a este circuito, y  $A_o$  es la salida que va conectada al pin analógico del mismo nombre del Arduino.

Por último, para este circuito, en un principio se disponía a la entrada del seguidor de tensión, en el divisor, una resistencia de 220  $\Omega$  en paralelo con la resistencia de 3K9  $\Omega$ . Sin embargo, al ser precisamente un divisor, esto atenuaba la señal de entrada casi 10 veces, por lo que se sustituyó por una resistencia de 39K  $\Omega$  para realizar una pequeña atenuación, suponiendo una gran diferencia.

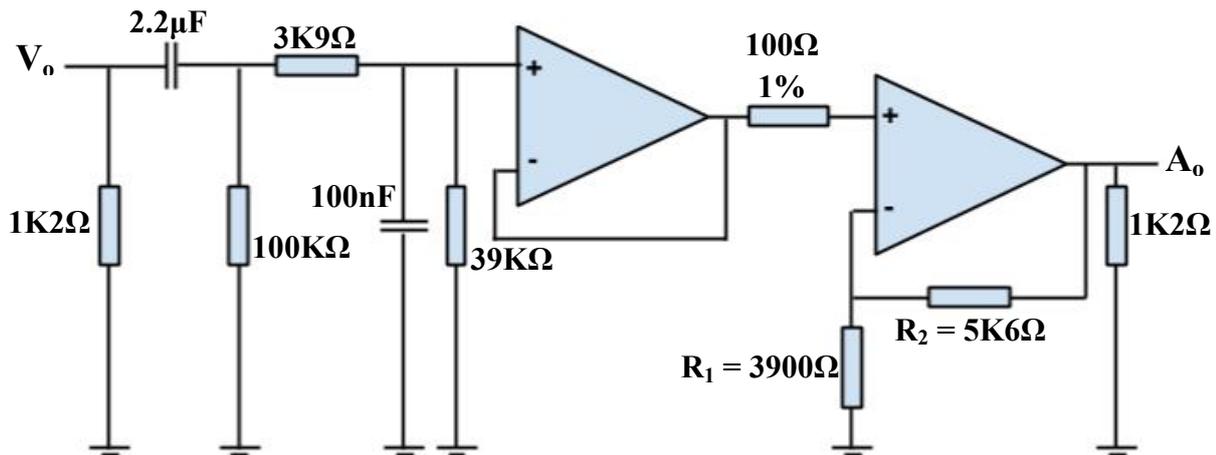


Figura 15 – Circuito para el tercer prototipo, filtro pasaalta, amplificador de ganancia 7.86

Los operacionales mostrados en el circuito, son del tipo LM324N, que vienen en un integrado de cuatro en cuatro. El integrado de 14 pines, contiene en sus cuatro esquinas cada uno de los cuatro integrados, de los cuales en este diseño solo se da uso a dos de ellos. El integrado además, debe ser alimentado a través de uno de sus pines centrales, y debe ser puesto a tierra también. La alimentación del chip es la misma que la del circuito, 5V y para reducir el ruido generado por la alimentación, se incluyó entre alimentación y tierra, un condensador electrolítico de 100µF.

En este tercer prototipo, además, se pudo comprobar que la potencia lumínica del diodo LED rojo y del infrarrojo no es igual. Empíricamente se comprobó que el diodo infrarrojo era significativamente más potente que su homólogo rojo. Por esto, también de forma empírica, se determinó que con una resistencia de entrada de 130Ω y 1% de tolerancia para el rojo, y una resistencia de entrada de 470Ω y 5% de tolerancia para el infrarrojo, la ganancia de la señal es prácticamente la misma para ambos, consiguiendo resultados mucho más igualados y fáciles de comparar. No obstante, pese a lo que se puede observar en la *Figura 16*, que viene a continuación, los valores presentados resultaban tremendamente irreales, lo que supuso pensar y desarrollar más allá del circuito presentado.

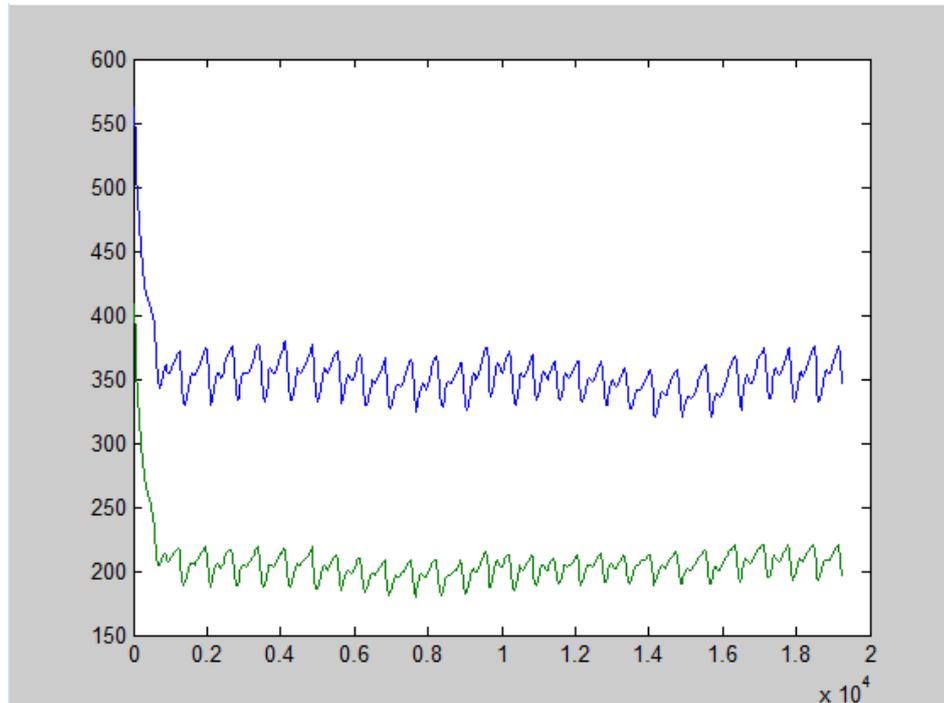


Figura 16 - Gráfica de datos preliminares medidos por el sensor para el tercer prototipo

Como se observa en la *Figura 16*, introduciendo el filtro y la ganancia amplificada, así como introduciendo un elemento resistivo que centra la señal en torno a un valor fijo, se mejora la calidad de recepción y se pueden comparar los datos de forma más significativa. Sin embargo, estos no son los resultados finales del tercer prototipo, sino una prueba realizada cuando se encontraba en fase de experimentación y desarrollo.

Una vez perfeccionado el circuito y llegados a una propuesta prácticamente definitiva, se pasó a la confección de un formato más permanente del circuito. Para ello, se compró una placa conductora de puntos de paso estándar y se cortó a medida para tener la misma superficie que el Arduino UNO. Se consiguieron pines doble macho, y se dispusieron en los puntos de la placa correspondiendo con los pines de entrada del Arduino. El objetivo de esto era hacer lo que en internet conocen como *shields* para Arduino. El concepto de *shield*, hace referencia a una placa a medida con una funcionalidad determinada, preparada para montar sobre el Arduino y funcionar directamente.

Durante el montaje de los pines, hacer coincidirlos con los de entrada de la placa no era posible, ya que la distribución de orificios de Arduino no es exactamente simétrica, sino que presenta desigualdades entre los grupos de pines. Para cuadrar de la mejor forma posible el

paso de los pines unos con otros, se prescindió de aquellos orificios de pines que no fueran a utilizarse, manteniendo aquellos que guardaran simetría completos como medio de sujeción con la placa. Una vez los pines coincidieron y encajaron en su sitio, había que diseñar la estructura que tendría el circuito sobre la placa.

El centro del circuito es claramente el integrado de 14 pines, montado sobre un zócalo. Sin embargo, lo primero que se realizó fue la distribución de los pines de tierra y alimentación, de forma que se pudiera llevar al circuito desde cualquier punto. Quitando los componentes como resistencias, condensadores o cables, había que tener en cuenta que del dispositivo parten 8 cables diferentes. En primer lugar, de cada diodo parten una tierra y una alimentación, mientras que el sensor tiene una tierra, una alimentación, y una salida de valores. Para estos cables, se utilizó pines macho hembra, de forma que se pudiera conectar libremente sobre el *shield* el cable. Una vez la distribución de los componentes sobre la placa estaba decidida, se comenzó a soldar los componentes en la placa. Por un lado, las resistencias de entrada de los diodos, alimentación, y tierra. Por otro lado, el zócalo del integrado, su alimentación y su tierra. Por último, Todos los componentes resistivos y capacitivos. Para el soldado, se utilizó una estación de soldadura regulable, y estaño de precisión.

Por otro lado, los cables convencionales que habían servido durante el desarrollo del trabajo, habían quedado también obsoletos, así que se consiguieron cables con conector hembra a ambos lados, uniendo y aplicando cobertura termo retráctil en dos cables de los que se usan para la alimentación de partes de una placa base de ordenador (POWER LED, SCH, POWER FAN, etc) se confeccionaron los cables de conexión entre el dispositivo y el *shield*.

El código de colores utilizado fue lo más simple posible para poder realizar las conexiones sin tener que pasar por un proceso de etiquetado posterior. De este modo, se eligió el blanco para los cables que llevan la señal de tierra; negro para alimentación del sensor; naranja para la salida del sensor al circuito; y rojo y amarillo, para los diodos LED rojo e infrarrojo respectivamente. Además, se realizó una segunda toma abierta entre el final del circuito y el pin de Arduino, para poder medir desde una fuente externa (osciloscopio, etc.) la señal que sale del circuito antes de entrar al microcontrolador.

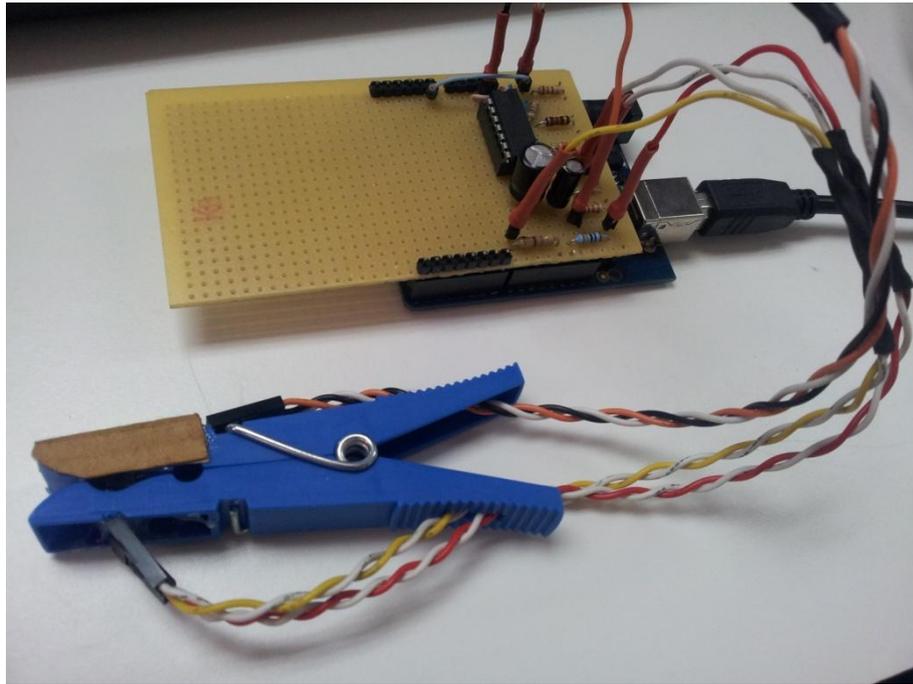


Figura 17 - Fotografía del tercer prototipo montado

Este tercer modelo de POXY, sería el último, y por los descubrimientos hechos en su confeccionamiento y prueba, aquel que marcaría la línea del producto final. En estos momentos, el código pasaba a ser una prioridad que no se podía posponer.

