



industriales
etsii

Escuela Técnica
Superior
de Ingeniería
Industrial

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Industrial

Diseño e implementación de un sistema abierto de pulsioximetría

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA



Universidad
Politécnica
de Cartagena

Autor: Roque Belda García
Director: D. Joaquín Roca González

Cartagena, Julio de 2016

Diseño e implementación de un sistema abierto de pulsioximetría by [Roque Belda García](#) is licensed under a [Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional License](#).



Resumen

Con este trabajo de final de grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática de la U.P.C.T., se pretende diseñar un pulsioxímetro que nos permita calcular tanto la cantidad de oxígeno en sangre como el ritmo cardiaco.

Para abordar este reto, primero hemos de conocer los principios fisiológicos en los que se basa la pulsioximetría y que son ampliamente repasados en esta memoria.

Es también objetivo de este proyecto que los diseños desarrollados sirvan de base a futuros estudiantes o aficionados del mundo de la electrónica, y de ningún modo se propone este diseño para uso clínico, por lo que el enfoque de este proyecto siempre ha sido didáctico.

Esta memoria constituye un manual del desarrollo de un pulsioxímetro que aborda los fundamentos básicos tanto fisiológicos como técnicos; el diseño de los circuitos necesarios para su funcionamiento; el desarrollo de software y programación del microcontrolador, o el diseño y fabricación de la sonda que interactuará con el paciente.

Abstract

With this work of final of degree in Industrial Electronic Engineering and Automatic of the U.P.C.T. Pretend design a pulse oximeter that allow us calculate the quantity of oxygen in blood and the cardiac rhythm.

To tackle this first challenge have to know the physiological principles on in which it bases the pulse oximetry and that are widely reviewed in this memory.

This also aim of this project, that the designs developed serve of base to future students or fans of the world of the electronics, and in no way proposes this design for clinical use, by what the approach of this project always has been didactic.

This memory constitutes a manual of the development of a pulse oximetry that tackles from the basic foundations so much physiological like technicians, the design of the necessary circuits for his operation, the development of software and programming of the microcontroller, or the design and manufacture of the probe that interact with the patient.

Keywords: pulse oximeter, e-health, pulseoximetry, saturation, oxigen, heart, microcontroler, Arduino, LED, light, electronic.

Agradecimientos

A mis padres, Roque y Marisa por haberme permitido estudiar esta titulación

A Irene, por acompañarme durante estos cuatro años

A todos los miembros de UPCT MAKERS, por los proyectos compartidos en la UPCT

1. Índice de Contenidos

1.	Índice de Contenidos.....	6
2.	Índice de Figuras.....	8
3.	Índice de Ecuaciones	9
1.	Presentación	10
1.1	Introducción	10
1.2	Contextualización del entorno	11
1.2.1	El internet de las cosas y los dispositivos electromédicos	11
1.2.2	Uso clínico de la pulsioximetría:	12
1.3	Motivación y Objetivo:.....	21
2.	Bases fisiológicas	24
2.1	Intercambio de oxígeno en el organismo	24
2.2	Ciclo cardíaco.....	26
2.3	Hemoglobina.....	28
2.4	Saturación de oxígeno en la sangre.....	29
3.	Bases técnicas.....	32
3.1	Gasometría	32
3.2	Espectrofotometría	32
3.3	Pulsioximetría.....	38
3.4	Arquitectura propuesta	39
3.5	Componentes principales	40
3.5.1	Diagrama de Bloques	41
3.5.2	Diagrama funcional.....	42
3.5.3	Sonda de medida	43
3.6	Seguridad fotobiológica	45
4.	Desarrollo.....	50
4.1	Emisores Ópticos.....	50
4.1.1	Diodos Leds:.....	50
4.1.2	Circuito de excitación de Leds	51
4.2	Fotodetectores	55
4.2.1	Fototransistores	55
4.2.2	Fotodiodos.....	56
4.2.3	OPT101	61
4.2.4	Acondicionamiento de la señal	62
4.3	Fuente de alimentación simétrica	65
4.4	Microcontrolador	67

4.5	Código	¡Error! Marcador no definido.
4.5.1	Arduino IDE	68
4.5.2	Labview	70
4.5.3	Algoritmo de procesado de señal	70
4.6	Diseño de PCB	72
4.7	Diseño y fabricación de sonda de medida	73
5.	Calibración	76
6.	Resultados y conclusiones	80
6.1	Análisis	80
6.2	Conclusiones	82
7.	Trabajos futuros	84
8.	Bibliografía	86
9.	Anexos	88

2. Índice de Figuras

FIGURA 1.1 E-HEALTH	10
FIGURA 1.2 IOT HEALTH SERVICE	11
FIGURA 1.3 PULSIOXÍMETRO DE DEDO	12
FIGURA 1.4 DIAGRAMA DE COPD	14
FIGURA 1.5 DISMINUCIÓN DEL PORCENTAJE DE OXÍGENO CON LA ALTITUD	16
FIGURA 1.6 MEDICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL.....	17
FIGURA 1.7 Sonda para neonatos de Nellcor	19
FIGURA 1.8 PULSIOXÍMETRO HERBIE LIFE OX22	19
FIGURA 1.9 PULSIOXÍMETRO APEX	20
FIGURA 2.1 CICLO CARDIACO.....	27
FIGURA 2.2 A) HEMOGLOBINA B) GRUPO HEMO	28
FIGURA 2.3 VARIACIÓN DE LA PRESIÓN DURANTE EL CICLO CARDIACO	31
FIGURA 3.1 ESQUEMA ESPECTROFOTOMETRÍA.....	33
FIGURA 3.2 COMPONENTE AC Y DC EN LA ABSORBANCIA DE LA SANGRE (HOWEQUIPMENTWORKS.COM).....	35
FIGURA 3.3 ESPECTRO DE ABSORCIÓN DE LA HEMOGLOBINA	39
FIGURA 3.4 DIAGRAMA DE BLOQUES PROPUESTO.....	41
FIGURA 3.5 DIAGRAMA FUNCIONAL SIMPLIFICADO	42
FIGURA 3.6 AFE4490	43
FIGURA 3.7 MAX 30102	44
FIGURA 3.8 OPT101.....	44
FIGURA 3.9 DIFERENTES TIPOS DE PELIGROSIDAD PARA TEMPERATURA DE RETINA Y RETINA FOTOQUÍMICA EN FUNCIÓN DE LAS DIFERENTES LONGITUDES DE ONDAS	47
FIGURA 4.1 CIRCUITO PROPUESTO PARA LA EXCITACIÓN ALTERNA DE LOS DIODOS EMISORES DE LUZ (CONTROLADORDELEDS.EWB).....	52
FIGURA 4.2 LT3092.....	53
FIGURA 4.3 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL CONTROL DE LEDS.....	55
FIGURA 4.4 AMPLIFICADOR DE TRANSIMPEDANCIA.....	60
FIGURA 4.5 OPT101.....	61
FIGURA 4.6 SENSIBILIDAD DEL OPT101 FRENTE A DIFERENTES LONGITUDES DE ONDA.....	61
FIGURA 4.7 FILTRO PASO BANDA GENÉRICO.....	63
FIGURA 4.8 CIRCUITO ANALÓGICO PROPUESTO.....	65
FIGURA 4.9 FUENTE DE ALIMENTACIÓN SIMÉTRICA.....	65
FIGURA 4.10 FUENTE SIMÉTRICA PROPUESTA MEDIANTE REGULADORES LINEALES	66
FIGURA 4.11 FLUJOGRAMA.....	69
FIGURA 4.12 INTERFAZ DE USUARIO EN LABVIEW.....	70
FIGURA 4.13 SHIELD DE PULSIOXIMETRÍA PARA ARDUINO UNO.....	72
FIGURA 4.14 Sonda sobre PCB	72
FIGURA 4.15 PIEZAS PARA Sonda de medida.....	73
FIGURA 4.16 Sonda de medida	74
FIGURA 5.1 CURVA DE CALIBRACIÓN	78
FIGURA 6.1 SALIDA DEL CIRCUITO ANALÓGICO VISTA EN OSCILOSCOPIO	80
FIGURA 6.2 RESPUESTA A LUZ ROJA E IR	81
FIGURA 6.3 SALIDA DEL CIRCUITO ANALÓGICO PARA DISPARO DE LEDS A ALTA FRECUENCIA	81
FIGURA 6.4 SONSa IMPRESA EN 3D	82

3. Índice de Ecuaciones

ECUACIÓN 1 PÉRDIDA DE RADIACIÓN AL IRRADIAR UNA MUESTRA	33
ECUACIÓN 2 ABSORBANCIA DE LA MUESTRA	34
ECUACIÓN 3 ABSORBANCIA DE LA MUESTRA (II)	34
ECUACIÓN 4 INTENSIDAD DE LUZ RECIBIDA DURANTE DIÁSTOLE	34
ECUACIÓN 5 INTENSIDAD DE LA LUZ RECIBIDA DURANTE SÍSTOLE	35
ECUACIÓN 6 INTENSIDAD DE LA LUZ RECIBIDA EN EL FOTODIODO	35
ECUACIÓN 7 INTENSIDAD DE LA LUZ TRANSMITIDA NORMALIZADA	36
ECUACIÓN 8 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS	36
ECUACIÓN 9 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS (II)	37
ECUACIÓN 10 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS (III)	37
ECUACIÓN 11 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE	37
ECUACIÓN 12 SENSIBILIDAD DE FOTODIODO	57
ECUACIÓN 13 EFICIENCIA CUÁNTICA	57
ECUACIÓN 14 EFICIENCIA CUÁNTICA (II)	58
ECUACIÓN 15 SENSIBILIDAD DE UN FOTODIODO FRENTE A DIFERENTES LONGITUDES DE ONDA	58
ECUACIÓN 16 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE FILTRO PASA BANDA	63
ECUACIÓN 17 POLOS Y CEROS DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA	63
ECUACIÓN 18 VALOR EFICAZ DE LA SEÑAL ANALÓGICA	71
ECUACIÓN 19 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS	71
ECUACIÓN 20 EXPRESIÓN PARA EL CÁLCULO DE SPO ₂	71
ECUACIÓN 21 LINEALIZACIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN	78

1. PRESENTACIÓN

1.1 INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia de la medicina, muchos de los principales avances que han permitido mejorar y alargar la vida de las personas han sido posibles gracias al avance de la ingeniería, especialmente en campos como el de la electrónica, que ha permitido el desarrollo de dispositivos de electromedicina que permiten a los médicos “explorar” de forma no invasiva el cuerpo humano, ya sea su objeto el estudio o el diagnóstico.

En los últimos años, la disminución en tamaño y costes de fabricación de circuitos integrados como microcontroladores ha propiciado, a su vez, la disminución y aparición de pequeños dispositivos que nos permiten obtener señales biométricas, como es el caso de los pulsioxímetros. Además, se espera que en los próximos años haya un aumento exponencial en este tipo de dispositivos, y que, además, estos permitan su interconexión, y habrá nuevas oportunidades en el campo de salud que mejoren los servicios sanitarios.



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

FIGURA 1.1 E-HEALTH

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

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

El desarrollo de un software que nos permita controlar y adquirir datos del dispositivo será otra de las partes principales del proyecto. Gracias a los microcontroladores podremos fabricar un prototipo a bajo coste. Además, la versatilidad de estos controladores permitirá la adquisición y monitorización de datos a través de otros dispositivos que se comuniquen con éste, realizando almacenamiento de datos o creación de alarmas para valores críticos.

1.2 CONTEXTUALIZACIÓN DEL ENTORNO

1.2.1 EL INTERNET DE LAS COSAS Y LOS DISPOSITIVOS ELECTROMÉDICOS

Todos los estudios apuntan que el IOT (internet de las cosas) será una gran revolución que cambiará completamente la industria en los próximos años. Se espera que en 2020 haya 20 millones de objetos conectados.

La interconexión de objetos permitirá en el sector público un mejor uso de los recursos energéticos y una mejor gestión de los servicios que se ajustarán automáticamente a medida de los ciudadanos, optimizando el control del tráfico en función de los usuarios o regulando la iluminación de las ciudades en función de la luz del sol.