### 3.4 Software del prototipo

En un principio, en los albores del primer prototipo, el código era muy sencillo. En primer lugar, se realizaba la declaración de las variables, en este caso, la asignación del pin analógico del sensor a una variable que guarde dichos valores, y una variable de tipo entero para guardar los valores de rojo, infrarrojo, y oscuridad. Después, se encontraba el *main*, donde se inicia la comunicación serial, se identifican los pines 12 y 13 (digitales) como salidas, y se hace una primera escritura en ellos poniéndolos en baja (0V), de forma que la primera vez que se cargue el código, ambos diodos estarán apagados a la hora de empezar a tomar medidas. Por último, en el *loop*, se repite una mecánica simple: se guarda en la variable correspondiente a la oscuridad el valor actual del sensor (que será nuestro valor de referencia, ya que así se asegura que el dispositivo empezará a medir con ambos diodos apagados), y se imprime en el puerto serial dicho valor. Con el fin de ahorrar tiempos de cómputo y de representación, antes de imprimir el valor de oscuridad ya se está poniendo a alta (5V) el diodo rojo, conservando

el infrarrojo en baja. Acto seguido se guarda en la variable dedicada al rojo el valor actual del sensor, y antes de imprimir su valor en el puerto serial, se invierte el estado de los diodos, poniendo en alta el infrarrojo y en baja el rojo. Una vez se asigna a la variable infrarroja el valor del sensor, se ponen ambos diodos a baja antes de imprimir el valor de infrarrojo, y así, el ciclo se repite.

Este código tan sencillo, cumplía con el cometido básico del primer prototipo, que era identificar los puntos débiles del sistema, y asegurar que el sensor identificaba y diferenciaba los valores correctamente, permitiendo aprender su funcionamiento, y claves que permitieron mejorar el diseño en los posteriores prototipos. De esta forma, al igual que con dichos prototipos, el código se rehízo varias veces, quitando fragmentos, modificando otros, y añadiendo otros más.

Una de las adiciones más significativas a la arquitectura del código, fue la librería no oficial *Statistics*. Esta librería hecha por usuarios, permite la introducción de variables estadísticas con las que se puede operar, y la llamada de funciones especiales para el cálculo de medias, medianas, varianzas, cuentas y adiciones. En el proyecto, tomar el mayor número de medidas posible en el menor tiempo posible, es fundamental de cara a poder ganar fiabilidad de medida. El poder realizar la media de dichos valores e ir almacenándolos como variables para después imprimirlas por serial, sin duda fue un gran paso adelante, sustituyendo definitivamente los valores en crudo del sensor. Con estas muestras de valores tomadas y promediadas, el nivel de precisión se vio aumentado. Sin embargo, para conseguir el cálculo del valor rms de los valores de la señal, se tuvo que modificar la librería e incluir manualmente dicha función, así como su comportamiento. El valor rms de una señal o conjunto de valores, es el mismo que para muchos otros campos como la electrónica o matemáticas, y se halla por la siguiente expresión:

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum V \cdot V}{n^{\circ} \text{ de cuentas}}} \quad (3)$$

Donde  $V$  es el valor del sensor, que se eleva cuadráticamente y se suma con los demás valores elevados cuadráticamente, y finalmente su suma es dividida por el número de valores contados. El valor *rms* será la raíz cuadrada de este último valor.

Después de agregar la librería, se trabajó en el código de forma intensiva. Se agregaron variables de tipo estadístico asignadas a las variables de medida del sensor para rojo, infrarrojo y oscuridad. Sin embargo, pese a que se realizan todos los cálculos y operaciones con el valor de oscuridad, no se imprime por el puerto serial ni se muestra su valor, ya que queda prácticamente garantizado que ese valor no afecta a la medida, y por tanto, su referencia es prescindible ya que empíricamente se demostró que era 0 en casi todos los casos donde el dispositivo estaba en funcionamiento práctico (realizando medidas sobre el tejido).

Así como se crearon dichas variables, se creó una función llamada *TomaMedidas()*, donde se guardaron todos los procesos de encendido, muestreo, apagado y tabulaciones de los diodos, de forma que fuera más eficiente el código. De esta forma, se puede llamar a dicha función en cualquier punto del código. Otro motivo por el que se realizó este movimiento, es debido a que se decidió llamar a esta función en el *main* dentro de un bucle *for*, de forma que cuando arranca el programa, realiza medidas y recoge valores un número determinado de veces. Cuando mide y recoge valores ese número de veces, se permite al código avanzar al *loop*. Esto se hizo debido a que para trabajar con los valores *rms* y *average* de los valores de sensado, se necesitaban un número estable de medidas para que no variara mucho la media de los valores y se tuviera una referencia estable. Realizando un proceso de pre medidas al comienzo, cuando comienza a funcionar el dispositivo, da una base de valores sobre los que trabajar después, y permite al dispositivo adaptarse a las particularidades de cada usuario sin emitir datos de medida precipitados.

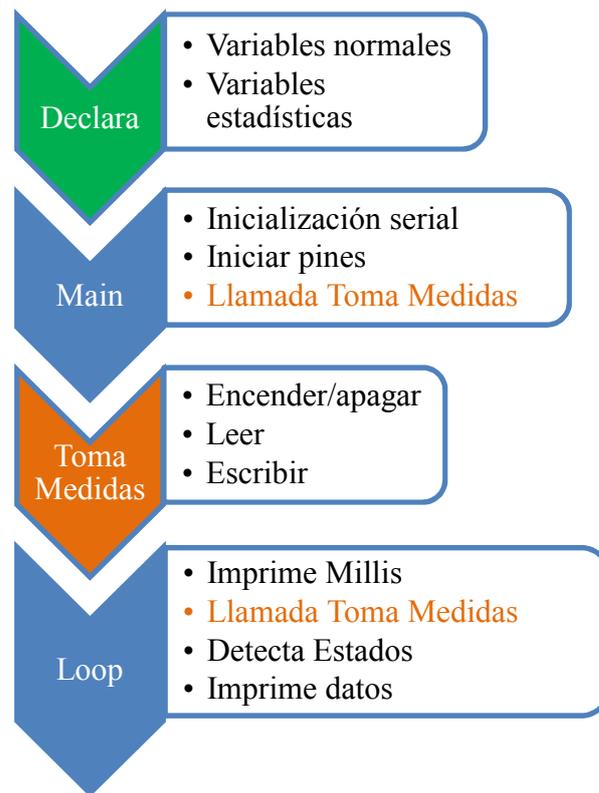


Figura 18 – Diagrama de flujo del comportamiento del código del dispositivo

Dentro del *loop*, se realiza la impresión en el puerto serial de los milisegundos transcurridos vía la función *millis*, y se llama a la función *TomaMedidas*. Es entonces cuando se realiza un punto importante del código. Una de las funcionalidades que debe tener el dispositivo es una aproximación fiable del ritmo cardiaco, por lo tanto, su implementación es imperativa. Para su funcionamiento, se declararon nuevas variables llamadas Estados. El principio de funcionamiento para calcular el pulso, se apoyaba en el valor medio de *DC*. Para un valor medio de *DC* que va cambiando en el tiempo con el sensado, se tiene una referencia al valor medio de la señal de latido. Para calcular el pulso, se utilizan los estados, que pueden valer 0 cuando el valor del sensor está por debajo del valor de *DC*, y 1 cuando el valor del sensor está por encima del valor de *DC*. Con este método, se calcula el instante donde se produce el flanco de subida de 0 a 1, y el de bajada de 1 a 0, y se guardan en variables *T1* y *T2*. Con estos valores y un procedimiento de apagado y encendido del estado actual de medida, se pueden obtener dos instantes consecutivos donde la señal generada de los valores del sensor pasa de 0 a 1, y otros dos instantes en los que pasa de 1 a 0. Su diferencia en milisegundos, conforma el periodo del latido, variable según el usuario y su entorno. A partir de ellos, el ritmo cardiaco por minuto es la inversa del valor en segundos multiplicado por 60, permitiendo obtener el número de latidos por minuto. Los cambios de estado se ven más claros con el código:

```

if (Estado_actual == 1 && (((float)sensorValue1)*5.0/1024.0) < RStat.average()) {
    Estado_actual = 0;
    Diff = (float)(millis() - T1);
    T1 = millis ();
    Estado_1_0.add(Diff);
}

// Los valores están bajando por debajo de la media (1 a 0)
// Se cambia el valor de la variable de estado
// Se calcula la diferencia de tiempos para hallar el periodo
// Se actualiza el valor del marcador de tiempos
// Se guarda en la variable la diferencia, incrementando el contador en 1

if (Estado_actual == 0 && (((float)sensorValue1)*5.0/1024.0) > RStat.average()) {
    Estado_actual = 1;
    Diff = (float)(millis() - T2);
    T2 = millis ();
    Estado_0_1.add(Diff);

// Los valores están subiendo por encima de la media (0 a 1)
// Se reestablece el valor anterior de la variable de estado
// Se calcula la diferencia para este periodo
// Se actualiza el marcador de tiempos
// Se guarda la diferencia contando 1 más

```

**Figura 19 – Fragmentos de código pertenecientes al cambio de estado de la señal**

Además, la diferencia entre los instantes (el periodo del pulso *diff*), se va guardando en otra variable de tipo estadística, una para el cambio de 0 a 1, y otra para el cambio de 1 a 0. Para cualquiera de ambas variables (que deben dar valores iguales, ya que a ojos de los diodos, es el mismo ritmo cardiaco), se condiciona el momento en el que se comienza a tomar medidas. En cada cambio de estado, se halla el periodo de un pulso restando el tiempo transcurrido. Esa diferencia ocurrirá cada vez que se cambie de 0 a 1. Entonces, se dice al programa que comience a imprimir valores después de hacer esa diferencia un número de veces determinado. La explicación es sencilla: Si se toman valores indiscriminadamente sin límite de tiempo, se van acumulando los valores sin fin, hasta que llega un punto donde se comienza a redondear y los valores aumentan, perdiendo su fiabilidad, este fenómeno es conocido como pérdida de precisión de redondeo en el punto flotante. Para evitar eso, se imprimen los valores cada un cierto tiempo, con el fin de medir en intervalos regulares de tiempo, maximizando la eficacia de la medida.

<b>0.17</b>	<b>0.1649</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0898</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1649</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0898</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1649</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0899</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1650</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0899</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1650</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0899</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1650</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0900</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1650</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0900</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0901</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0901</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0901</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0902</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0901</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1651</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0902</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1652</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0902</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1652</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0902</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1652</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0903</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1652</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0903</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1652</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0903</b>
<b>0.17</b>	<b>0.1653</b>	<b>0.09</b>	<b>0.0904</b>

Figura 20 – Muestra de la acumulación de valores por pérdida de precisión de redondeo en el punto flotante

Como se ve en una muestra estadística de ejemplo, mientras que la media apenas se ve afectada (en este caso no cambia), los valores de *rms* van acumulándose sin límite, hasta que, como es razonable, dejan de ser fiables. Por este motivo, se limita el intervalo de medida de forma puntual.

Sin embargo, si el intervalo de tiempo es aleatorio, nada garantiza que se midan pulsos completos de ritmo cardiaco. Con un tiempo aleatorio, la medida podría comenzar a tomarse en un pico de tensión arterial, o en una baja de la misma, pudiendo dar resultado a valores erráticos y dispares. Para asegurar eso, se condiciona la impresión y medida de los valores al periodo del latido hallado anteriormente, lo que garantiza que se realiza en el instante que se producen los pulsos cardiacos. Es decir, que el tiempo utilizado para contar y saber cuándo tomar las medidas e imprimir los datos, será el periodo de un pulso arterial, asegurando que la medida se hará justo entre pulsos, y no cortará las medidas

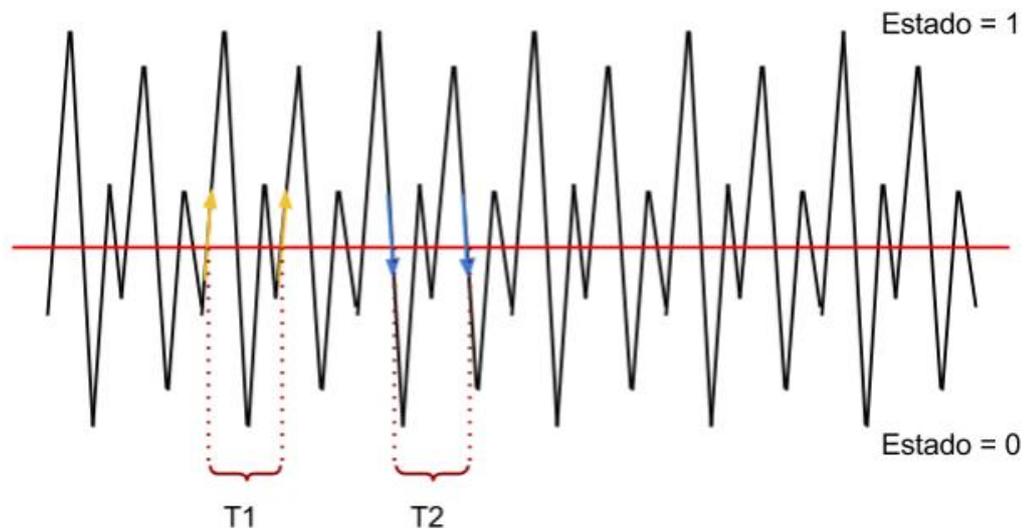


Figura 21 – Modelo de señal HR (Heart Rate) y los periodos cardiacos marcados.

En la gráfica se puede observar el paso de 0 a 1 de las medidas, cambiando el valor del estado, tal como se describía en el código anteriormente. No se ha explicado, pero el hecho de que se tome de medida el paso de 0 a 1 y viceversa, así como establecer dos periodos y dos variables de estado, es debido a que deben tener el mismo valor. Pudiendo medir dos veces, se acota y se obtiene un resultado aun más veraz, y se asegura de que no haya irregularidades en la medida del ritmo cardíaco.

Por último dentro del bucle de medidas condicionadas al periodo del pulso, se hace un *clear* de las variables de medida estadística, de forma que cada vez que se toman las medidas y se imprimen, se resetea su valor acumulado para que los errores no se vayan propagando en el tiempo.

Otra cosa que es interesante comentar, es el hecho de que, como se aprecia en la muestra estadística, los valores han pasado a ser decimales. El motivo de esto es que se han transportado los valores del sensor a valores en voltios. Esta conversión se puede realizar fácilmente a la hora de tomar la medida del sensor, pidiéndole que lo guarde como un valor real con la siguiente expresión:

$$\mathit{Valor} (V) = \frac{\mathit{ValorSensor} \cdot 5}{1024} \quad (4)$$

Donde el valor del sensor es el valor que imprime el sensor en bits, el 5 se corresponde a la escala de voltaje sobre la que se quiere actuar, siendo en nuestro caso 2,5 el máximo y el mínimo alcanzable, ya que la señal está centrada en este valor; y todo esto se divide entre 1024 bits para convertir el valor a voltios.

De la misma forma, para conocer la frecuencia cardiaca, hay que realizar una conversión del valor que imprime *diff*, a una magnitud que se pueda medir, para ello, se aplica la siguiente fórmula:

$$\mathbf{Frec. Cardiac}a \left( \frac{\mathbf{pulsaciones}}{\mathbf{minuto}} \right) = \frac{\mathbf{60}}{\frac{\mathbf{Diff}}{\mathbf{1000}}} \quad (5)$$

La frecuencia es la inversa del periodo. Para obtenerlo en minutos se divide por 60 la diferencia, sin embargo, como *diff* es un cálculo en milisegundos, se debe dividir por 1000 primero para obtener segundos y poder después pasarlo a minutos, por comodidad visual y por propiedades de las fracciones, en lugar de dividir por 60 la diferencia, podemos situarlo en el numerador. No se subirá también al numerador el 1000 para convertir a segundos por organización.

A la hora de mostrar los datos impresos en el serial, hay que recordar que se imprimirán en el orden que sean descritos en el código. Esto, aunque no resulta especialmente importante de cara a la ejecución del mismo, es algo que se debe realizar con cierto grado de meticulosidad, debido a que al manejar un gran número de datos numéricos que no podemos etiquetar, puede resultar confuso cuando se recogen y se exportan a un documento de texto. En el código final, la impresión de datos al serial, condicionada por el periodo de la señal tiene la siguiente forma:

```

if (Estado_0_1.count() == 10){

  Serial.print(RStat.rms(), 4);           // Mostrar en serial el valor RMS de rojo
  Serial.print('\t');

  Serial.print(RStat.average(), 4);      // Mostrar en serial el valor medio de rojo
  Serial.print('\t');

  Serial.print(IRStat.rms(), 4);         // Mostrar en serial el valor RMS de infrarrojo
  Serial.print('\t');

  Serial.print(IRStat.average(), 4);     // Mostrar en serial el valor medio de infrarrojo

  Serial.print('\t');
  Serial.print(Pulso.average(), 4);     // Mostrar el valor de ritmo cardiaco
  Serial.print('\t');

  // Serial.print(((float)sensorValue1)*5.0/1024.0); // Mostrar en serial el valor del sensor de rojo
  // Serial.print('\t');
  // Serial.print(((float)sensorValue2)*5.0/1024.0); // Mostrar en serial el valor del sensor de infrarrojo
  // Serial.print('\t');

  Serial.println("");

  RStat.clear();                         // Limpiar los valores de Rojo (Reset)
  IRStat.clear();                        // Limpiar los valores de Infrarrojo (Reset)
}

```

Figura 22 – Fragmento de código que muestra la impresión al puerto serial de los valores obtenidos del sensor.

Como se puede observar, se mostrarán en orden (sin contar los milisegundos) el valor *rms* de rojo, la media de rojo, el valor *rms* de infrarrojo, y la media de infrarrojo. Comentados debajo aparecen los valores netos que mide el sensor, sin filtros estadísticos, pero para las medidas y cálculos realizados, sólo resultaban útiles como guías para comprobar la veracidad de las medias y *rms*. Debajo también, se puede ver como se imprime un salto de página, que permite que los datos impresos en paralelo tabulen hacia abajo y se escriba una nueva fila, evitando que se acumule un sinfín de datos en una sola línea horizontal.

Finalmente, como se comentaba más arriba, están las instrucciones *.clear()* que borran los valores acumulados de la variable a la que siguen, permitiendo cada cierto tiempo resetear los datos y así evitar redondeos y acumulaciones que creen un error acumulado.

### 3.5. Post-Prototipo

Pese a que el tercer prototipo fuera a resultar el último, ensayos específicos denotaban problemas graves que no se veían solucionados. El más importante problema que había surgido era la saturación de la señal, ya que muchas medidas se perdían, si no todas, cuando se alcanzaba el límite de operación del integrado. Una vez ese problema quedó resuelto, las cosas no mejoraron como estaba previsto.

Aun con la ganancia adecuada y los valores más precisos de los componentes, la calidad de la señal seguía siendo muy pobre, haciendo impracticable una medida fiable. Una de las cosas que se hizo para intentar amortiguar el efecto de la luz ambiente y del ruido, fue cubrir con felpa adhesiva el interior de la pinza, bordeando los diodos y el sensor. Esta medida suponía eliminar por completo el ruido producido por el reflejo residual de la luz emitida sobre el plástico de la pinza, pero pese a los esfuerzos, la mejora fue insustancial. En este punto, se comenzó a rediseñar el circuito para poder realizar medidas más precisas.

El problema real, se puede entrever de la siguiente gráfica:

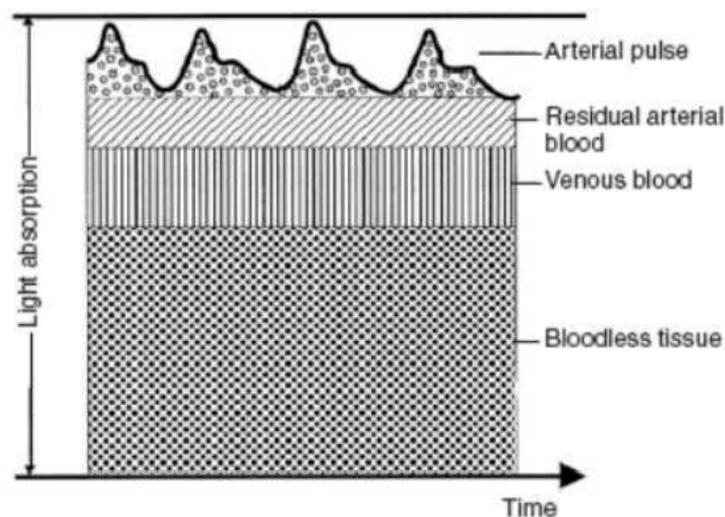


Figura 23 – Absorción lumínica a través de los tejidos

Como se observa en la *Figura 23*, existen numerosos medios de absorción por los que debe pasar la luz al realizar una medida. Todos estos medios, desde tejido, cartílagos, músculos, huesos y fluidos corporales, tienen mayor o menor grado de absorción y un ruido asociado, sin embargo, de todos ellos, sólo el Pulso Arterial es una aportación al valor de AC. Por ende, todos los demás medios de absorción suponen la parte de DC, significativamente mayor en densidad y tamaño. Es precisamente esa diferencia lo que genera el problema que se tiene en este punto. El ritmo cardíaco, cuando el dedo está en el dispositivo midiendo, se puede observar a simple vista en un osciloscopio calibrado. En dicho osciloscopio, se deben observar dos pulsos de diferentes tamaños, como se observa en la *Figura 24*:



Figura 24 – Pulsos de medida de tejido pertenecientes a ambos diodos

Estos dos pulsos que se observan en la *Figura 24* pertenecen a ambos diodos. Como se comentaba anteriormente en este mismo documento, el diodo infrarrojo tenía una potencia superior, y hubo que compensar esta potencia introduciendo diferentes resistencias de entrada para los dos diodos. Sin embargo, por mucho que se pueda aproximar, es empíricamente imposible conseguir que ambos diodos trabajen al mismo nivel por muchos factores, como por ejemplo la normalización de valores de las resistencias.

Otra de las cosas que se puede observar en la *Figura 24*, es que los pulsos tienen cierta forma redondeada, tirando a triangular en algunas ocasiones, y o a cuadrada en otras. Esto depende principalmente de dos factores. En primer lugar, la frecuencia de los pulsos, marcada por los *delay()* en milisegundos del código, que indica el número de pulsos que se miden e imprimen en unidad de milisegundos. Cuanto más rápida es la sucesión de pulsos, más triangular tiende a ser la señal, porque el conversor analógico-digital no tiene tiempo suficiente como para mostrar la forma completa de dicha señal. En segundo lugar, si el valor en voltaje de la señal es muy alto, cercano al punto de saturación, la señal comienza a cuadrarse, significando que hay valores que exceden el umbral y por lo tanto se pierden. En la figura, esto no ocurre, quedando una señal redondeada que oscila. Otra cosa que puede observarse son los momentos en los que la señal queda a 0, que se corresponden con los momentos donde ambos diodos se apagan para medir el valor de referencia. Aunque se quitara esa medición, los diodos se

siguen apagando entre medida y medida para que no se superpongan las mediciones, y para que el conversor gane tiempo extra para procesar la señal, mejorando el resultado final.

Para distinguir la parte de DC y la de AC, basta con mirar la señal en el osciloscopio. Cuando se está midiendo el tejido, y la señal es como la de la *Figura 24*, los picos pertenecientes a ambos diodos oscilan, esto es, suben y bajan en valor. Con el circuito tal cual estaba, en este punto la oscilación del valor de AC era de aproximadamente 80mV. Como es apreciable, este valor es tremendamente pequeño comparado con los casi 2V de DC que se puede garantizar que va a haber midiendo el dedo. Con la situación analizada, estaba claro lo que debía hacerse: buscar una forma de eliminar valores de DC y amplificar únicamente los valores de AC. Esto supone amplificar la oscilación y reducir significativamente la amplitud de la parte perteneciente a DC, para lo cual se debe confeccionar otro circuito.