En el campo de la salud, se espera que esta tecnología tenga un impacto revolucionario, apareciendo dispositivos electromédicos de pequeño tamaño y de

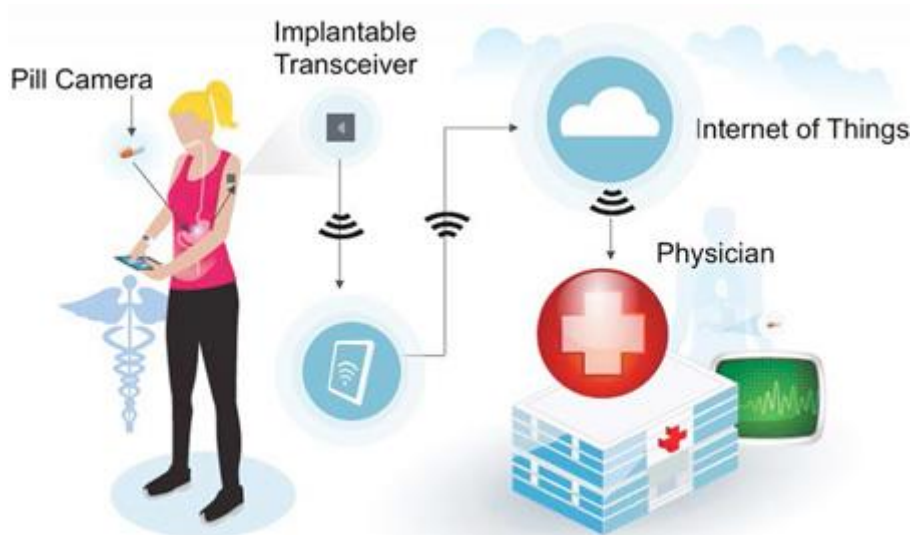


FIGURA 1.2 IOT HEALTH SERVICE

bajo coste que permitan a los médicos auscultar a un paciente que se encuentra a cientos de kilómetros de distancia.

Esta nueva generación de dispositivos electrónicos generará cantidades inmensas de datos que se procesarán en la nube y permitirá la monitorización a distancia de constantes vitales en tiempo real, la generación de informes de forma automática sobre el estado de recuperación de un paciente o controlar las dosis de un medicamento.

Los grandes fabricantes de dispositivos electromédicos ya se encuentra trabajando desde hace años en la integración de este nuevo tipo de dispositivos al IOT, de forma que permitan la interconectividad con otras redes o la monitorización de datos a través del smartphone. El desarrollo de esta industria producirá una demanda de ingenieros especializados en campos como la ingeniería biomédica, gestión de redes, o cloud computing.

1.2.2 USO CLÍNICO DE LA PULSIOXIMETRÍA:

Para entender la importancia del pulsioxímetro y nuestro interés en el desarrollo de este proyecto, debemos tener en cuenta su actual uso clínico:

Las enfermedades respiratorias crónicas como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y el asma están entre las afecciones que se observan con más frecuencia en los consultorios médicos de Atención Primaria (AP). De hecho, afectan a más de mil millones de pacientes del mundo entero. Los médicos de cabecera suelen también ser el primer punto de contacto con los pacientes que sufren de infecciones respiratorias agudas como influenza y neumonía. Estos profesionales médicos necesitan de herramientas que los ayuden a evaluar, monitorear y determinar el momento de remitir a los pacientes afectados por problemas respiratorios.



FIGURA 1.3 PULSIOXÍMETRO DE DEDO

La pulsioximetría es una tecnología que permite la medición de la saturación de oxígeno de una manera no invasiva, lo que ha acelerado su aceptación por parte de la comunidad médica como el “quinto signo vital” (además de la temperatura, la presión arterial, el pulso y la frecuencia respiratoria) en las evaluaciones clínicas. Si bien la tecnología ha estado disponible desde los años setenta, los avances en los últimos años en tecnología electrónica han permitido una reducción en tamaño y coste de los pulsioxímetros. Así se ha visto incrementado su uso en monitorización de pacientes respiratorios en consultas de AP y de especialistas.

En la mayoría de los países, los pulsioxímetros se venden a los pacientes únicamente bajo la guía de un profesional médico, y su uso por parte de los pacientes debe estar

bajo la supervisión de sus médicos. Los pulsioxímetros no aportan datos útiles si no se usan de manera correcta; además, deben utilizarse como parte complementaria (y no exclusiva) de una evaluación clínica más amplia.

Usos clínicos actuales de la pulsioximetría:

Un pequeño pero creciente grupo de investigación está estableciendo la utilidad de la pulsioximetría en la AP, especialmente -pero no exclusivamente- en el tratamiento de la enfermedad respiratoria aguda y crónica.

En casos de EPOC, la pulsioximetría es útil en pacientes estables con enfermedad grave ($FEV_1 < 50\%$ del valor teórico); en caso de empeoramiento de síntomas u otros signos de agudización, es una herramienta que los pacientes pueden usar en casa para ayudarles en el manejo de su enfermedad bajo supervisión de sus médicos. Debe hacerse énfasis en que la pulsioximetría complementa (en vez de competir con) a la espirometría en la evaluación de pacientes con EPOC. La espirometría continúa siendo el criterio de referencia para el diagnóstico y clasificación del estado de la EPOC, mientras que la pulsioximetría ofrece un método de rápida evaluación, especialmente del compromiso respiratorio de corto plazo.

En casos de asma, la pulsioximetría complementa los medidores de flujo máximo en la evaluación de la gravedad de las crisis o empeoramientos asmáticos y la respuesta a un tratamiento.

En casos de infección respiratoria aguda, la pulsioximetría es útil para evaluar la gravedad de la enfermedad y, junto con otros criterios, determinar si hay que remitir a pacientes para un tratamiento ulterior.

A continuación repasamos algunas de las indicaciones recomendadas para el uso de la pulsioximetría en diferentes situaciones de AP. Algunas guías para el cuidado respiratorio han incorporado también recomendaciones sobre el uso de la pulsioximetría en situaciones específicas de AP. Aunque los pulsioxímetros pueden tener otras aplicaciones en entornos de cuidado de la salud, repasamos los usos más comunes y comprobados de estos dispositivos en entornos de atención primaria.

¹ Volumen respiratorio forzado

EPOC:**Enfermedad estable:**

- En casos de EPOC de moderado a grave, el pulsioxímetro es una herramienta de detección (aquellos con $SpO_2 < 92\%$) a pacientes que deben remitirse a especialistas para recibir una evaluación de oxígeno exhaustiva. Para los pacientes que se encuentren estables o en proceso de recuperación, un valor de SpO_2 no mayor de 88 % representa una indicación firme para iniciar la oxigenoterapia a largo plazo. Sin embargo, en condiciones ideales, la decisión para iniciar la oxigenoterapia debe tomarse según la tensión de oxígeno arterial ($PaO_2 < 7,3$ kPa / 55 mm Hg).

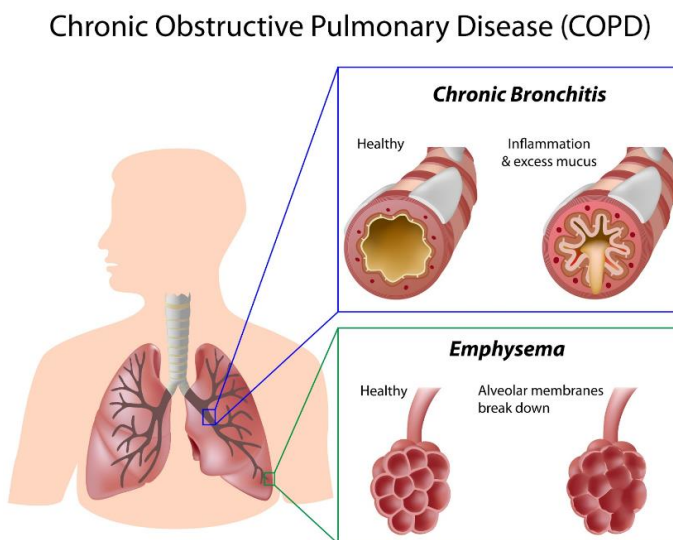


FIGURA 1.4 DIAGRAMA DE COPD

- Ajuste del flujo de oxígeno en pacientes que reciben oxigenoterapia a largo plazo, siempre que su enfermedad esté estable y que tengan buena circulación. El objetivo debe ser el de mantener el valor de $SpO_2 > 90\%$ durante todas las actividades.
- Evaluación de pacientes con enfermedad grave ($FEV_1 < 50\%$ del valor teórico), cianosis o cor pulmonale para determinar posible insuficiencia respiratoria.

Empeoramientos:

- Valoración de pacientes con síntomas de empeoramiento agudo, especialmente disnea y determinación de la gravedad del empeoramiento.
- Categorización del cuadro del paciente para la medición de gas en sangre arterial, remisión al servicio de urgencias y/o determinación del momento de inicio de la oxigenoterapia u otro tratamiento para el empeoramiento.
- Evaluación de pacientes para la iniciación de los cuidados intermedios/hospitalarios en casa, y monitorizarlos una vez que estén inscritos en esta forma de cuidado.

Asma:

- Evaluación y valoración de la gravedad, como complemento de los datos de medida de flujo máximo.
- Categorización del cuadro del paciente para la medición de gas en sangre arterial, remisión al servicio de urgencias y/o determinación del momento de inicio de la oxigenoterapia aguda.
- Monitorización de pacientes después de la iniciación de oxigenoterapia o respuesta a otro tratamiento.
- Especialmente importante en niños que presenten sibilancias agudas graves.
- Seguimiento de pacientes luego de un empeoramiento grave o complicado.
-

Infección respiratoria aguda:

Tales como neumonía extrahospitalaria, influenza, infecciones pulmonares relacionadas con el sida, etc.

- Valoración de la gravedad de una infección de las vías aéreas inferiores.
- Categorización del cuadro del paciente para la medición de gas en sangre arterial, remisión al servicio de urgencias/especialistas y/o determinación del momento de inicio de la oxigenoterapia aguda.
- Monitorización de pacientes después de la iniciación de la oxigenoterapia.

Dificultad para respirar en niños:

- Parte de valoración clínica en niños con sospecha de infección significativa de las vías respiratorias
- Parte de la valoración clínica en niños con asma agudo

Otros casos: uso de pulsioxímetros en alta montaña:

La exposición del cuerpo humano a la altitud genera una serie de cambios que, a alturas medias, no dejan de ser anecdóticos. Sin embargo, en situaciones de gran altitud, pueden desembocar en graves consecuencias para nuestra salud, pudiendo llegar a provocar incluso la muerte.

La disminución de la presión atmosférica debida a la altitud es la principal causa de estos efectos que influyen en la densidad de oxígeno, el cual disminuye peligrosamente a partir de 2.500 m. Esta dificultad de nuestro cuerpo para obtener suministro adecuado de oxígeno se conoce como hipoxia, y ésta es la desencadenante del conocido con Mal Agudo de Montaña (MAM) cuyos principales síntomas son mareos, cefaleas y náuseas pudiendo provocar edema pulmonar y/o cerebral.

A veces estos síntomas no son fáciles de determinar si son leves, crónicos o agudos, lo cual es bastante peligroso, ya que un edema cerebral o pulmonar pueden desarrollarse en un plazo de 48/72h, y sus consecuencias son enormemente graves.

Por estos motivos, llevar consigo pulsioxímetro nos puede ayudar a valorar si los efectos de la altitud sobre nuestro cuerpo son leves, moderados o graves, lo que nos ayudará a tomar decisiones correctas que en un momento dado pueden significar la diferencia entre la vida o la muerte.

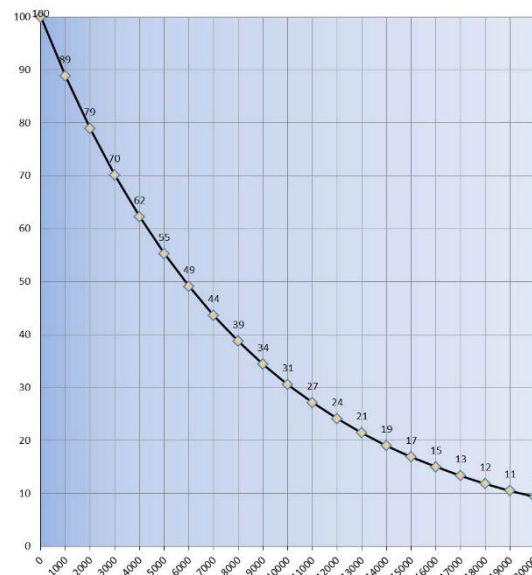


FIGURA 1.5 DISMINUCIÓN DEL PORCENTAJE DE OXÍGENO CON LA ALTITUD

Limitaciones de la pulsioximetría:

A pesar de los avances tecnológicos que se han producido en los últimos años, los pulsioxímetros tienen ciertas limitaciones que pueden afectar a la exactitud de las mediciones. El personal sanitario debe estar al tanto de ciertas situaciones en las que la lectura de este dispositivo podría ser inexacta.

Además, algunos pacientes que sufren EPOC presentan estímulo hipóxico, en el que la respiración se impulsa por bajos niveles de oxígeno en vez de por elevados niveles de dióxido de carbono. Estos casos suelen estar gravemente afectados por la

enfermedad y posiblemente ya estén en oxigenoterapia a largo plazo. Esta afección no interfiere en la exactitud de las lecturas de pulsioximetría, si afecta los objetivos de la monitorización el tratamiento.