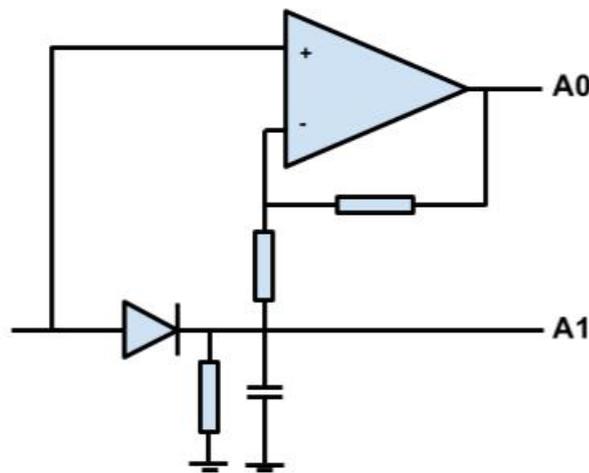
*<< Nota: A partir de este punto, todos los diseños y modelos de desarrollo, son predicciones y cálculos teorizados, debido a que en estas alturas del proyecto, se acabó el tiempo del que se disponía, y no era asumible posponer su presentación ante el tribunal competente. >>*

### **3.6. Circuito conmutador y amplificador de AC**

Como se iba asumiendo anteriormente, se debía confeccionar un circuito para la amplificación de AC y poder reducir la diferencia con los valores de DC. Para ello, se planteó un circuito simple, que trabajara a la salida del anterior (Pasaalta, pasabaja, amplificador), y para empezar, solo con uno de los diodos, por ejemplo, el rojo.

El circuito que se describe a continuación, tiene tres elementos clave. El primer elemento clave es un diodo, el cual, al tener una caída fija de tensión, permite guardar un valor de DC el cual se tomará de referencia. La caída de un diodo variará según el tipo de diodo del que se disponga, siendo normalmente el más común el diodo de Silicio, con una caída de 0,7V, o de Germanio, con una caída de 0,3V. Para los intereses del diseño, es preferible una caída más cercana a 1V, para no apurar demasiado en torno a la medida de AC. El segundo elemento de importancia, es la combinación condensador + resistencia, seguido del diodo, en paralelo, que permiten filtrar y eliminar una gran parte de la componente de DC. Por último, el tercer elemento es un amplificador como los presentados en el circuito original (LM324N), que se

encargará de amplificar la señal. El secreto del circuito reside en éste último, debido a que, como se observa en la *Figura 25*, detallada a continuación, dicho operacional no amplifica con respecto a tierra, sino con respecto al valor que sale del diodo, permitiendo amplificar únicamente la parte de AC, con una parte de DC definida según la caída del diodo. Es por esto que se comentaba que era preferible asegurar un valor cercano a 1V, porque si fuese de 0,3V podría resultar una cantidad demasiado pequeña como para realizar las mediciones posteriores.



**Figura 25 – Circuito R/IR de un solo diodo**

Como se observa en la *Figura 25*, parten dos salidas de este circuito, una tras el amplificador operacional, y otra del filtro con el diodo. La explicación es sencilla: al disponer de dos salidas analógicas en lugar de una, se puede organizar en el código que Arduino calcule la diferencia de éstas, pudiendo así conseguir una señal final con las partes de AC y DC compensadas, donde los pulsos queden bien resaltados permitiendo realizar cálculos mucho más fiables.

En lo que respecta a este circuito, surgía un planteamiento que merecía de atenciones, y es que la señal se estaba amplificando dos veces, una en el circuito original, y otra en este circuito, en la parte de AC. Con esta configuración, la señal iba a saturar, sin contar con la cantidad de ruido que se ve amplificada en la primera ocasión. Con esta resolución, se llegó a la conclusión de que lo mejor era prescindir del primer amplificador y convertirlo en otro seguidor de tensión. Sin embargo, esto suponía que la oscilación de AC pasaría de ser de 80mV con una ganancia de 2,43, a aproximadamente 32,92mV con una ganancia unitaria, lo que suponía que la potencia de amplificación del operacional en este circuito debía de ser del

orden de ganancia 50, no siendo descabellado hablar de ganancia 100. Por otro lado, en lo que respecta al condensador y la resistencia del filtro, se fijaría el condensador en un valor de 100nF, y la resistencia en algún punto entre los 40K  $\Omega$  y los 100K  $\Omega$ . A menor resistencia, la señal tendrá mayor número de oscilaciones por la rápida actualización del estado de la medida, mientras que a mayor resistencia, más lentamente se visualizarán los cambios de estado en la medida, teniendo un retardo a tener en cuenta. El valor final estaría aún por determinar empíricamente.

Una vez se comprobase que el circuito cumple correctamente con su función, se implementaría un circuito gemelo para el diodo restante. Con esto, se tendrían 4 salidas analógicas, y los otros dos operacionales del integrado del circuito original ocupados. Sin embargo, surge un nuevo tema de debate, y es la conmutación de circuito según qué diodo está encendido. Se plantearon dos alternativas.

La primera alternativa, se fundamenta en un Mosfet tipo P, o P-mos, un transistor de efecto campo, que puede funcionar como interruptor de conmutación, conectando la Puerta (G) a un pin digital de Arduino. La particularidad de este método reside en el voltaje de la puerta. Cuando la puerta está en alta (5V), el voltaje en la puerta y en el Surtidor (S) es igual, y el P-mos permanece ABIERTO, esto es, no circula corriente por el circuito. Cuando entre el surtidor y la puerta hay al menos 8V de diferencia, éste se cierra, permitiendo el paso de corriente a través del circuito. Por tanto, según su lógica de funcionamiento, con dos P-mos a la entrada de los dos circuitos, a los que nos referiremos como Circuito R y Circuito IR, cuando el diodo correspondiente a cada circuito esté apagado, el pin que alimente la puerta del P-mos de ese mismo circuito, debe estar suministrando 5V. Del mismo modo, cuando un diodo se encienda, se apagará el pin del P-mos, haciendo que, debido a la diferencia, el circuito se cierre permitiendo el paso de corriente por el circuito correspondiente. Sin embargo, como se habrá apreciado, existe un problema, y es que Arduino proporciona un voltaje limitado a 5V. Con esta diferencia, no se cumple que haya nunca 8V entre puerta y surtidor, sino 5V. Sin embargo, pese a no ser la condición de funcionamiento óptima, esta diferencia algo menor, debería cerrar parcialmente el circuito, ya que a nivel teórico, la diferencia de voltaje se puede representar como una resistencia entre el surtidor y el Drenador (D). Cuando el voltaje con la puerta es el mismo, dicha resistencia es prácticamente infinita, y a medida que la diferencia se acerca a los 8V, la resistencia se hace cada vez más pequeña hasta ser prácticamente un cortocircuito. Precisamente por ello, 5V de diferencia suponen una

resistencia significativa, pero que definitivamente deja pasar corriente. Si se tomase esta opción (los P-mos como conmutadores), la ganancia del amplificador debería aumentarse para suplir la pérdida sufrida en el transistor.

La segunda alternativa, pasa por el uso de un circuito integrado, el C-mos CD4051BE, que es un multiplexor (*mux*) / demultiplexor (*demux*) analógico. En particular, el modelo 4051 es un mux de una entrada y ocho salidas, u ocho entradas y una salida, mientras que los modelos que ofrece la misma serie, el 4052 y el 4053, son respectivamente dos mux de dos entradas y cuatro salidas (o cuatro salidas y dos entradas), y cuatro mux de tres entradas y dos salidas (o tres entradas y dos salidas). Para los intereses del diseño, no importa realmente cual de los tres se utilice, y es indiferente que se utilice el primero de los tres modelos para este trabajo.

El CD4051BE, es un integrado de 16 pines. De estos, 3 pertenecen a los pines de control, A, B y C, que estimulados por señales digitales binarias según la tabla de verdad del dispositivo, permiten seleccionar una de las ocho salidas posibles, que ocupan otros 8 pines. Otro pin pertenece a la alimentación del integrado, el cual puede operar en el rango de -5V a 20V, pero siendo recomendado que trabaje desde los 5V a los 15V. En ese sentido, la alimentación de Arduino cumple su papel perfectamente. Otros dos pines pertenecen a las tierras. Este integrado posee una tierra analógica y una tierra digital. Otro de los pines del integrado pertenece a la entrada, pero el más interesante es el último. El último pin pertenece al inhibidor. El inhibidor es una señal binaria, que cuando está en alta, bloquea el mux, impidiendo que haya una salida del circuito. Este pin en el proyecto es muy útil, ya que permite detectar cuándo no hay ningún tejido bajo el sensor, o ahorrar energía cuando ambos diodos estén apagados, cortando la corriente. El CD4051BE iría justo entre el circuito original y los circuitos R e IR. Se asignarían, por ejemplo, las salidas 0 y 1 a cada uno, y se dejarían las entradas de control A y B desconectadas (a 0V). Con esto, asignaríamos un pin digital a la entrada de control C, que cambiaría de 0 a 1 según qué diodo se encendiera, permitiendo al circuito pasar por la salida 0 ó 1. En el siguiente esquema, la *Figura 26*, se ve más claramente:

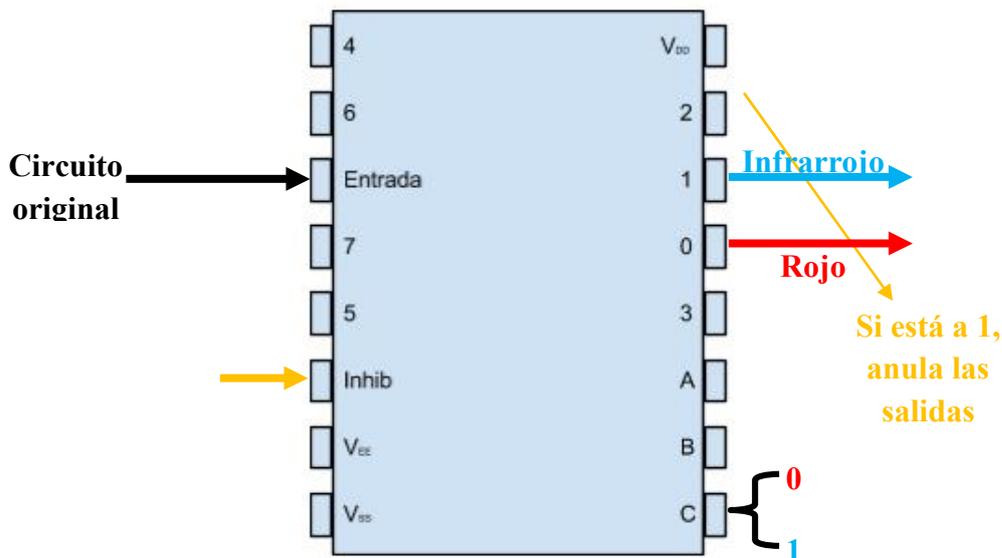


Figura 26 – Funcionamiento del CD4051BE para el circuito propuesto

A la hora de implementar una de las dos opciones, sería la última la que se elegiría, dada la facilidad de montaje, y, para este caso en concreto, el mayor grado de adecuación a las mejores condiciones, ya que no se tiene forma de asegurar la diferencia óptima de 8V del transistor P-mos.

Para ambas alternativas indistintamente, se trabaja con la conmutación de los diodos, luego es necesario entrar a hablar un poco mejor de cómo se debe llevar a cabo este procedimiento. A simple vista puede parecer sencillo el modo de funcionamiento y proceder del circuito, sin embargo, si no se tiene en cuenta algo muy importante, el circuito puede ser completamente inútil. Lo más importante en la conmutación de los diodos es el retardo. Es indispensable establecer un retardo entre la puesta en alta del pin asociado a un diodo, y la puesta en alta del pin asociado a la entrada de control C. Si no se tuviera ese pequeño retardo entre la activación de ambos pines, y fuera simultánea, el mux no tendría tiempo de implementar la salida del circuito, y no daría tiempo al CAD de mostrarla en los dos pines analógicos asociados. En el caso de la alternativa con el P-mos, este error se vería agravado notablemente, ya que la conmutación de éste es más lenta aun. Sin embargo, pese a que se habla de retardos, no se debe olvidar que la frecuencia de medida e impresión es extremadamente pequeña, de entre 1ms y 10ms, por lo que el retardo del que se habla, es del orden de los 100 $\mu$ s. A priori podría parecer un retardo insignificante, sin embargo, es más que suficiente como para garantizar la conmutación cuasi simultánea de los pines, y no interferir con la frecuencia de medición.

Con todo hecho, solo faltaría probar el circuito completo funcionando, y comenzar a grabar datos para su procesamiento en MatLab. Un último vistazo al circuito tiene la forma:

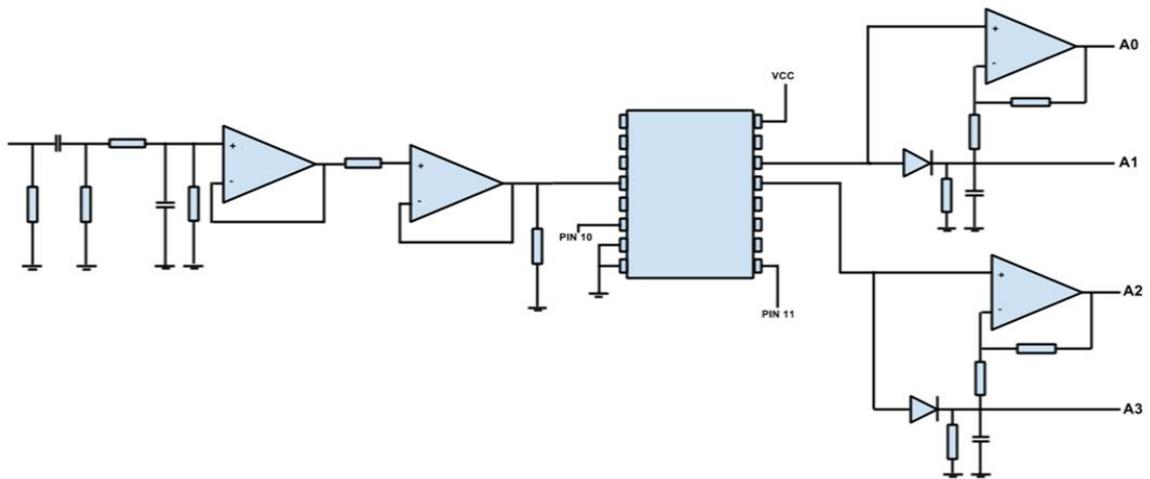


Figura 27 – Circuito teórico completo con multiplexor

## 4. Resultados

Con el prototipo final, y el código en su versión definitiva, se puede comenzar a hablar de los resultados obtenidos. Para ello, como se mencionaba por encima anteriormente, se deben capturar las medidas en un archivo de texto y una vez limpiado los errores, importar esos datos a **MatLab**.

Una vez en **MatLab**, las tareas de dibujado son sencillas. Una vez importados los datos, que se supondrá están guardados en un archivo al que se llamará **TESTP01**, se ejecuta la siguiente instrucción para visualizar las gráficas de medida de los diodos:

```
figure,plot (TESTP01 (:,1),TESTP01 (:,3),TESTP01 (:,1),TESTP01 (:,5))
```

Figura 28 – Instrucción de dibujado a partir de datos importados en MatLab

Con el esquema de funcionamiento que se describió anteriormente, la columna 1 del archivo de datos se corresponde con el tiempo en milisegundos que transcurre; la columna 3 es la media de los datos obtenidos por el sensor para el diodo rojo; la columna 5 es la media de los datos obtenidos por el sensor para el diodo infrarrojo; y por último las columnas 2 y 4 serán los valores *rms* para los datos obtenidos por el sensor para rojo e infrarrojo respectivamente.

Con esta instrucción, se mostrará una gráfica como las mostradas en la presentación de los prototipos durante el desarrollo del trabajo. Como se observa en la *Figura 28*, lo que realiza esta instrucción es pintar los valores medios medidos frente al tiempo en el que ocurren, dando lugar a una gráfica donde se deberían apreciar a simple vista los pulsos del ritmo cardiaco. Si la gráfica tiene algo de ruido, o simplemente para mejorar la calidad de la salida, se puede utilizar la siguiente modificación en la instrucción con el comando *smooth*, que suaviza las aristas del muestreo:

```
figure,plot (TESTP01 (:,1),smooth (TESTP01 (:,3)),TESTP01 (:,1),smooth (TESTP01 (:,5)))
```

Figura 29 – Instrucción de dibujado con suavizado de bordes

Con estas gráficas y trabajo de post procesado, se podrá implementar y calcular en un futuro la saturación de oxígeno en sangre y el ritmo cardiaco.

## 5. Conclusiones/líneas abiertas

En las tareas pendientes de cara a la idea de desarrollo de este dispositivo, queda sin duda abierta una línea de investigación para reducir su tamaño considerablemente para poder adaptarlo a cualquier parte del cuerpo. En caso del dedo, se buscaría poder acomodarlo en el interior de un guante o algún pequeño dedal donde se mida la saturación de oxígeno y el pulso sin interferir con la actividad. Es por eso que se plantean diferentes cursos de acción. Por ejemplo, de cara al diseño del dispositivo, una opción sería cablear desde la punta del dedo hasta el envés de la mano, o desde la oreja hasta la base del cuello u hombros, donde estaría el controlador. Sin embargo, centrándonos en el campo de la apnea profesional, no es habitual para los deportistas el uso de guantes, y de hecho, suele ser común el uso único del neopreno aislante, o, dependiendo de la modalidad concreta o variante del deporte, unos escafpines y aletas, pero por regla general, las extremidades van desnudas.

Por otro lado, la alimentación del dispositivo es un problema serio que solventar, ya que se deben suministrar 5V fijos de tensión para que el dispositivo se mantenga funcionando, y eso implica el uso de algún tipo de pila con su correspondiente zócalo, o batería recargable. Sin lugar a dudas esto conlleva otro gran problema de espaciado, que en casos exagerados, podrían suponer una molestia para el deportista a la hora de nadar y desenvolverse bajo el agua.

Otro problema, quizá el más serio de todos, es la impermeabilidad del dispositivo, agravado notablemente con la presión del agua. En la superficie, se aproxima la presión a 1 atmósfera, y a medida que se desciende bajo el agua, se aproxima a 1 atmósfera cada 10 metros hacia abajo. Para deportistas que han superado los 100 metros de profundidad, esto supone un incremento de 10 atmósferas sobre la presión de la superficie. Esto sin duda es un problema de alcance mayor, ya que requiere no solo encontrar materiales, encapsulados o protecciones para todo el circuito por el agua, sino además, aquellos que sean resistentes a una presión suficiente como para que el diseño llegue a resultar útil para deportistas de élite sin romperse o infiltrar agua. Sumado a este hecho, es vital probar el funcionamiento del circuito y de lo que se utilice para protegerlo, a presiones extremas de hasta 20 atmósferas, para garantizar que el circuito se comporta como debería aun llegados unos hipotéticos 190 metros, y que no exista riesgo de malfuncionamiento que pudiera inducir a datos erróneos o fallo crítico del

prototipo, poniendo en riesgo la vida del deportista que ha depositado la confianza en el mismo.

### ***5.1. Conclusions and open lines***

Wandering through undone development tasks of the device, there's an open investigation line involving the reduction of it's size for it to fit everywhere. In finger's particular case, the device should be embedded in the inner side of the glove, in the glove's weave or inside a thimble, whereas the device does it's measures. Because of this, several ideas are thought. For example, involving device's architecture, wiring to the back of the hand, or to the nape if it's settled in the ear, could be an option, freeing space. However, apnea is a sport where divers don't usually wear anything but the neoprene suit, and, depending of the modalities, fins and neoprene foot covers.

On the other hand, device's power supply it's something unsolved. Providing 5 volts to keep it running involves batteries with their cases, increasing dramatically the size. In the worst case, size could be big enough to obstruct the sportsman underwater.

Finally, the biggest matter is the device's waterproof capability, aggravated with pressure underwater. Surface pressure is about 1 atmosphere, and as you go deeper, pressure rise 1 atmosphere every 10 meters. Sportsmen that have been more than 100 meters deep, have endure 11 atmospheres. Without a doubt, this means the need of finding tough enough materials, encapsulations and protectors for the device to be useful for elite sportsmen no matter the deep. This involves making the device strong, for it to resist about 20 atmospheres (190 meters), without measurement mistakes, water filtrations or critical failures. Everything to be realiable, useful, and able to protect and save a life.

## 5.2. Resumen final

Resumiendo lo trabajado y desarrollado a lo largo de este trabajo, se ha conseguido confeccionar un prototipo realista de pulsioxímetro, que capture datos que pueden ser procesados y den resultados coherentes y con sentido. Se ha analizado el proceso de construcción, el código empleado, así como los fundamentos teóricos detrás del mismo, y los problemas que han surgido en el transcurso del trabajo, así como los que quedan planteados para el futuro, de cara a seguir investigando sus aplicaciones como dispositivo de uso profesional. Se han investigado las variantes, las alternativas y las formas de realizar los mismos pasos, y se ha justificado el hecho de haber elegido y continuado la línea aquí presente. Por último, se ha intentado describir los pasos a seguir de este punto en adelante para implementar un cuarto prototipo funcional que se parezca mucho más al diseño final, teniendo en cuenta todos los factores y propuestas aquí sugeridos tanto de arquitectura, como de emplazamiento y otros tecnicismos asociados a su funcionamiento, mantenimiento y necesidades, para acabar lo que no se pudo, y mejorar la calidad de vida de estos deportistas.

## 5.3. *Abstract*

Summarizing the work done through all this work, we have made a realistic pulsoximeter prototype able to capture empirical measurement data, that can be indicted and saved, for a computer to give back coherent and sense results. Construction process, used code, and theoretical fundaments were revised, and problems arised analysed with the ones left for future research. Alternatives, variations and chosen paths have been explained, as well as the walkthrough of how do we get here and where to continue from here, with a newer and better fourth prototype, using everything left in this document, in matter of architecture, code, and troubleshooting, for finishing the undone, and improving lifestyle of those sportsmen.

## 6. Bibliografía

[1] Desarrollo teórico del punto isosbético y la absorción lumínica de la hemoglobina:  
<http://www.frca.co.uk/article.aspx?articleid=332>

[2] Descripción de la saturación porcentual de oxígeno en sangre y su medida, disponible en la web de Medeia:  
[http://www.qhrv.es/dtr\\_pwv\\_spo2\\_sp.htm](http://www.qhrv.es/dtr_pwv_spo2_sp.htm)

[3] Descripción y estudio de la temperatura marina, contenida en la URL:  
[http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/17/htm/sec\\_6.html](http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/17/htm/sec_6.html)

[4] Principios de funcionamiento médico de un pulsioxímetro:  
<http://www.oximetry.org/pulseox/principles.htm>

[5] Proyecto de pulsioxímetro inalámbrico con Arduino:  
<http://learn.parallax.com/sites/default/files/inspiration/810/dl/Wireless-Pulse-Oximeter-Report.pdf>

## **ANEXOS**



**TAOS Inc.**

**is now**

**ams AG**

The technical content of this TAOS datasheet is still valid.

**Contact information:**

**Headquarters:**

ams AG

Tobelbaderstrasse 30

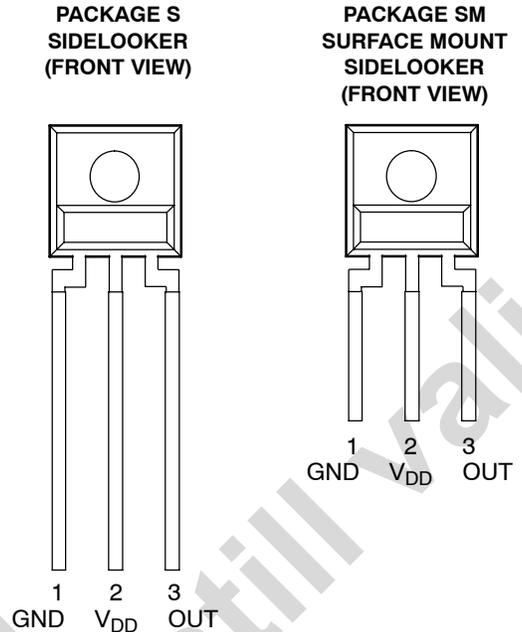
8141 Unterpremstaetten, Austria

Tel: +43 (0) 3136 500 0

e-Mail: [ams\\_sales@ams.com](mailto:ams_sales@ams.com)

Please visit our website at [www.ams.com](http://www.ams.com)

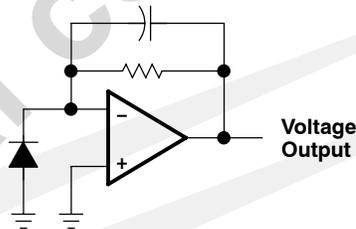
- Converts Light Intensity to Output Voltage
- Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Transconductance Amplifier, and Feedback Components
- Single-Supply Operation . . . 2.7 V to 5.5 V
- High Irradiance Responsivity . . . Typical 246 mV/( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ) at  $\lambda_p = 640 \text{ nm}$  (TSL12S)
- Low Supply Current . . . 1.1 mA Typical
- Sidelooker 3-Lead Plastic Package
- RoHS Compliant (–LF Package Only)



## Description

The TSL12S, TSL13S, and TSL14S are cost-optimized, highly integrated light-to-voltage optical sensors, each combining a photodiode and a transimpedance amplifier (feedback resistor = 80 M $\Omega$ , 20 M $\Omega$ , and 5 M $\Omega$ , respectively) on a single monolithic integrated circuit. The photodiode active area is 0.5 mm  $\times$  0.5 mm and the sensors respond to light in the range of 320 nm to 1050 nm. Output voltage is linear with light intensity (irradiance) incident on the sensor over a wide dynamic range. These devices are supplied in a 3-lead clear plastic sidelooker package (S). When supplied in the lead (Pb) free package, the device is RoHS compliant.