Con pacientes de mayor edad se dan más casos en los que el pulsioxímetro da valores con cierta inexactitud. Estos valores de saturación de oxígeno podrían ser ligeramente inferiores en personas más jóvenes.

Pulsioximetría como método no invasivo:

Una de las características a destacar de la pulsioximetría es que supone un mecanismo de sensorización no invasivo. Se denomina método no invasivo cuando el mecanismo de sensorización no se pone en contacto directo con la anatomía interna del cuerpo humano. A menudo la invasividad viene condicionada por la función o sistema biológico de procedencia (órganos internos), la necesidad de una muestra biológica.



FIGURA 1.6 MEDICIÓN DE PRESIÓN
ARTERIAL

La sensorización invasiva supone frecuentemente la inserción de parte del dispositivo sensor en el cuerpo o su implantación completa. Otros procedimientos se relacionan con la necesidad de extraer muestras biológicas.

La disponibilidad de este tipo de dispositivos y su uso se han extendido de manera notable durante los últimos años como un elemento clave para facilitar la autogestión de enfermedades crónicas, tales como la diabetes, control de factores de riesgo cardiovascular, asma, etc.

Así, por ejemplo, en los últimos años han aparecido novedosos dispositivos en el ámbito neumológico para la determinación de la inflamación de vías respiratorias de asma a través del FENO². Estos dispositivos aportan una medición no invasiva y fiable de los niveles de NO en el aire respirado del paciente, medición que es utilizada con fines de diagnósticos y de seguimiento de los tratamientos prescritos.

Los biosensores constituyen los dispositivos/sensores mínimamente invasivos.

La no invasividad en los procedimientos de sensorización personal es la etiqueta de uso hacia la que aspiran a evolucionar los procedimientos invasivos (y mínimamente invasivos), un método para convertir dicha “lectura” en la medición del parámetro requerido.

² Fractional Expired Nitric Oxide

Hasta el desarrollo de la pulsioximetría, la determinación de los niveles de oxígeno, dióxido de carbono, y otras sustancias, se realizaba habitualmente mediante gasometría, lo que suponía un método invasivo, ya que precisaba la extracción de sangre del paciente para su posterior análisis en el laboratorio.

Características (modelos comerciales):

Actualmente, en el mercado podemos encontrar una infinidad de modelos a elegir, con unas características bastante similares y un precio muy asequible: desde 25€ a 250 € para los dispositivos más sofisticados. Para poder comparar de forma correcta los diferentes modelos debemos tener en cuenta una serie de parámetros:

- Declaración de precisión en condiciones de baja precisión.
- Declaración de precisión en tonos de piel.
- Declaraciones de precisión en dedos de la mano, dedo gordo de la mano y del pie.
- Declaraciones de precisión en condiciones de movimiento.
- Precisión de SpO₂ (2, 3 Dígitos).
- Rango de medición.

Estas son las características en que debemos fijarnos para comparar la fiabilidad y precisión de distintos dispositivos. Además hay otras funcionalidades que nos pueden ayudar en la compra de estos dispositivos.

- **Indicador/pantalla LED:** los modelos actuales cuentan con uno de estos indicadores que avisan al usuario cuando la pila se encuentra descargada o cuando la batería está baja.
- **Alarmas:** podemos encontrar en el mercado diferentes modelos que ofrecen alarmas tanto visuales como sonoras en la monitorización de la saturación del oxígeno del organismo, así como para la frecuencia del pulso, característica muy recomendable, especialmente para quienes hagan uso habitual del mismo.
- **Auto apagado:** casi todos los modelos de estos dispositivos incluyen auto apagado, así una vez hayas finalizado su uso no tendrás que preocuparte por olvidar apagarlo, ya que transcurrido el tiempo establecido se apagará por sí solo.

- **Resistencia:** Aspecto clave determinante en la vida útil del pulsioxímetro, es importante asegurarnos que el modelo elegido es capaz de soportar caídas, golpes, exposición a líquidos, y demás.

Principales fabricantes:

Es interesante, a la hora de abordar un trabajo de este tipo, repasar los principales fabricantes de esta tecnología para ver qué tipo de soluciones ofrecen y cómo han ido innovando en la fabricación de los dispositivos. Así nos encontramos con empresas como Herbie Life, que constituye una de las marcas más recomendables del mercado, ofreciendo dispositivos que reúnen calidad, precio, diseño y funcionalidad.



FIGURA 1.7 SONDA PARA NEONATOS DE NELLCOR

Destacan también otras marcas como Medisana, que ofrece productos con las últimas tecnologías del mercado y con un gran valor innovador, destacando por ofrecer soluciones de mayor calidad que sus principales competidores.

Otro de los grandes fabricantes por excelencia de tecnología médica es Nellcor. En el ámbito de la pulsioximetría destaca por ofrecer soluciones muy robustas para uso clínico, además de una gran gama de sondas que se adaptan al tipo de paciente.

A continuación, y a modo de ejemplo, se presenta el Pulsioxímetro LIFE OX22 de HERBIE y las diferentes características y parámetros técnicos que nos ofrece el fabricante:

HERBIE LIFE OX22:

Este dispositivo destaca por su DSP³, avanzado algoritmo interior, el cual disminuye la influencia de los artefactos de movimiento y mejora la precisión de baja presión. Al igual que la mayoría de dispositivos, también cuenta con pantalla OLED la cual muestra simultáneamente el valor de prueba y pletismografía. Apagado automático. 6 modos de visualización.



FIGURA 1.8 PULSIOXÍMETRO HERBIE LIFE OX22

³ Procesador digital de señales

	Datos Técnicos
Medidas:	73 x 37 x 38 mm
Peso aproximado:	50 gr.
Rango de medición de pulso	35 – 100 %
	Resolución
Hemoglobina Saturación (SpO₂)	1%
Pulso	1 bpm
	Precisión en la medida
Hemoglobina saturación	2 % sin especificar (<=70%)
Pulso	2 bpm
Medición del desempeño en baja condición percusión	<= 0.3%

TABLA 1 CARACTERÍSTICAS HERBIE LIFE OX22

Dispositivos de gama alta:

El pulsioxímetro de HERBIE está diseñado para su uso en el hogar, principalmente. Sin embargo, para su uso en centro hospitalario y pacientes que necesitan una monitorización más exhaustiva encontramos dispositivos en el mercado que nos ofrecen una mayor precisión y mayores funcionalidades, como es el caso de APEX.

PULSIOXÍMETRO APEX:

Este pulsioxímetro diseñado para un uso más profesional está dotado de una gran pantalla que permite al usuario una fácil visualización de los parámetros. Dispone, además, de una carcasa protectora, memoria para almacenar todas las mediciones, y salida de PC para la descarga de datos. Incorpora una pieza adecuada para dedos entre 0.76 cm y 2,5 cm de grosor.



FIGURA 1.9 PULSIOXÍMETRO APEX

	Datos Técnicos
Medidas:	145 x 72 x 22 mm
Peso aproximado:	40 gr. (sin pilas)
Rango de medición	35 – 100 %
Rango de medición de pulso	30- 250 bpm
Cable alargador	Solaris ACo3 - 113
Rango de temperaturas para funcionamiento	5°C a 40°C
Rango de temperatura para almacenamiento	-20°C a 70°C
	Resolución
Hemoglobina Saturación (SpO₂)	1%
Pulso	1 bpm
	Precisión en la medida
Hemoglobina saturación	+2 % sin especificar (70%-100%), +3% (35%-69%)
Pulso	2 bpm

TABLA 2 CARACTERÍSTICAS PULSIOXÍMETRO APEX

1.3 MOTIVACIÓN Y OBJETIVO:

Con este proyecto se pretende desarrollar un pulsioxímetro: un dispositivo electrónico de pequeño tamaño que permita la medición del nivel de oxígeno en sangre (SpO₂) a través de la teoría de la espectrofotometría basada en la Ley de Beer-Lambert, y a partir de esta onda obtener el ritmo cardíaco.

El dispositivo que se deberá colocar bajo el dedo del sujeto para su funcionamiento contará con un microcontrolador que se encargará de la configuración del circuito integrado necesario para el control de los diodos y fotodiodos, los cuales son necesarios para la medición de SpO₂. Además, se desarrollará una plataforma software para almacenamiento, tratamiento y visualización de los datos obtenidos, y, si es posible, se incorporará una pequeña pantalla al dispositivo para la visualización de los datos en tiempo real.

No se pretende con este proyecto desarrollar un prototipo que se equipare con otros modelos del mercado, sino crear un documento que sirva de base para futuros estudiantes u otros proyectos, facilitando a los interesados todos los recursos y conocimientos necesarios para comprender y desarrollar un dispositivo similar al que se presenta en la siguiente memoria, el cual pueda ser construido a un bajo coste y con componentes y herramientas fáciles de encontrar.

Es objetivo también de este trabajo que los futuros interesados tengan acceso a cualquier documento que se haya creado durante el desarrollo del proyecto (esquemáticos, simulaciones, etc), con el fin de que puedan continuar su desarrollo e introducir nuevas mejoras o funcionalidades en el dispositivo.

Se ha creado un repositorio dedicado exclusivamente a este proyecto en GitHub, una de las principales plataformas abiertas para compartir proyectos utilizada por la comunidad Makers. Desde este repositorio se tendrá acceso a todos los archivos desarrollados durante este proyecto como el código, PCB o esquemáticos.

Además, para proteger la propiedad intelectual del presente trabajo, se ha registrado todo el contenido del repositorio bajo licencia Creative Commons, la cual permite a otros usuarios el uso de este trabajo siempre y cuando se mencione al autor y limita la explotación de la obra a usos no comerciales.

Para alcanzar este objetivo principal podemos desglosar este proyecto en una serie de objetivos parciales/menores:

Introducción al campo de la Ingeniería biomédica:

Uno de los objetivos y motivaciones de este proyecto es la introducción en el campo de la Ingeniería Biomédica, profundizando con un caso práctico gracias a los conocimientos adquiridos mediante la asignatura de ese mismo nombre. Este es un campo que está en pleno desarrollo y que precisará de ingenieros especializados en los próximos años, ya que se prevé un gran crecimiento en esta industria, lo que permitirá entre otras cosas la informatización completa del sistema sanitario o un tratamiento más eficaz de fuertes enfermedades.

Optimización e integración de un pulsioxímetro:

La aparición de pequeños circuitos integrados para su uso en pulsioximetría nos permite reducir considerablemente el tamaño de estos dispositivos, por lo que pretendemos diseñar una sonda de pequeño tamaño, de modo que pueda ser integrado en otros sistemas de adquisición de datos o pueda estar en continuo contacto con el paciente sin suponer una molestia para el desarrollo de cualquier actividad, permitiendo una continua monitorización del mismo.

La integración de los datos es otro de los objetivos que se pretende alcanzar con este trabajo, de modo que podamos adquirir y monitorizar los datos en tiempo real y de forma inalámbrica. El fuerte crecimiento que se prevé para el IOT, provocará un gran desarrollo de dispositivos de adquisición de señales biomédicas y su procesado en la nube, por lo que este trabajo nos brinda una oportunidad para comenzar a desarrollar dispositivos en esta línea.

Diseño de esquemáticos y PCB:

A lo largo de la carrera hemos estudiado el diseño de circuitos electrónicos a través de herramientas software como Orcad o Multisim, familiarizándonos con las herramientas de simulación que nos permiten evaluar nuestros circuitos y obtener algunos de sus parámetros para optimizar su diseño. Uno de los principales objetivos de este trabajo es el de poner en práctica estas competencias, aplicándolas a un caso real con el fin de continuar nuestro aprendizaje.

Desarrollo de plataforma software para el tratamiento y almacenamiento de las señales biomédicas:

Hoy en día el desarrollo de dispositivos hardware es inherente al desarrollo de aplicaciones software que nos permitan obtener el máximo rendimiento de nuestro dispositivo y mejorar sus funcionalidades sin necesidad de realizar ninguna modificación física en el mismo. Debido a esto, un objetivo indispensable de este proyecto es el de aplicar conocimientos de programación en C#, junto con fundamentos de microcontroladores que nos permitan realizar aplicaciones software estables y potentes.

2. BASES FISIOLÓGICAS

Antes de comenzar con el desarrollo técnico del dispositivo, debemos comprender los principios fisiológicos que nos van a permitir el desarrollo del mismo. Será preciso estudiar cómo se produce el intercambio de oxígeno desde los pulmones a todas las células del organismo, qué células son las responsables de este intercambio, o cómo se bombea la sangre desde el corazón al resto del cuerpo.