## Functional Block Diagram



# TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

## Available Options

DEVICE	T <sub>A</sub>	PACKAGE – LEADS	PACKAGE DESIGNATOR	ORDERING NUMBER
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL12S
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL12S-LF
TSL12S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL12SM-LF
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL13S
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL13S-LF
TSL13S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL13SM-LF
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker	S	TSL14S
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Sidelooker — Lead (Pb) Free	S	TSL14S-LF
TSL14S	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Sidelooker — Lead (Pb) Free	SM	TSL14SM-LF

## Terminal Functions

TERMINAL NAME	NO.	TYPE	DESCRIPTION
GND	1		Power supply ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
OUT	3	O	Output voltage.
V <sub>DD</sub>	2		Supply voltage.

## Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)<sup>†</sup>

Supply voltage, V <sub>DD</sub> (see Note 1)	6 V
Output current, I <sub>O</sub>	±10 mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C (see Note 2)	5 s
Operating free-air temperature range, T <sub>A</sub>	–25°C to 85°C
Storage temperature range, T <sub>stg</sub>	–25°C to 85°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds (S Package)	260°C
Reflow solder, in accordance with J-STD-020C or J-STD-020D (SM Package)	260°C

<sup>†</sup> Stresses beyond those listed under “absolute maximum ratings” may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under “recommended operating conditions” is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. All voltages are with respect to GND.  
2. Output may be shorted to supply.

## Recommended Operating Conditions

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, V <sub>DD</sub>	2.7		5.5	V
Operating free-air temperature, T <sub>A</sub>	0		70	°C

# TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

**Electrical Characteristics at  $V_{DD} = 5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $\lambda_p = 640\text{ nm}$ ,  $R_L = 10\text{ k}\Omega$  (unless otherwise noted) (see Notes 3, 4, 5)**

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL12S			TSL13S			TSL14S			UNIT	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
$V_{OM}$	Maximum output voltage	4.6	4.9		4.6	4.9		4.6	4.9		V	
$V_O$	Output voltage	$E_e = 8\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$	1.5	2	2.5						V	
		$E_e = 31\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.5	2	2.5				
		$E_e = 120\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$							1.5	2		2.5
		$E_e = 16\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$		4								
		$E_e = 62\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$					4					
		$E_e = 240\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$								4		
$R_e$	Irradiance responsivity	Note 6	248		64			16			mV/ ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ )	
$V_{OS}$	Extrapolated offset voltage	Note 6	-0.02	0.03	0.08	-0.02	0.03	0.08	-0.02	0.03	0.08	V
$V_d$	Dark voltage	$E_e = 0$	0		0.08	0		0.08	0		0.08	V
$I_D$	Supply current	$E_e = 8\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$		1.1	1.7							mA
		$E_e = 31\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$				1.1	1.7					
		$E_e = 120\ \mu\text{W}/\text{cm}^2$							1.1	1.7		

- NOTES: 3. Measurements are made with  $R_L = 10\text{ k}\Omega$  between output and ground.  
4. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from an LED optical source.  
5. The 640 nm input irradiance  $E_e$  is supplied by an AlInGaP LED with peak wavelength  $\lambda_p = 640\text{ nm}$ .  
6. Irradiance responsivity is characterized over the range  $V_O = 0.2$  to 4 V. The best-fit straight line of Output Voltage  $V_O$  versus irradiance  $E_e$  over this range may have a positive or negative extrapolated  $V_O$  value for  $E_e = 0$ . For low irradiance values, the output voltage  $V_O$  versus irradiance  $E_e$  characteristic is non linear with a deviation toward  $V_O = 0$ ,  $E_e = 0$  origin from the best-fit straight line referenced above.

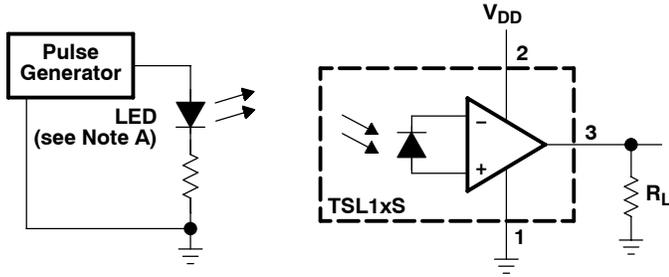
**Dynamic Characteristics at  $V_{DD} = 5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $\lambda_p = 640\text{ nm}$ ,  $R_L = 10\text{ k}\Omega$  (unless otherwise noted) (see Figure 1)**

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL12S			TSL13S			TSL14S			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
$t_{dr}$	Output pulse delay time for rising edge (0% to 10%)	Min $V_O = 0\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		13		1.7		0.9			$\mu\text{s}$
		Min $V_O = 0.5\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.3		1.2		0.6			
$t_r$	Output pulse rise time (10% to 90%)	Min $V_O = 0\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		20		7.2		2.6			$\mu\text{s}$
		Min $V_O = 0.5\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		10		6.5		2.9			
$t_{df}$	Output pulse delay time for falling edge (100% to 90%)	Min $V_O = 0\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.3		1.2		0.8			$\mu\text{s}$
		Min $V_O = 0.5\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		2.2		1.1		0.7			
$t_f$	Output pulse fall time (90% to 10%)	Min $V_O = 0\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		10		6.8		2.9			$\mu\text{s}$
		Min $V_O = 0.5\text{ V}$ ; Peak $V_O = 2\text{ V}$		9		6.4		2.8			

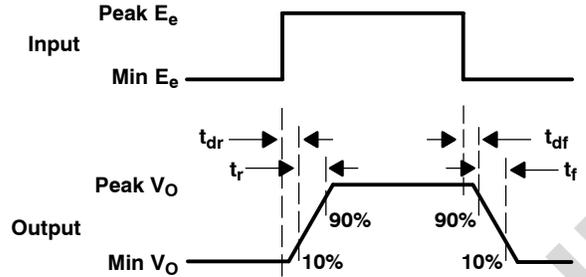
# TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

## PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



TEST CIRCUIT



OUTPUT VOLTAGE WAVEFORM (See Note B)

- NOTES: A. The input irradiance is supplied by a pulsed AlInGaP light-emitting diode with the following characteristics:  $\lambda_p = 640 \text{ nm}$ ,  $t_r < 1 \mu\text{s}$ ,  $t_f < 1 \mu\text{s}$ .  
B. The output waveform is monitored on an oscilloscope with the following characteristics:  $t_r < 100 \text{ ns}$ ,  $Z_i \geq 1 \text{ M}\Omega$ ,  $C_i \leq 20 \text{ pF}$ .