2.1 INTERCAMBIO DE OXÍGENO EN EL ORGANISMO

El oxígeno es uno de los elementos esenciales que han permitido el desarrollo de la vida en la Tierra, aportando a las células del organismo la energía necesaria para su correcto funcionamiento. Dado que es esencial para el funcionamiento de los organismos, la privación de éste durante un breve periodo de tiempo puede desencadenar lesiones graves, y, si esta interrupción se prolonga, puede degenerar en graves enfermedades como las mencionadas en los apartados anteriores. La detección de niveles reducidos de oxígeno en la sangre es un indicador clave para identificar pacientes que requieran una inmediata intervención.

El aparato respiratorio es el encargado de realizar el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono con la sangre, la cual se encargará de distribuirlo por todas las células del cuerpo. El oxígeno inhalado se introduce en nuestro organismo a través de la cavidad nasal. Posteriormente atraviesa la faringe y la laringe con el fin de llegar a la tráquea. Ésta se bifurca en dos conductos tubulares fibrocartílagos llamados bronquiolos, que suponen el acceso a los pulmones. Éstos se dividen a su vez en varios divertículos terminales llamados alvéolos.

Los alvéolos están revestidos por capas de células y capilares circundantes que se disponen ocupando el espesor de una sola célula en contacto estrecho unas con otras. Esto constituye una barrera entre el aire y la sangre de un grosor de tan solo una micra. El oxígeno inhalado atraviesa rápidamente esta barrera aire-sangre, llegando hasta la sangre que circula por los capilares. Del mismo modo el dióxido de carbono pasa de la sangre al interior de los alvéolos, desde donde es exhalado al exterior.

Los tres procesos esenciales para la transferencia del oxígeno desde el aire del exterior a la sangre que fluye por los pulmones son: ventilación, difusión, y perfusión.

Ventilación:

La ventilación constituye el primer paso del ciclo de la vida del oxígeno. Es un mecanismo involuntario, rítmico y cíclico por el que el aparato respiratorio es capaz de desplazar volúmenes de aire desde la atmósfera a los pulmones y viceversa con el objetivo de provocar el intercambio gaseoso expuesto anteriormente.

Serán las neuronas respiratorias situadas en el tallo cerebral las que crearán un impulso que desencadenará una respuesta en las neuronas motoras de la médula espinal. Esta excitación será la desencadenante de la contracción del diafragma, los músculos pectorales, y los músculos intercostales.

Esta acción provocará las etapas que componen la ventilación:

1. **Inspiración:** El diafragma se contrae y desciende mientras que los músculos intercostales y los pectorales amplían el volumen de la caja torácica. Esto provocará una disminución de presión en los pulmones, creando un diferencial entre el interior y el exterior del cuerpo, debido a que la presión atmosférica es superior a la generada por los pulmones, que provocará la introducción del oxígeno.
2. **Espiración:** Las neuronas respiratorias inhiben cíclicamente a las motoras encargadas de la contracción. Como resultado de esta acción, los músculos se relajan, disminuyendo el volumen de la caja torácica y elevando el diafragma. La presión de los pulmones obtiene valores superiores a la presión atmosférica y por tanto el aire es expulsado de la caja torácica.

Podemos considerar el sistema respiratorio como un sistema de control de lazo cerrado, ya que este está compuesto por un grupo de componentes que regulan su propia conducta. Así, la señal de salida de las neuronas respiratorias es modulada por los quimiorreceptores y mecano receptores.

Se trata de receptores sensoriales sensibles a diferentes tipos de estímulos: los quimiorreceptores están relacionados con el nivel de oxígeno y del dióxido de carbono en sangre, mientras que los mecano receptores proveen información sobre aspectos mecánicos de la respiración (como el nivel de expansión de los músculos). Las señales que envían son analizadas por las neuronas del tallo cerebral para regular la frecuencia y profundidad de la ventilación.

Difusión:

La difusión es el movimiento espontáneo de gases entre los alvéolos y la sangre de los capilares pulmonares sin intervención energética alguna o esfuerzo del organismo. Este proceso es provocado porque, en los pulmones, la presión del oxígeno es superior a la de la sangre, mientras que la del dióxido de carbono es inferior, generando un gradiente de presión.

Perfusión:

Una vez en la sangre, tiene lugar la perfusión, proceso por el cual el sistema cardiovascular bombea la sangre a los pulmones. La circulación corporal es un vínculo esencial entre la atmósfera, que contiene oxígeno, y las células del cuerpo que lo consumen. Así, el aporte de oxígeno a todas las células musculares del organismo depende no sólo de los pulmones, sino de la capacidad de la sangre para transportar oxígeno y de la capacidad de la circulación para llevar sangre al músculo.

2.2 CICLO CARDÍACO

El ciclo cardíaco es una secuencia de eventos eléctricos, mecánicos, sonoros y de presión, relacionados con el flujo de sangre a través de las cavidades cardíacas, y la contracción y relajación de cada una de ellas (aurículas y ventrículos) y el cierre y apertura de las válvulas.

Durante este ciclo, la sangre rica en oxígeno procedente de los pulmones entrará al corazón por las venas pulmonares para ser bombeada al resto del organismo.

Este proceso es conocido como latido y transcurre en menos de un segundo. En cada latido se distinguen cinco fases:

Sístole auricular:

Este ciclo se inicia con la contracción de las aurículas. Al contraerse, se expulsa toda la sangre que contiene hacia los ventrículos. Esto es posible gracias a que, en esta fase, las válvulas auriculoventriculares (mitral y tricúspide) están abiertas, mientras que las sigmoideas (aórtica y pulmonar) se encuentran cerradas. Al término de esta fase toda la sangre contenida en el corazón se encontrará en los ventrículos, dando paso a la siguiente fase.

Contracción ventricular isovolumétrica:

Los ventrículos comienzan a contraerse, provocando un aumento de presión en el interior de los mismos, de modo que la presión ventricular excederá a la auricular y el flujo tenderá a retroceder hacia estas últimas. Sin embargo, esto no ocurre, debido a que este aumento de presión ventricular provoca el cierre de las válvulas auriculoventriculares, que impedirán el flujo retrógrado de sangre. Por lo tanto, en esta fase todas las válvulas cardíacas se encontraran cerradas.

Eyección:

La presión ventricular será mayor que la presión arterial en los grandes vasos que salen del corazón (tronco pulmonar y aorta), de modo que las válvulas sigmoideas se abrirán y el flujo pasará de los ventrículos a la luz de estos vasos. A medida que la sangre sale hacia los vasos, la presión ventricular irá disminuyendo al mismo tiempo que aumenta en los grandes vasos. En el momento que se igualan ambas presiones, parte del flujo no pasará. El volumen de sangre retenido en el corazón al acabar la eyección se denomina volumen residual, mientras que el volumen eyectado será el volumen sistólico.

Relajación ventricular isovolumétrica:

Corresponde al comienzo de la diástole donde tiene lugar la relajación miocárdica. En esta fase, el ventrículo se relaja. Esto, junto con la salida parcial de flujo sanguíneo, provoca un descenso enorme de la presión en su interior, pasando a ser inferior a la de los grandes vasos. De esta manera el flujo sanguíneo se vuelve retrógrado y pasa a ocupar los senos aórtico y pulmonar de las válvulas sigmoideas, empujándolas y provocando que éstas se cierren. Podemos definir esta etapa como el intervalo que transcurre desde el cierre de las válvulas sigmoideas hasta la apertura de las auriculoventriculares.

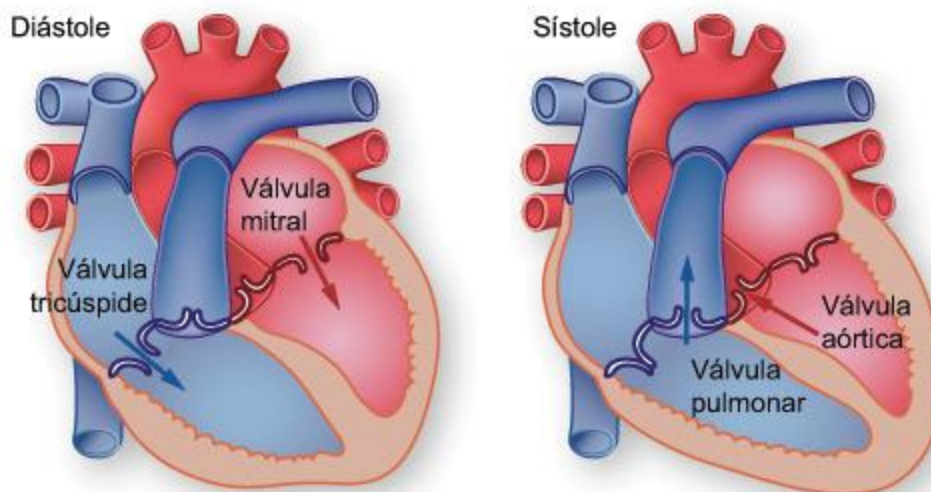


FIGURA 2.1 CICLO CARDIACO

Llenado auricular pasivo:

Durante los procesos anteriores, las aurículas se habrán estado llenando de sangre, provocando un aumento de presión mayor que en los ventrículos, parcialmente vaciados y relajados. Este gradiente provocará que la sangre circule desde las

aurículas a los ventrículos, empujando las válvulas mitral y tricúspide, que se abrirán permitiendo el flujo en este sentido. Una nueva contracción auricular finalizará esta fase e iniciará la sístole auricular del siguiente ciclo.

Para mantener el intercambio entre oxígeno y dióxido de carbono en el cuerpo humano, entran y salen de los pulmones entre 6 y 10 litros por minuto de aire, y cada minuto se transfiere alrededor de 30% de cada litro de oxígeno desde los alvéolos hasta la sangre, aun cuando la persona esté en reposo. Al mismo tiempo y de forma paralela, un volumen similar de dióxido de carbono pasa de la sangre a los alvéolos y es exhalado. Durante el desarrollo de actividades físicas, es posible respirar más de 100 litros de aire por minuto y extraer de ellos 3 litros de oxígeno por minuto.

2.3 HEMOGLOBINA

Esta molécula es la encargada de transportar el oxígeno desde los órganos respiratorios hasta los tejidos, y de recoger el dióxido de carbono desde este mismo punto hasta los pulmones, donde será exhalado hacia el exterior. Además, la hemoglobina desempeña un papel fundamental en la regulación del pH en la sangre.

La hemoglobina es una proteína de estructura cuaternaria, que consta de cuatro subunidades. Esta proteína forma parte de la familia de las hemoproteínas, ya que posee un grupo hemo. Cada glóbulo rojo contiene aproximadamente 265 millones de moléculas de hemoglobina (Curtis & Barnes, 1979).

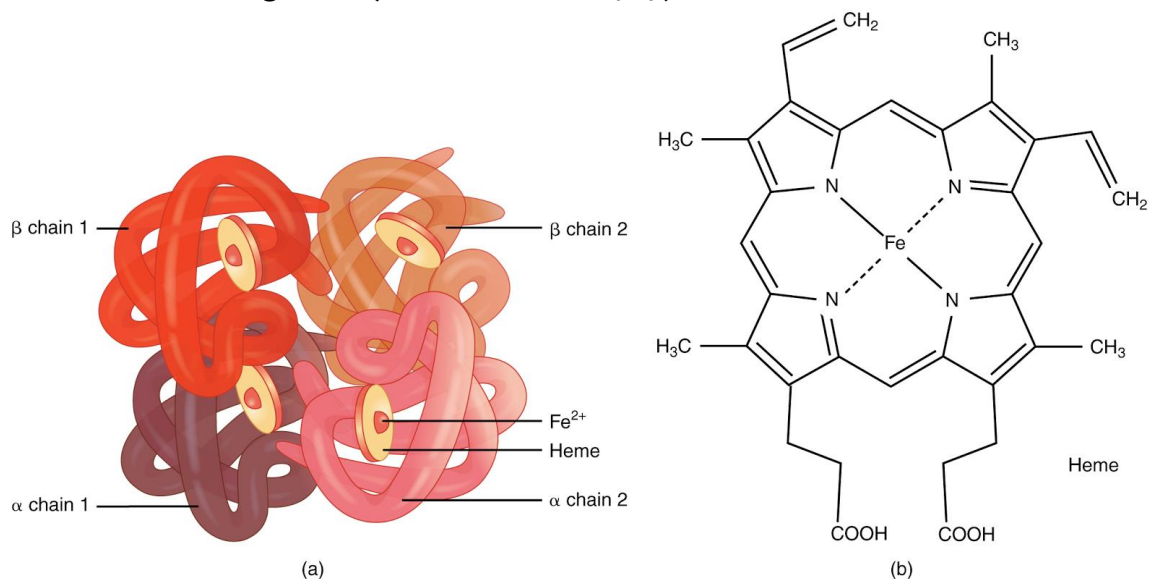


FIGURA 2.2 A) HEMOGLOBINA B) GRUPO HEMO

Los gases no poseen grandes propiedades relacionadas con la solubilidad en un medio como la sangre, el cual es, en su mayor parte, agua. Por ello, el cuerpo necesita un método de transporte efectivo de oxígeno, que gracias a la hemoglobina es 65 veces más eficiente que la mera distribución por disolución simple (Webster, 1997). La combinación química de las moléculas de oxígeno con la hemoglobina es la responsable de más del 98% del oxígeno transportado por la sangre cuando sale de

los pulmones. La cantidad restante de oxígeno se encuentra disuelta en el plasma sanguíneo.

Es importante tener en cuenta la presencia de dishemoglobinas en la sangre como la carboxihemoglobina y la metahemoglobina, otro tipo de hemoglobina que no provee de oxígeno a las células del organismo y que será uno de los factores limitadores para justificar la precisión y margen de error del dispositivo de medida objeto de este trabajo.

La hemoglobina es un pigmento respiratorio, por lo que su color depende de la cantidad de oxígeno contenido. Así, la hemoglobina oxigenada, u oxihemoglobina, es de un color rojo brillante, mientras que la desoxihemoglobina es púrpura. Esto provoca que la sangre absorba luz en diferentes longitudes de onda, en función de la cantidad de oxígeno que transporta.

Esta diferencia en la intensidad de absorción a una longitud de onda puede ser empleada para determinar la concentración del pigmento en la sangre. Este principio será la base para calcular el nivel de saturación de oxígeno en la sangre a partir de las diferencias de absorción de la luz a distintas longitudes de onda, como estudiaremos más adelante.

2.4 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE

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

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

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

Hipoxemia e hipoxia:

La disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial por debajo de 80 mmHg se conoce como hipoxemia, y no debe confundirse con hipoxia, que se conoce como la disminución de la difusión de oxígeno en los tejidos y en las células.

La hipoxia provoca un estado de deficiencia de oxígeno en la sangre, células y tejidos del organismo comprometiendo el funcionamiento correcto de los mismos. Esta falta de oxígeno puede tener raíz en muchas causas, tales como el tabaquismo, la inhalación de gases o la exposición a grandes alturas (mal de montaña).

Es importante comprender que cuando se realiza una medición de SpO₂, estamos monitorizando los parámetros relacionados con la hipoxemia y no con la hipoxia, siendo esta última la que informa de las situaciones de riesgo donde los tejidos celulares pueden sufrir daños irreversibles.

A pesar que el SpO₂ no es un parámetro que nos permita determinar la hipoxia, sí podemos aprovecharlo como un indicador relacionado. Mediante este indicador somos capaces de anticipar un tratamiento contra las potenciales situaciones de riesgo a las que se puede ver sometido un paciente de hipoxia.

Además se puede contar con otros indicadores de hipoxemia, tales como el nivel de presión en la sangre o el pulso cardiaco, parámetros que se ven reducidos ante la falta de oxígeno, pero que conllevan un retardo que puede ser determinante en situaciones críticas. En cambio, los capilares reflejan las variaciones de este parámetro con una fidelidad mucho mayor a la de otros indicadores. La pulsioximetría nos permite aprovechar estas características para monitorizar al paciente de una manera constante y no invasiva.

Rango SpO₂:

Los valores habituales sobre los que oscila este valor en una persona sana están entorno a un 95% y un 100%. Con valores por debajo del 95% se debe realizar un tratamiento inmediato del paciente junto con una monitorización de respuesta. A niveles por debajo del 90% se califica al individuo de enfermo grave, debiéndose aplicar oxigenoterapia, tratamiento y traslado al hospital.

En pacientes con valores por debajo del 80% se debe valorar la intubación y la ventilación mecánica. El proceso fisiológico de mantener activas las funciones celulares a través del oxígeno se basa en un sistema de control muy complejo y delicado, que si es alterado, puede desestabilizarse, dejando de proveer la cantidad de oxígeno que el cuerpo realmente demanda. Es aquí donde la falta de oxígeno puede causar daños irreversibles en el tejido celular de órganos de alta tasa metabólica, como son el corazón y el sistema nervioso central. En niños, los niveles preocupantes son algo más flexibles, suponiendo un riesgo las medidas inferiores al 92%.

Onda de pulso pletismográfica:

La señal pulsátil es la base de la pulsioximetría por lo que es imprescindible conocer las bases fisiológicas de la circulación periférica, las diferencias entre la onda de pulso obtenida por presión y mediante pletismografía para poder interpretar de manera correcta el SpO₂.

Onda de presión arterial:

Resultado del súbito golpe causado por la eyección de la sangre procedente del ventrículo sobre la pared de la aorta, y que se puede medir mediante un transductor de la presión. La onda de presión arterial se transmite a través de la columna de sangre aórtica y de la pared arterial a una velocidad cercana a 4-6 m/seg, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad del flujo sanguíneo. Por tanto, esta onda no tiene una relación directa con el flujo sanguíneo.

Técnicamente, el registro de la presión arterial es más sencillo que el flujo sanguíneo, y su análisis nos puede dar una información muy valiosa sobre los eventos que ocurren en la circulación periférica, al igual que en el obtenido mediante pletismografía.

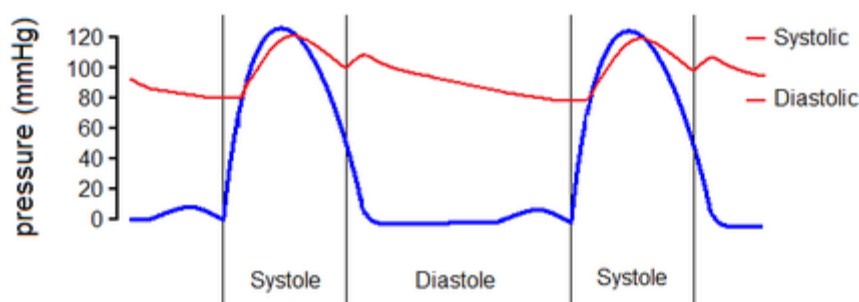


FIGURA 2.3 VARIACIÓN DE LA PRESIÓN DURANTE EL CICLO CARDIACO

Como podemos ver en la imagen, la onda de presión está formada por una línea ascendente que corresponde al pico de la presión sistólica. A continuación, la onda inicia una línea descendente que se corta debido a la pequeña incisura causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisura dicrotica, marcando el final de la sístole ventricular. Durante la diástole, la presión, y por lo tanto, la onda, continúa disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede, empujando la sangre hasta la periferia. Éste es el final de la diástole y de la onda.

Circulación arterial en los dedos de la mano:

El flujo sanguíneo pulsátil en los dedos de la mano tiene origen en las contracciones cardíacas, pero además viene condicionado por cambios activos en la contracción o relajación del músculo liso de los vasos precapilares de las pequeñas arterias y/o arteriolas, que son los principales responsables de los cambios de volumen de la sangre del lecho vascular de cada dedo.

3. BASES TÉCNICAS

3.1 GASOMETRÍA

La pulsioximetría es una prueba diagnóstica no invasiva de uso frecuente en hospitales, urgencias médicas o ambulatorios. Este método nos permite conocer la cantidad de oxígeno en sangre de un paciente sin necesidad de la extracción de sangre como sucede en la gasometría arterial.

Hasta el desarrollo de la pulsioximetría, la gasometría era el método habitual para la determinación de los niveles de oxígeno, dióxido de carbono y otras sustancias. La gasometría la podemos dividir en función de la fuente de recogida de la sangre:

Hablamos de gasometría venosa cuando la sangre es recogida de una vena cualquiera. El análisis de gases no es muy útil con este método porque la sangre que recorre las venas siempre será pobre en oxígeno y rica en dióxido de carbono. Sin embargo, si recogemos la sangre de una arteria, normalmente la arteria radial de la muñeca, podemos determinar con exactitud la cantidad de oxígeno en sangre, ya que ésta llega de los pulmones. Este método se conoce como gasometría arterial y permite el diagnóstico de insuficiencia respiratoria.

La pulsioximetría mide el nivel de oxígeno a través de las variaciones de la hemoglobina. Ésta está compuesta por un conjunto de proteínas con una molécula de hierro y unida a los glóbulos rojos, y transporta el oxígeno a través de la sangre tras ser incorporada en los alvéolos pulmonares.

Con cada latido se produce un pequeño incremento de absorción en la sangre arterial que nos permite determinar el pulso cardíaco de un paciente, analizando el incremento de hemoglobina.

3.2 ESPECTROFOTOMETRÍA

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

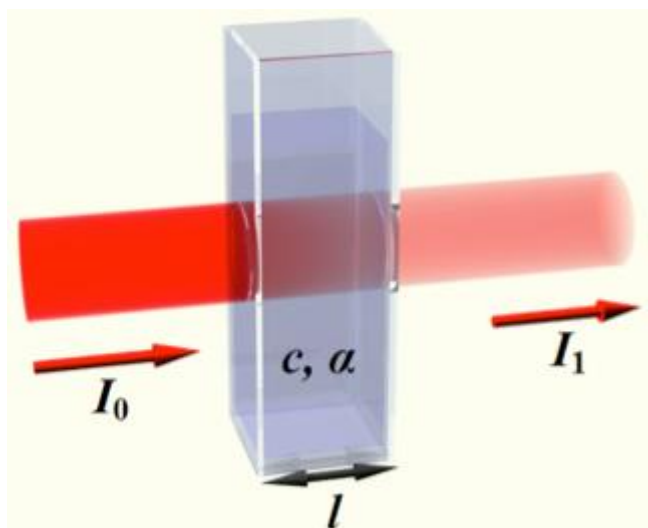


FIGURA 3.1 ESQUEMA ESPECTROFOTOMETRÍA

Este método consiste en medir la cantidad de luz absorbida como función de la longitud de onda utilizada para irradiar una muestra. La muestra absorbe parte de la radiación incidente de radiación ultravioleta y visible y promueve la transición del analito⁴ hacia un estado excitado, transmitiendo así un haz de menor energía radiante.

Para determinar la cantidad de luz absorbida por un cuerpo se recurre a la Ley de Beer, que afirma que esta absorción depende de la concentración de la solución, así como a la Ley de Lambert, que enuncia que la cantidad de luz absorbida depende de la distancia recorrida por la luz. Además tenemos que tener en cuenta la Ley de Bouguer-Beer-Lambert, que engloba las leyes citadas anteriormente.

Ecuaciones:

Mediante las leyes anteriores podemos determinar la pérdida de cantidad de fotones o de radiación al irradiar una muestra como:

$$I_t/I_0 = T^{-kdc}$$

ECUACIÓN 1 PÉRDIDA DE RADIACIÓN AL IRRADIAR UNA MUESTRA

- **It. Radiación o intensidad transmitida:** intensidad de luz emitida y que va a llegar a la celda fotoeléctrica.
- **Io. Radiación intensidad incidente:** intensidad con la que sale al atravesar la celda.
- **T. Transmitancia:** relación entre ambas.
- **K.** Capacidad de la muestra para la captación de haz del campo electromagnético.
- **d.** Longitud de la cubeta espectrofotométría que recorre la radiación.
- **c.** Concentración del soluto en la muestra.

⁴ Componente de interés analítico de una muestra

El signo negativo en el exponente nos indica que la energía radiante decrece a medida que aumenta el recorrido.

La ecuación simplificada de la Ley de Beer-Lambert nos permite relacionar de forma sencilla la concentración (c), la absorbancia de la muestra (A), el espesor recorrido por la radiación (d), y el factor de calibración (ϵ). Este factor permite relacionar la concentración y la absorbancia de los estándares:

$$A = \epsilon \cdot d \cdot c$$

ECUACIÓN 2 ABSORBANCIA DE LA MUESTRA

Podemos obtener la transmitancia a partir de la absorción a través de la siguiente ecuación:

$$A = \log_1/T$$

ECUACIÓN 3 ABSORBANCIA DE LA MUESTRA (II)

Además debemos tener en cuenta que las leyes aplicadas sólo son válidas si y solo si:

- La radiación incidente es monocromática.
- Las especies actúan independientemente unas de otras durante la absorción.
- La absorción ocurre en un volumen de sección transversal uniforme.

Aplicación de la Ley de Beer-Lorent:

La luz procedente de los LEDs a través de nuestro dedo se enfrenta, en su recorrido, a diferentes medios absorbentes. Entre ellos debemos contar con la pigmentación de la piel, el hueso, y la sangre arterial y venosa.