Figure 1. Switching Times

## TYPICAL CHARACTERISTICS

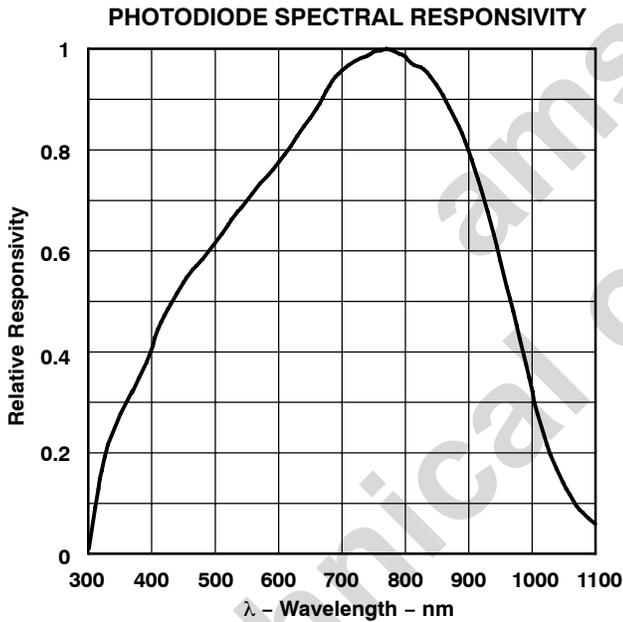


Figure 2

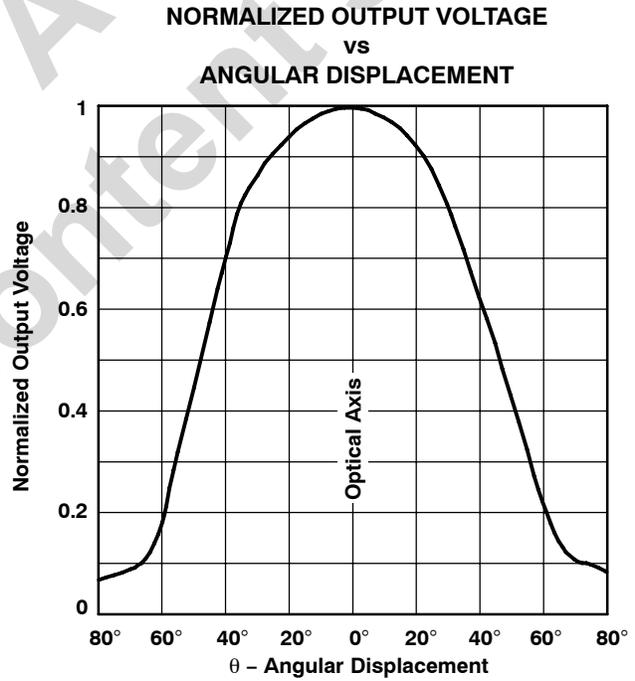


Figure 3

TYPICAL CHARACTERISTICS

TSL12S

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

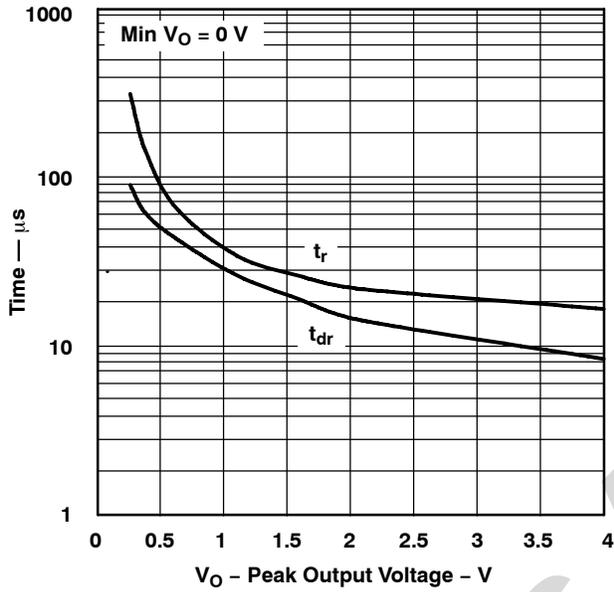


Figure 4

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

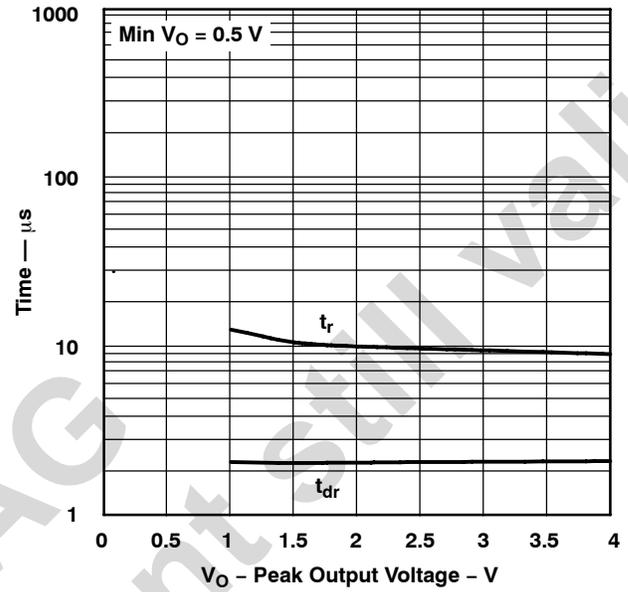


Figure 5

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

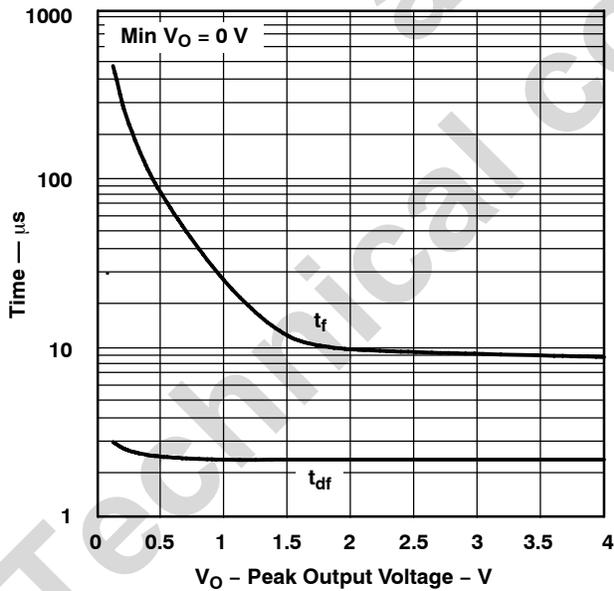


Figure 6

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

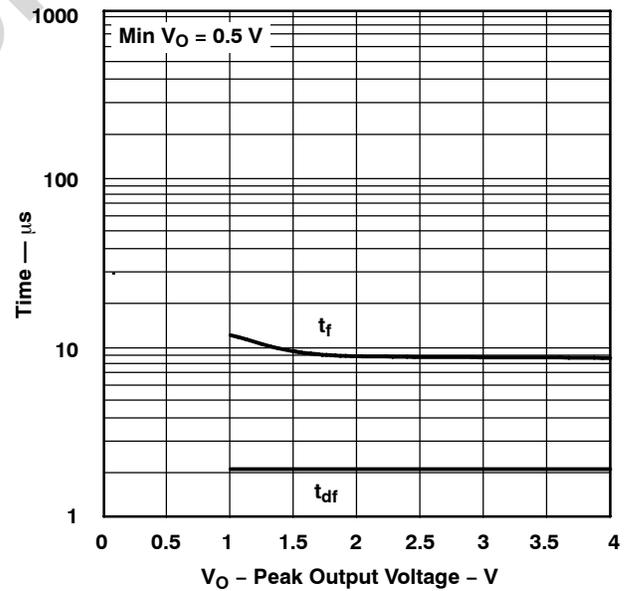


Figure 7

# TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

## TYPICAL CHARACTERISTICS

### TSL13S

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

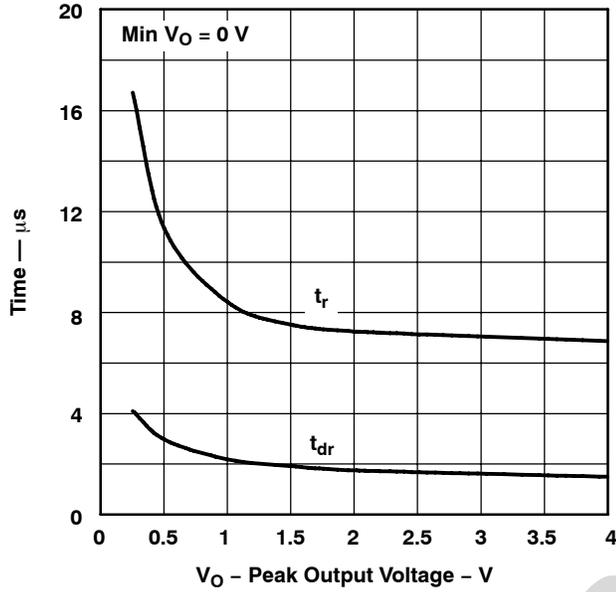


Figure 8

RISING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

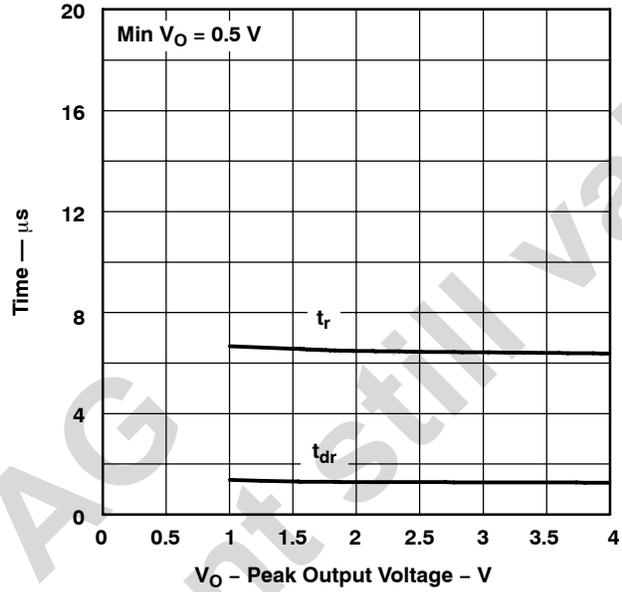


Figure 9

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

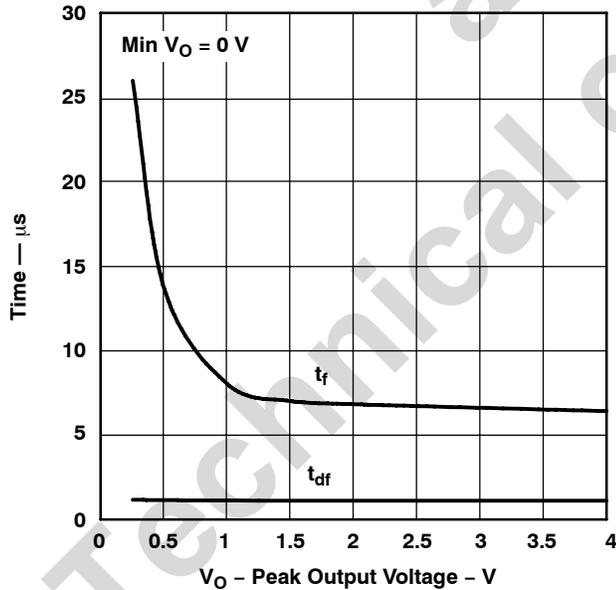


Figure 10

FALLING EDGE DYNAMIC CHARACTERISTICS  
vs.  
PEAK OUTPUT VOLTAGE

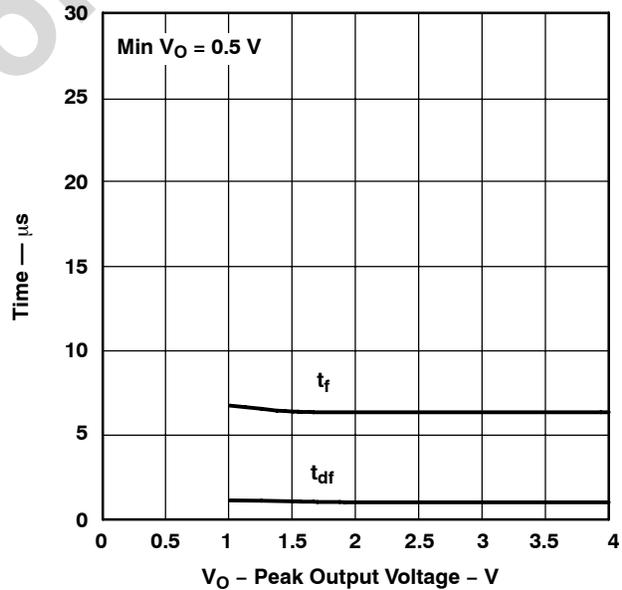


Figure 11

TYPICAL CHARACTERISTICS

TSL14S

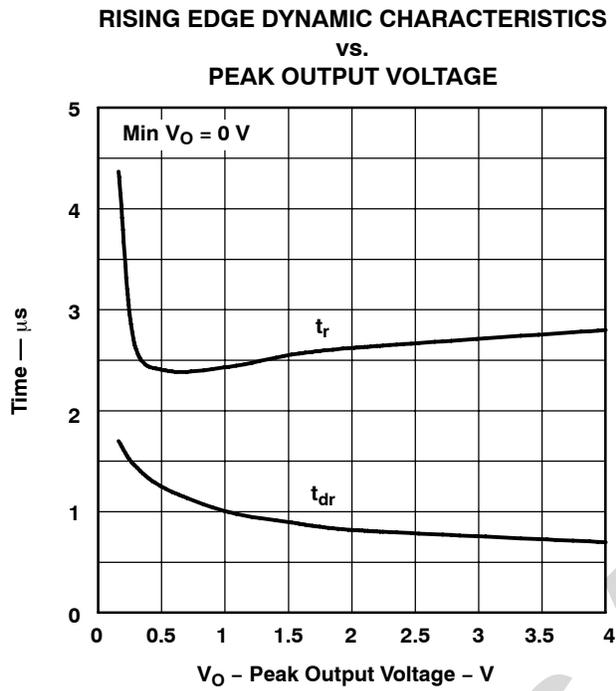


Figure 12

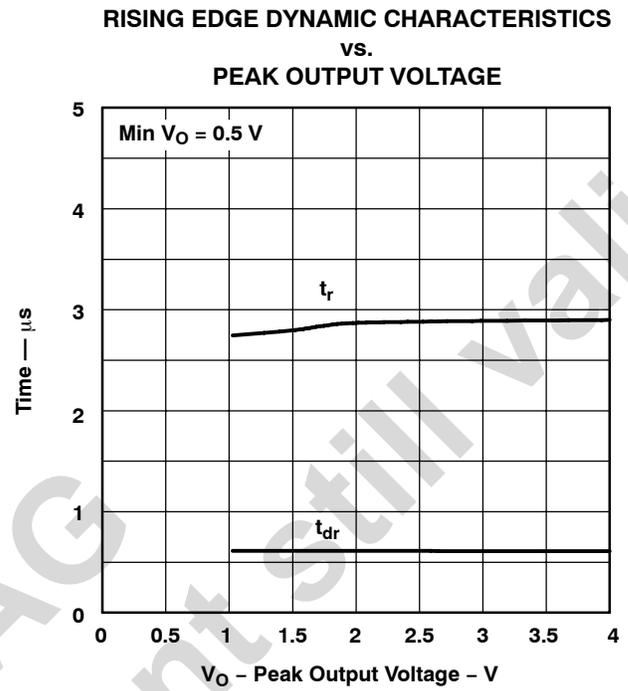


Figure 13

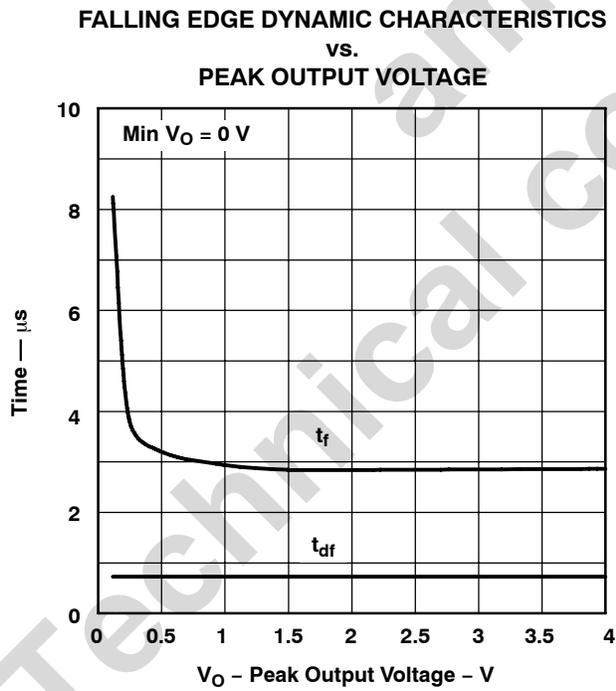


Figure 14

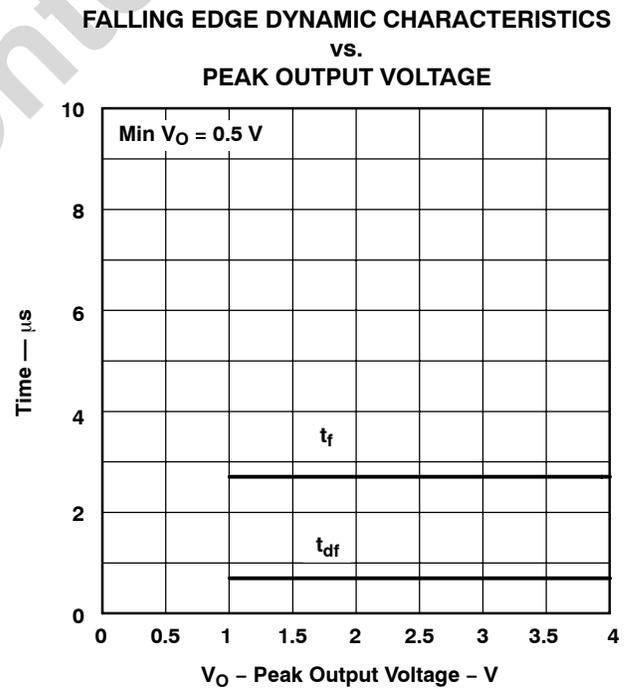
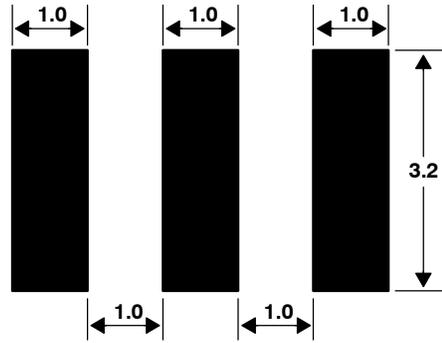


Figure 15

APPLICATION INFORMATION

PCB Pad Layout

Suggested PCB pad layout guidelines for the SM surface mount package are shown in Figure 16.



- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters.  
B. This drawing is subject to change without notice.

Figure 16. Suggested SM Package PCB Layout

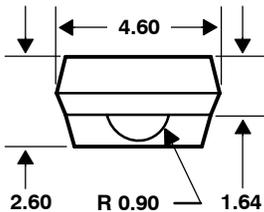
MECHANICAL DATA

The TSL12S, TSL13S, and TSL14S are supplied in a clear 3-lead through-hole package with a molded lens.

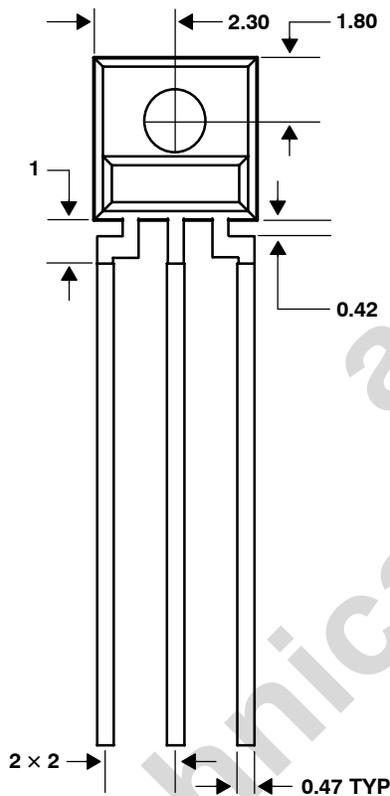
PACKAGE S

PLASTIC SINGLE-IN-LINE SIDE-LOOKER PACKAGE

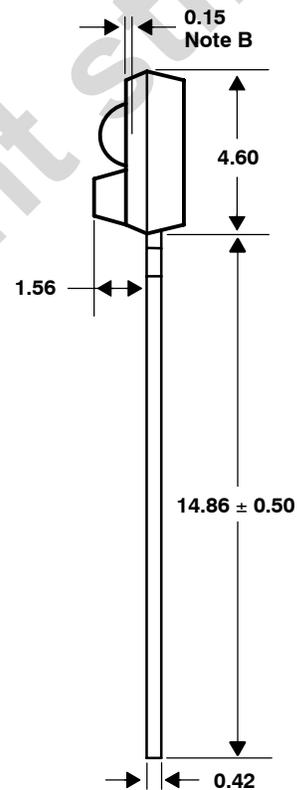
TOP VIEW



FRONT VIEW



SIDE VIEW



Lead Free Available

- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters; tolerance is  $\pm 0.25$  mm unless otherwise stated.  
 B. Dimension is to center of lens arc, which is located below the package face.  
 C. The  $0.50$  mm  $\times$   $0.50$  mm integrated photodiode active area is typically located in the center of the lens and  $0.97$  mm below the top of the lens surface.  
 D. Index of refraction of clear plastic is 1.55.  
 E. Lead finish for TSL1xS: solder dipped, 63% Sn/37% Pb. Lead finish for TSL1xS-LF: solder dipped, 100% Sn.  
 F. This drawing is subject to change without notice.

Figure 17. Package S — Single-In-Line Side-Looker Package Configuration

# TSL12S, TSL13S, TSL14S LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS

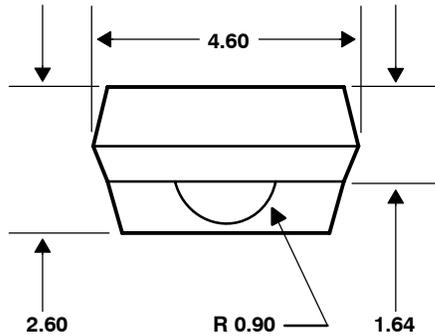
TAOS051E – SEPTEMBER 2007

## MECHANICAL DATA

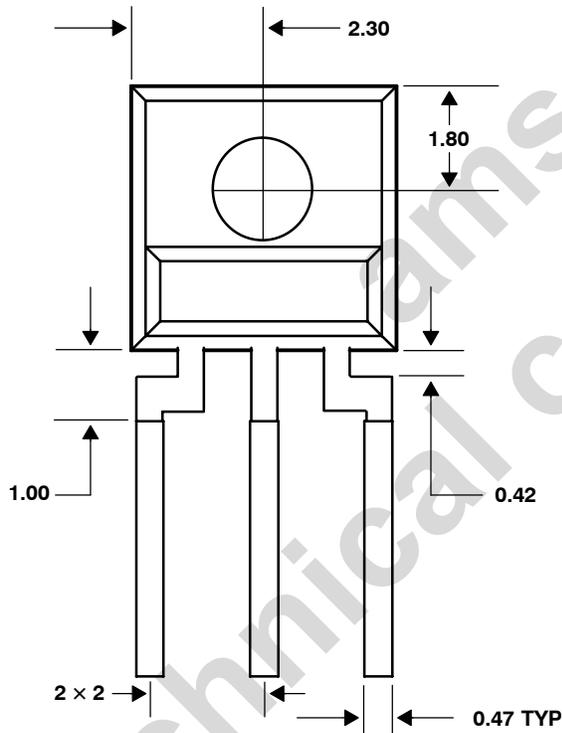
### PACKAGE SM

### PLASTIC SURFACE MOUNT SIDE-LOOKER PACKAGE

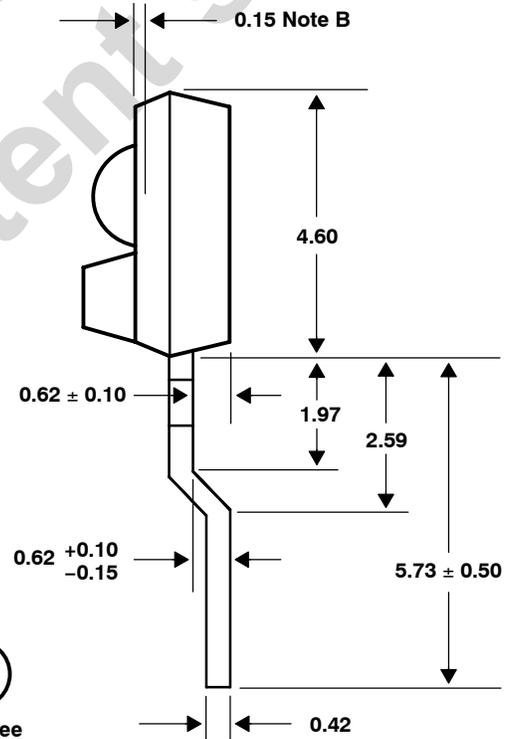
#### TOP VIEW



#### FRONT VIEW



#### SIDE VIEW



- NOTES: A. All linear dimensions are in millimeters; tolerance is  $\pm 0.25$  mm unless otherwise stated.  
 B. Dimension is to center of lens arc, which is located below the package face.  