A diferencia de las venas, las arterias contienen más sangre durante la sístole (contracción del tejido muscular cardíaco) que durante la diástole (período en el que el corazón se relaja tras una contracción), ya que a raíz de este hecho su diámetro incrementa por la presión generada internamente. Durante la diástole el diámetro arterial será el más bajo posible, por lo tanto la absorbancia será mínima y la luz transmitida máxima. A partir de este criterio y aprovechando la ley de Beer-Lambert, podemos plantear la siguiente ecuación:

$$I_H = I_0 \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{min}}$$

ECUACIÓN 4 INTENSIDAD DE LUZ RECIBIDA DURANTE DIÁSTOLE

Donde I_h corresponde con la intensidad de luz recibida durante la diástole y el DC el indicador colectivo de los componentes absorbentes atravesados a excepción de la sangre arterial no pulsátil.

En cambio, durante la sístole, el trayecto óptico de los fotones aumenta y, por tanto, la absorción de la luz será más acentuada, potenciada además por la mayor presencia de hemoglobina, lo que nos lleva a la siguiente expresión:

$$I_L = I_0 \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{max}}$$

ECUACIÓN 5 INTENSIDAD DE LA LUZ RECIBIDA DURANTE SÍSTOLE

Utilizando ambas expresiones, podemos comprobar que la intensidad de la luz en el receptor está determinada en base al trayecto óptico generado en ese momento. La diferencia de absorción de luz, y por tanto la diferencia de trayectos ópticos durante los periodos de sístole y diástole nos permitirá derivar una expresión para la intensidad de luz recibida por el fotodiodo.

$$I = I_H \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]\Delta d}$$

ECUACIÓN 6 INTENSIDAD DE LA LUZ RECIBIDA EN EL FOTODIODO

I corresponde con la intensidad de luz recibida por el fotodiodo y Δd la diferencia entre los trayectos ópticos arteriales máximo y mínimo, que es producida durante el periodo de una palpitación cardiaca.

Por el contrario, el 98% de absorción de la luz corresponderá al resto de sustancias del medio (pigmentación de la piel, tejidos y la sangre que fluye por las venas y por las vías arteriales no pulsátiles) y será de valor constante. El otro 2% corresponderá a la componente alterna.

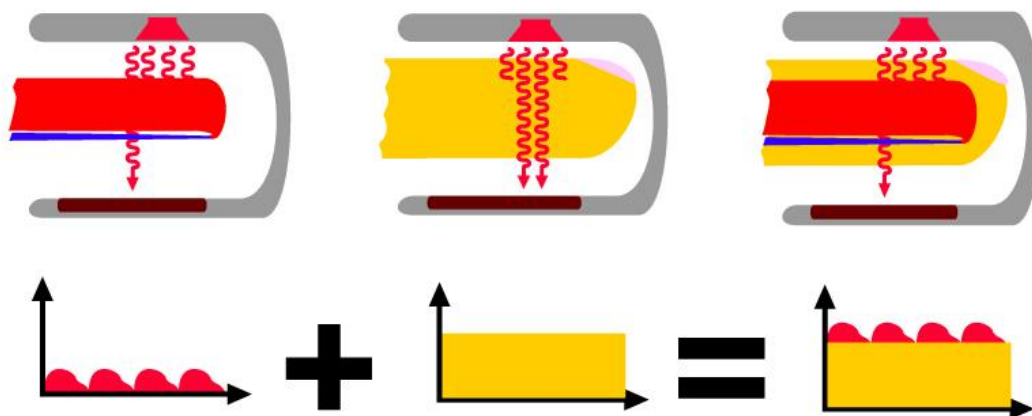


FIGURA 3.2 COMPONENTE AC Y DC EN LA ABSORBANCIA DE LA SANGRE
(HOWEQUIPMENTWORKS.COM)

En nuestro diseño compararemos las intensidades de luz correspondientes a las dos longitudes de onda, por lo que antes debemos normalizarlas. Esto es debido a que los LEDs tienen un cierto comportamiento no lineal en algunas situaciones. Además, las características de las componentes DC y la sensibilidad del fotodiodo varían de

una manera muy abrupta en función del paciente al que se esté diagnosticando (Tarassenko & De Kock, 1991).

Realizamos la normalización respecto a los valores máximos (I_H) de las intensidades de luz transmitidas a las longitudes de onda λ_1 y λ_2 .

$$I_n = \frac{I}{I_H} = e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}] \Delta d}$$

ECUACIÓN 7 INTENSIDAD DE LA LUZ TRANSMITIDA NORMALIZADA

Con esto conseguimos que las intensidades de luz transmitidas sean independientes de las no linealidades a las que nos referíamos previamente. La componente AC de estas señales representará únicamente las variaciones experimentadas por la luz transmitida debido a la naturaleza pulsátil de la sangre que fluye por las arterias. Como podemos observar, estamos suponiendo que, idealmente, las únicas sustancias presentes en la sangre son la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Al igual que en apartados anteriores, este factor supondrá un error en la expresión de medida.

Cálculo de la saturación de oxígeno en sangre:

A diferencia de la formulación que hemos visto anteriormente, la luz incidente será sustituida por la luz transmitida durante la diástole. Mediante este ajuste podremos comparar las intensidades de luz correspondientes a las longitudes de onda con el mismo orden de magnitud durante este periodo.

Calculando la absorbancia de la luz a partir del logaritmo de estas intensidades normalizadas, seremos capaces de caracterizar la respuesta que generan únicamente los componentes AC de estas variaciones en el trayecto óptico, es decir, la naturaleza pulsátil de la sangre que fluye por las arterias. Siendo la relación que pretendemos caracterizar la siguiente expresión:

$$R = \frac{A_{t,R}}{A_{t,IR}} = \frac{\ln(I_{L,R}/I_{H,R})}{\ln(I_{L,IR}/I_{H,IR})}$$

ECUACIÓN 8 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS

Siendo $A_{t,R}$ la absorbancia total de la luz emitida por el LED de 660 nm y $A_{t,IR}$ la generada por el correspondiente luz de espectro infrarrojo, 940 nm.

Ahora sustituimos en esta expresión la definición que hemos realizado previamente de la intensidad de luz normalizada:

$$R = \frac{[\epsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}] \Delta d_R}{[\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}] \Delta d_{IR}}$$

ECUACIÓN 9 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS (II)

Suponiendo que los caminos ópticos recorridos por ambas longitudes de onda son iguales, la única variación que se podrá apreciar será la del diámetro de las arterias. Aprovechando estas fórmulas que relacionan la concentración de las hemoglobinas con la saturación de oxígeno arterial, podremos determinar la expresión que nos permitirá caracterizar esta última:

$$R = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\epsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_R)] SaO_2}{\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] SaO_2}$$

ECUACIÓN 10 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS (III)

En esta expresión, la relación R no depende de la longitud de los caminos ópticos recorridos ni de las concentraciones correspondientes a las hemoglobinas funcionales, sino de la saturación de oxígeno en la sangre (Tarassenko & De Kock, 1991).

Ahora ya podemos despejar el parámetro que nos interesa, obteniendo definitivamente la saturación de oxígeno arterial:

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) \times R}{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - \epsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [[\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] \times R]} \times 100\%$$

ECUACIÓN 11 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

Como podemos observar, el parámetro queda definido en función de R. Es decir, la relación de absorbancias de luz emitida a las dos longitudes de onda propuestas. Si dibujáramos la relación de estas dos variables, obtendríamos la curva de calibración.

Hay que destacar que esta gráfica es una idealización del escenario descrito, ya que no se han asumido ciertas irregularidades para el procedimiento desarrollado. Para el cumplimiento de la Ley de Beer-Lambert es necesario que se cumplan una serie de criterios y además no tiene en cuenta la dispersión de la luz en los tejidos.

Por esta razón este tipo de dispositivos requieren una curva de calibración empírica y diferente a la hallada teóricamente. A partir de ella podremos garantizar la ejecución de la medida de forma precisa.

3.3 PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría es la oximetría realizada en vivo, y mide la Saturación de oxígeno en sangre mediante la emisión de luz de diodos (LED), los cuales emiten un haz de luz de dos longitudes de onda diferente, y la lectura a través de un foto sensor colocando un dedo de la mano entre ambos. El sensor mide la cantidad de luz absorbida por la sangre. Este método permite diferenciar la HbO₂ de la Hb en un vaso arterial y posteriormente determinar la SpO₂.

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

Para la medición de la cantidad de oxígeno mediante pulsioximetría se precisa de un sensor en forma de pinza. Éste emite un haz de luz roja y otra infrarroja que se refleja en la piel del pulpejo del dedo. Las longitudes de onda suelen estar en un rango de 630-660nm para el rojo y en un rango de 800-940 nm para el infrarrojo. Se escogen estas longitudes debido a que obtenemos una mayor absorción del espectro luminoso por parte de la hemoglobina. Este sensor está equipado con un fotodiodo que mide la cantidad de luz absorbida por la oxihemoglobina circulante del paciente.

Como ya se ha comentado la oximetría se basa en la espectrofotometría basada en la ley de Beer-Lambert. Según la capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda se puede clasificar la hemoglobina (Hb) en 4 tipos:

- HbO₂ (hemoglobina oxigenada o oxiHb)
- Hb (hemoglobina desoxigenada)
- COHb (carboxiHb)
- MetHb (metahemoglobina)

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno transcutánea de la sangre arterial y ésta permite estimar de forma continua la saturación arterial de O₂.

Cuando se comenzó a utilizar este método para la determinación de la SpO₂, se encontraron algunos problemas técnicos que impedían una correcta estimación de la saturación arterial Hb cuando se medía a través de tejidos vivos. Otras partes de los tejidos también absorben la luz además de la hemoglobina. Los tejidos vivos contienen, además, sangre venosa sangre capilar, la cual transporta Hb reducida.

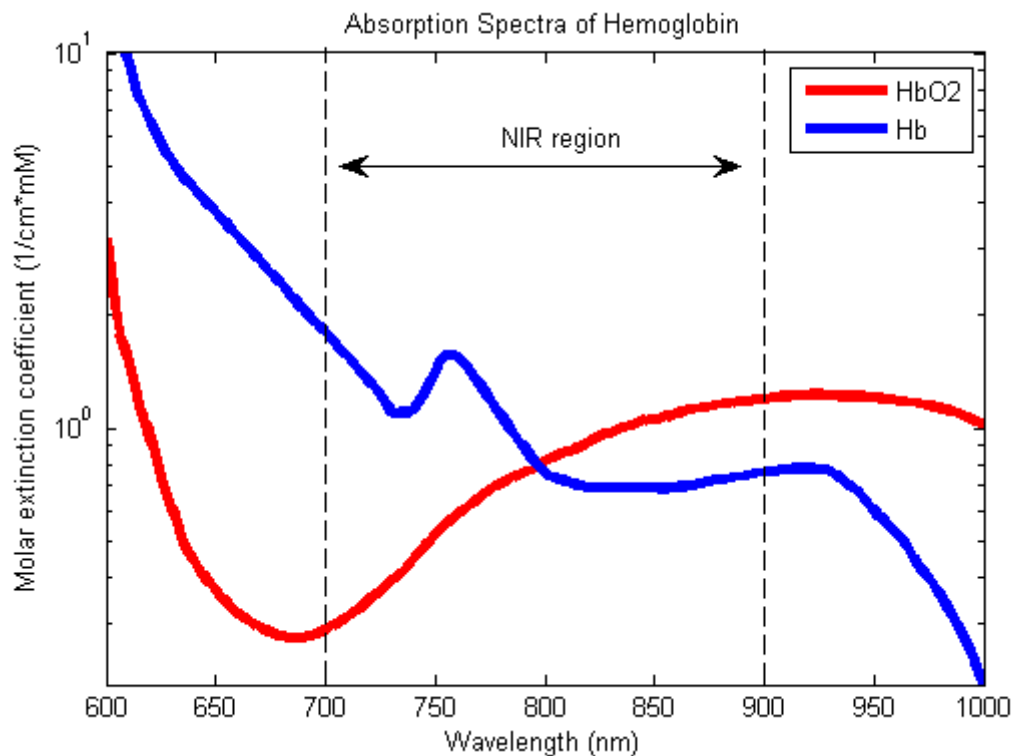


FIGURA 3.3 ESPECTRO DE ABSORCIÓN DE LA HEMOGLOBINA

En los años 70's, el ingeniero japonés Aoyagi resolvió estos problemas al descubrir que los componentes pulsátiles de absorbancia del rojo e infrarrojo transmitidas a través de los tejidos corresponden solo a la saturación arterial de hemoglobina. Aoyagi utilizó dos longitudes de onda de luz diferente, una en el rojo (660nm o I_{min}), y otra en el infrarrojo (940nm o I_{max}). Esta última, que es el elemento fluctuante o pulsátil, es procesada por el algoritmo del pulsioxímetro como la señal a medir, y corresponde al 1-5½ del total de la señal luminosa.

Esta absorción de luces rojas e infrarrojas está vinculada directamente con la saturación de la oxihemoglobina. La absorción de la sangre arterial aumenta con cada latido, lo que hace imprescindible la presencia del pulso arterial para reconocer alguna señal. El color de la sangre varía en función del grado de saturación del oxígeno de la hemoglobina debido a propiedades ópticas del grupo hemo de esta molécula. A través de técnicas de espectrofotometría determinamos la saturación de oxígeno.

3.4 ARQUITECTURA PROPUESTA

Como ya hemos mencionado en apartados anteriores de este documento, el objetivo de este proyecto será el de diseñar y fabricar un pulsioxímetro de pequeños tamaños capaz de realizar mediciones del espectro de oxígeno en sangre (SpO_2), mostrar la curva pletismográfica y, a partir de estos datos, obtener el pulso cardíaco. Estos

datos serán mostrados en una pequeña pantalla LCD de un tamaño aproximado de dos pulgadas. El dispositivo contará además con un pequeño microcontrolador que realizará las tareas de control y adquisición de datos, lo que nos permitirá descargar el histórico de las mediciones en nuestro ordenador o tablet.

Se abre, además, la posibilidad para futuros proyectos de aumentar la conectividad del dispositivo, incluyendo un microcontrolador con WIFI o BLUETOOTH incorporado, lo que nos permitirá la descarga de datos en nuestro dispositivo de forma inalámbrica, la monitorización en otros dispositivos en tiempo real o el almacenamiento de datos en la nube. Este aspecto sería fundamental para el desarrollo de un dispositivo que pueda competir realmente con otros dispositivos similares del mercado, desarrollando un dispositivo “inteligente”, que podríamos clasificar como objeto “conectado”, pudiendo programar diferentes alarmas, compitiendo con los pulsioxímetros de alta gama a un precio muy inferior.

3.5 COMPONENTES PRINCIPALES

- **Led Rojo (660 nm):** esta longitud de onda se verá más absorbida en periodos con alto nivel de hemoglobina.
- **Led IR (950nm):** al contrario que en el anterior esta longitud de onda de onda no se verá tan afectada con niveles altos de hemoglobina.
- **Fotodiodo:** constituye el sensor principal de este dispositivo. Recogerá la luz emitida por ambos LED y reflejada en el dedo. Nos devolverá las variaciones de la cantidad de oxígeno en la sangre en variaciones de intensidad.
- **Pantalla LCD:** nos permitirá mostrar el valor del SpO₂, del pulso cardíaco y graficar la curva pletismográfica. Se comunicará con el microcontrolador mediante comunicación I2C.
- **Microcontrolador:** realizará las tareas de control, adquisición de datos y comunicación con otros dispositivos.

Acondicionamiento y control:

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

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

conformará una sola placa. El desarrollo de los mismos se abordará en profundidad en los próximos capítulos.

3.5.1 DIAGRAMA DE BLOQUES

A continuación se presenta un diagrama de bloques propuesto que se corresponde con el desarrollo hardware del dispositivo. Este ha sido realizado a partir del diagrama propuesto por el fabricante en el datasheet del AFE4490:

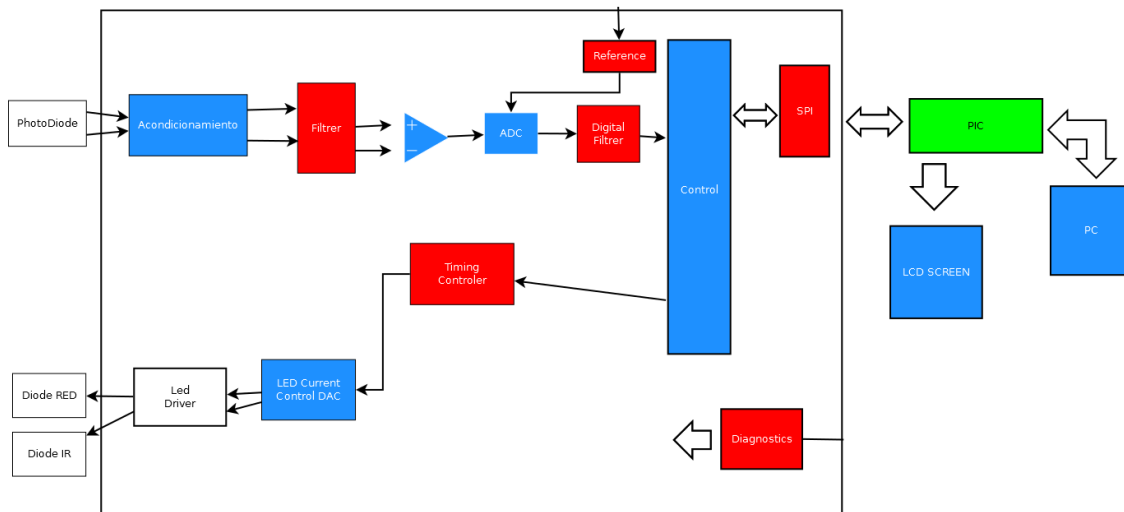


FIGURA 3.4 DIAGRAMA DE BLOQUES PROPUESTO

En el diagrama de bloques podemos identificar los elementos principales del dispositivo mencionados anteriormente, además del circuito de acondicionamiento y filtrado de la salida del fotodiodo, necesario para eliminar armónicos en la señal no deseada. Podemos observar también el convertidor ADC, que transformará la señal analógica en una digital, de modo que pueda ser procesada por el microcontrolador.

3.5.2 DIAGRAMA FUNCIONAL

Nuestro dispositivo podría seguir un diagrama simplificado como el que se muestra a continuación, donde nos hemos abstraído de las tareas de filtrado y amplificación, así como del control de los LEDs que serán realizadas por el Arduino SHIELD:

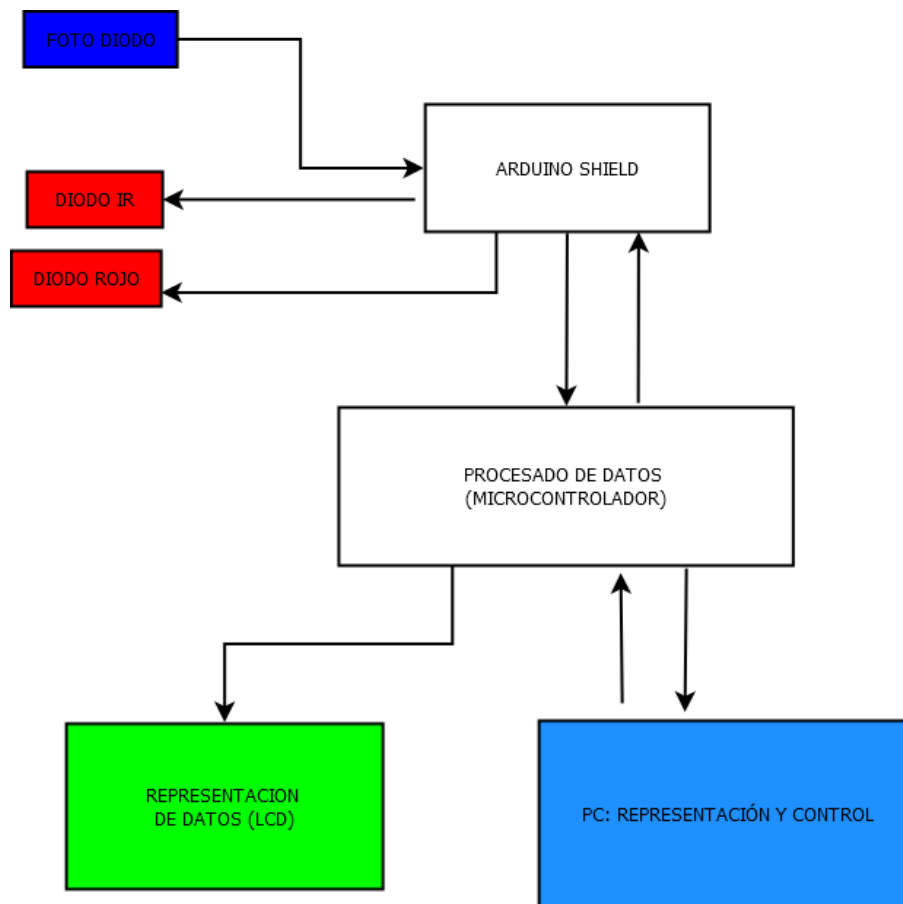


FIGURA 3.5 DIAGRAMA FUNCIONAL SIMPLIFICADO

Descripción de diagramas:

No es objetivo de este diagrama dar una descripción completa y precisa del dispositivo, si no que pretende que el lector comprenda la función de cada uno de los elementos en el dispositivo y la importancia dentro del mismo, así que comprendan los posteriores desarrollos que se exponen más adelante en esta memoria.

En los siguientes capítulos se mostrarán diagramas y configuraciones más precisas del funcionamiento del dispositivo, pero a continuación se describe a modo de resumen y de forma abreviada el funcionamiento del dispositivo:

El dispositivo contará de dos LEDs de longitudes de onda de 660 nm (Rojo) y de 850 nm (Infrarrojo). Estos LEDs se excitarán sobre el dedo, bajo el cual se situará un fotodetector que medirá la luz incidente. La luz incidente del primer LED (660 nm) se verá más absorbida en periodos de alta cantidad de oxígeno en la sangre, mientras que la segunda (850 nm) se verá afectada en los periodos de menor cantidad de oxígeno.

Para el correcto funcionamiento del sistema del sistema se precisará ajustar la intensidad del paciente para obtener una correcta intensidad a la salida del dedo independiente del sujeto. Este ajuste se realizará mediante una fuente de corriente controlada por una salida PWM del microcontrolador.

La salida del fotorreceptor será de unos pocos pico voltios, por lo que deberá ser amplificada además de filtrada para eliminar armónicos de alta y baja frecuencia indeseados.

El microcontrolador excitará de forma alterna el Led Rojo y el IR realizando lectura a través del ADC de modo que registrará una señal para cada uno de los LEDs, estas señales serán procesadas y gracias a estos datos se podrá calcular el SpO₂ y el pulso cardíaco.

3.5.3 SONDA DE MEDIDA

La elección correcta del fotorreceptor será crítica en el desarrollo del proyecto, ya que en el mercado encontramos soluciones muy versátiles que nos pueden facilitar mucho el trabajo, así como mejorar la ergonomía de la sonda de medida, reduciendo su tamaño y aumentando su funcionalidad.

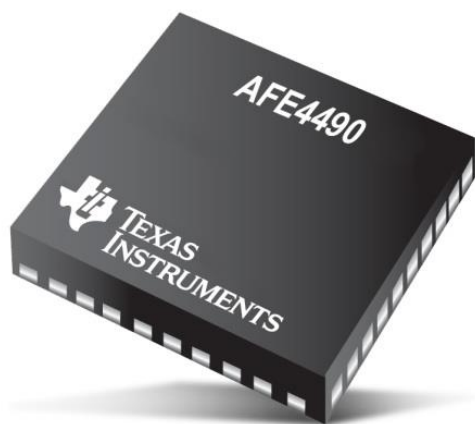


FIGURA 3.6 AFE4490

Muchos fabricantes nos ofrecen dispositivos especialmente diseñados para su uso en dispositivos de pulsioximetría. Estos suelen ser circuitos integrados que forman un encapsulado de unos pocos milímetros y que además incorporan otras funciones muy útiles como el circuito de control de los drivers o el acondicionamiento de señal de salida.

Esto es el caso del AFE4490 de Texas Instruments, pequeño integrado de apenas 5 mm que incluye circuito de control de LEDs, acondicionamiento de la señal del fotodiodo, conversor ADC, timer, además de comunicación SPI para la lectura de datos y configuración del circuito. Sin embargo, no incluye fotodiodo.