 C. The integrated photodiode active area is typically located in the center of the lens and 0.97 mm below the top of the lens surface.  
 D. Index of refraction of clear plastic is 1.55.  
 E. Lead finish for TSL1xSM-LF: solder dipped, 100% Sn.  
 F. This drawing is subject to change without notice.

Figure 18. Package SM — Surface Mount Side-Looker Package Configuration

**PRODUCTION DATA** — information in this document is current at publication date. Products conform to specifications in accordance with the terms of Texas Advanced Optoelectronic Solutions, Inc. standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

## **LEAD-FREE (Pb-FREE) and GREEN STATEMENT**

**Pb-Free (RoHS)** TAOS' terms *Lead-Free* or *Pb-Free* mean semiconductor products that are compatible with the current RoHS requirements for all 6 substances, including the requirement that lead not exceed 0.1% by weight in homogeneous materials. Where designed to be soldered at high temperatures, TAOS Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

**Green (RoHS & no Sb/Br)** TAOS defines *Green* to mean Pb-Free (RoHS compatible), and free of Bromine (Br) and Antimony (Sb) based flame retardants (Br or Sb do not exceed 0.1% by weight in homogeneous material).

**Important Information and Disclaimer** The information provided in this statement represents TAOS' knowledge and belief as of the date that it is provided. TAOS bases its knowledge and belief on information provided by third parties, and makes no representation or warranty as to the accuracy of such information. Efforts are underway to better integrate information from third parties. TAOS has taken and continues to take reasonable steps to provide representative and accurate information but may not have conducted destructive testing or chemical analysis on incoming materials and chemicals. TAOS and TAOS suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

## **NOTICE**

Texas Advanced Optoelectronic Solutions, Inc. (TAOS) reserves the right to make changes to the products contained in this document to improve performance or for any other purpose, or to discontinue them without notice. Customers are advised to contact TAOS to obtain the latest product information before placing orders or designing TAOS products into systems.

TAOS assumes no responsibility for the use of any products or circuits described in this document or customer product design, conveys no license, either expressed or implied, under any patent or other right, and makes no representation that the circuits are free of patent infringement. TAOS further makes no claim as to the suitability of its products for any particular purpose, nor does TAOS assume any liability arising out of the use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages.

TEXAS ADVANCED OPTOELECTRONIC SOLUTIONS, INC. PRODUCTS ARE NOT DESIGNED OR INTENDED FOR USE IN CRITICAL APPLICATIONS IN WHICH THE FAILURE OR MALFUNCTION OF THE TAOS PRODUCT MAY RESULT IN PERSONAL INJURY OR DEATH. USE OF TAOS PRODUCTS IN LIFE SUPPORT SYSTEMS IS EXPRESSLY UNAUTHORIZED AND ANY SUCH USE BY A CUSTOMER IS COMPLETELY AT THE CUSTOMER'S RISK.

LUMENOLOGY, TAOS, the TAOS logo, and Texas Advanced Optoelectronic Solutions are registered trademarks of Texas Advanced Optoelectronic Solutions Incorporated.

**TSL12S, TSL13S, TSL14S  
LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTERS**

TAOS051E – SEPTEMBER 2007

---

ams AG  
Technical content still valid