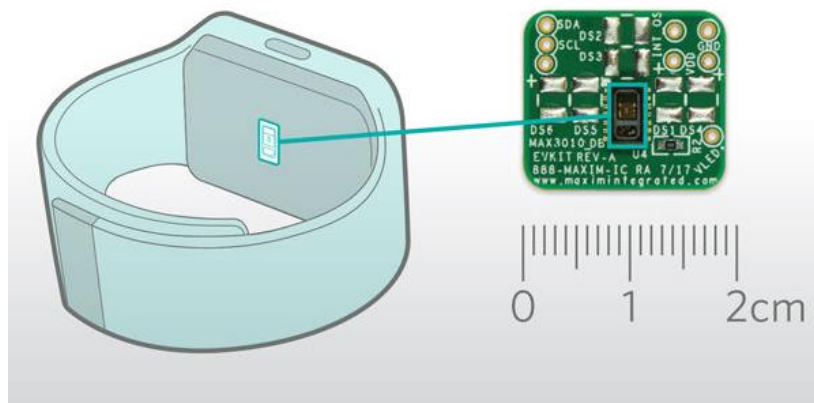


FIGURA 3.7 MAX 30102

Max 30102 es una solución todavía más completa del fabricante Maxim Integrated. Este circuito integrado incluye todo lo necesario para la adquisición del SpO₂ y del mismo cardíaco. En su pequeño encapsulado se incluyen los LEDs y el fotodiodo necesarios para la realización de mediciones de SpO₂. Es un integrado especialmente diseñado para su implementación en Wearables, así dispone de una comunicación SPI para proporcionar las mediciones al microcontrolador para su posterior visualizado en una pantalla LCD.

Además de soluciones especialmente diseñadas para pulsioximetría, es conveniente repasar algunos fotodiodos para uso general que con un conveniente acondicionamiento pueden realizar adecuadamente las lecturas de intensidad luminosa en nuestro dispositivo.

El uso de fotodiodos requiere una correcta alimentación así como una posterior amplificación y filtrado de la señal como estudiaremos a continuación, por eso se aconseja el uso de dispositivos como el OPT101, que incluye en un mismo encapsulado SOP8 el fotodiodo y la etapa de amplificación, facilitando el desarrollo y disminuyendo el número de componentes.

Como se ha justificado en el primer capítulo, no es objetivo de este trabajo desarrollar un dispositivo comercial que implique la elección de componentes miniaturizados, sino el de desarrollar un Shield destinado a educación y que esté disponible para la comunidad makers, por lo tanto se ha optado por trabajar con el OPT101 frente a las opciones anteriores.

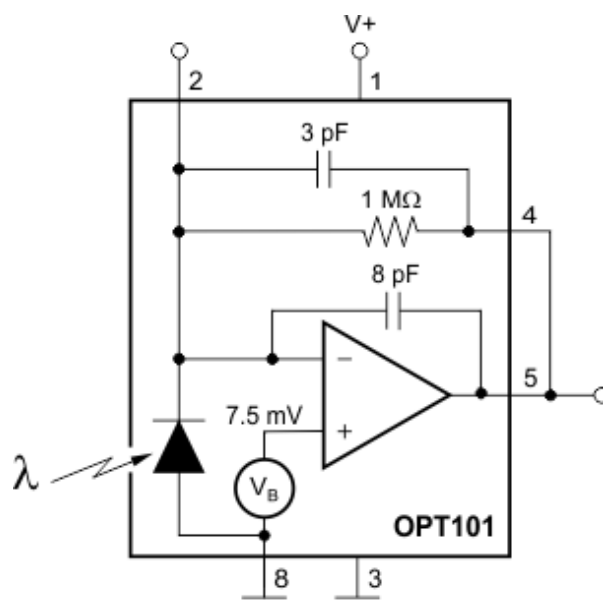


FIGURA 3.8 OPT101

3.6 SEGURIDAD FOTOBiolÓGICA

El desarrollo de este trabajo gira principalmente al respecto del estudio e implementación de un pulsioxímetro, como se ha expuesto a lo largo de los apartados anteriores. Como se habrán dado cuenta, una de las tareas principales es la de control de la intensidad lumínica de los diodos LEDs, que constituye unos de los principales elementos de este trabajo.

Este estudio de acondicionamiento y control de LED infrarrojo, tiene además otras aplicaciones en la que no es necesaria ninguna modificación sobre el dispositivo. Nos despiertan un especial interés las técnicas de reflectometría infrarroja o las de eyetracking. Otra de las aplicaciones de este dispositivo, además de pulsioximetría, es la de formar parte de un dispositivo de eyetracking destinado a investigación. Esta técnica permite capturar el movimiento de las cuencas oculares, información muy importante para estudio de enfermedades como el Parkinson, la enfermedad de Huntington o el Alzheimer. El uso de este tipo de técnicas se ha intensificado de forma exponencial en los últimos años, especialmente en su uso para estudios de neuromarketing.

El uso de leds IR para técnicas de eyetracking supone el contacto directo de la radiación lumínica en los ojos del sujeto, lo que constituye un posible riesgo fotobiológico. Por este motivo se ha decidido dedicar este apartado al estudio de la legislativa actual referente al uso de LEDs y su posible riesgo.

Los diodos LED tienen similares características que las tecnologías tradicionales como las lámparas incandescentes y tubos fluorescentes en términos de seguridad fotobiológica y no debería haber en principio ninguna diferencia en la evaluación de seguridad. Los LED comerciales disponibles en el mercado y otras fuentes de luz formadas por LEDs deben ser montados en concordancia con la actual legislación y estándares aplicables.

Durante años ha habido una inquietud acerca de la posible peligrosidad de los LEDs y los productos que contengan estos, esta situación ha sido esclarecida evaluando la peligrosidad de los LEDs bajo el estándar IEC 60825 ⁵, y consecuentemente han sido clasificados y agrupados como láser en relación de la seguridad ocular.

Hoy en día todos los diodos LEDs, sin restricciones, están sujetos a la regulación de seguridad y regulación óptica para las diferentes bandas de emisión, por lo que estos son evaluados y clasificados en términos de seguridad óptica en concordancia con los estándares seguridad fotobiológica para lámparas y sistemas de iluminación:

⁵ Estándar internacional de seguridad en láser

- IEC 62471 (Internacional)
- EN 62471 (EU)
- ANSI/IESNA RP-27 (USA)

Estos estándares definen cuatro tipos diferentes de grupos de riesgo para LEDs y también para lámparas.

El principal factor influyente es el tiempo de exposición de cada grupo: cuanto más alto sea el grupo de riesgo, menor será el tiempo que puede ser aplicado. Los límites de longitud de onda para radiancia [W/m^2sr] e irradiancia [W/m^2] son mayores para los grupos mayores.

La siguiente figura muestra una visión general acerca de factores de riesgo acorde con el estándar IEC 62471. No se muestra en la tabla el grupo 3 (RG3), que es el grupo de mayor riesgo y puede causar daños en cortos periodos de exposición:

Risk Group	Safety Message	Exposure periods to determinate (emission limits)	
		Retinal Photochemical Hazard	Retinal Thermal Hazard
Risk Group „exempt“ (RG 0)	No photobiological hazard	10 000 s (100 W/m^2sr) (1 W/m^2)*	10 s (28 000/ α W/m^2sr)
Risk Group „low risk“ (RG 1)	No hazard due to normal behavioral limitations on exposure	100 s (10 000 W/m^2sr) (1 W/m^2)*	10 s (28 000/ α W/m^2sr)
Risk Group „moderate“ (RG 2)	No hazard due to the aversion reponse to very bright light sources or due to thermal discomfort	0.25 s (4x10 ⁶ W/m^2sr) (400 W/m^2)*	0.25 s (71 000/ α W/m^2sr)

* Emission limit for small sources with radiation power

TABLA 3 SEGURIDAD FOTOBIOLOGICA. CLASIFICACIÓN DE GRUPOS DE RIESGO

La clasificación de un led dentro de un grupo de riesgo indica el valor límite de tiempo de exposición máximo a una distancia mínima de 20 cm.

Posibles peligros de la luz:

En principio la luz visible (380nm a 780nm) solo produce daños en los ojos por efectos térmicos o fotoquímicos.

Kind of Hazards	Biological action spectrum	Wavelength Range
Retina thermal injuries	$R(\lambda)$	380-1400nm
Blue Light Hazard	$B(\lambda)$	300-700nm

TABLA 4 POSIBLES DAÑOS PARA LAS CORRESPONDIENTES RANGOS DE LONGITUD DE ONDA

Los efectos biológicos, los ojos, y el potencial de peligrosidad dependen fuertemente de la longitud de onda de la radiación incidente.

Peligrosidad de la retina térmica:

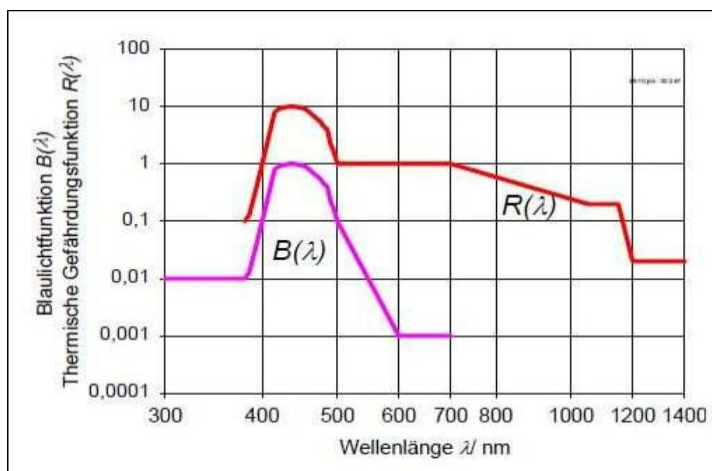


FIGURA 3.9 DIFERENTES TIPOS DE PELIGROSIDAD PARA TEMPERATURA DE RETINA Y RETINA FOTOQUÍMICA EN FUNCIÓN DE LAS DIFERENTES LONGITUDES DE ONDAS

Los daños térmicos en la retina (esencialmente sobrecalentamiento en el tejido de la retina) son causados por la energía de la luz incidente que es absorbida por el tejido, eventualmente resultado de un incremento de temperatura localizado. La extensión de los daños depende del tamaño del área afectada y la temperatura alcanzada. Los daños irreversibles ocurren solo al

sobrepasar un cierto valor crítico.

Incluso la exposición a un corto periodo de tiempo (<10s) puede ser suficiente para causar daños térmicos, pero solo si la densidad de potencia efectiva incidente es muy alta. Los mecanismos fotoquímicos (fotorretinitis) dominan sobre los efectos térmicos para periodos de exposición superiores a 10 s.

Peligrosidad de la luz Azul:

Los daños fotoquímicos en la retina involucran procesos fotoquímicos con altas cantidades de energía de radiación de onda corta que cause daños, en muchos casos irreversibles.

El área del espectro que causa este tipo de daños varía entre 400 nm y 500 nm (luz azul). El aspecto crítico en términos de potencial de peligrosidad, no obstante, no es la componente azul en sí mismo, sino la energía contenida en este rango de espectro, el cual depende esencialmente de la luminancia (radiación de luz efectiva).

La radiación absorbida, la cual depende de la intensidad de la de la luz incidente y de la “longitud de exposición”, causa la descomposición fotoquímica de los pigmentos presentes en las células fotorreceptoras. Así, los fragmentos de los fotopigmentos creados en este acto, conducen a la muerte de células fotorreceptoras.

Deslumbramiento:

La radiación intensa de luz visible puede también causar efectos en la visión, sin llegar a causar un daño permanente en el ojo. Hay dos tipos distintos de deslumbramiento: deslumbramiento disconforme, el cual causa una sensación no deseada; y deslumbramiento perturbador, el cual produce un degradamiento en la agudeza visual.

El deslumbramiento no causa daño directo por sí mismo en el ojo, pero puede provocar un daño indirecto en la visión, como en la capacidad de reconocer objetos, lo que obviamente puede provocar un riesgo a cualquier persona que conduzca vehículos, u operando maquinaria, por ejemplo.

A la hora de evaluar el efecto de la deslumbración no hay ninguna diferencia entre los LEDs, otras luces sintéticas o la propia luz natural, por lo que para evaluar los posibles daños podemos consultar el estándar DIN EN 12464⁶.

⁶ Light and lighting- Basic terms and criteria for specifying lighting requirements

Etiquetado:

Es importante resaltar también que los diferentes estándares que regulan el uso de dispositivos LEDs especifican además los diferentes etiquetados que deberán colocar los fabricantes en caso de que sea necesario para comunicar al consumidor el posible riesgo de un uso inadecuado de su producto.

Estas advertencias varían en función del grupo de riesgo, o del posible riesgo, y es fundamental en equipos o montajes que los operarios puedan manipular para solucionar averías o por causas de mantenimiento, indicando las medidas necesarias que deban tomar para realizar su trabajo de forma segura.

Los fabricantes deberán incluir información acerca de la seguridad fotobiológica en el datasheet de sus productos, especialmente aquellos que puedan suponer un alto riesgo, indicando el grupo de riesgo, tiempos de exposición recomendados o los estándares correspondientes que puedan completar la información sobre el uso de su producto.

Nuestro caso:

Tras haber repasado los diferentes estándares podemos concluir que nuestro desarrollo no supondría ningún riesgo para la salud del usuario, ya que trabaja con LEDs de 640 nm (Rojo) y 840 nm (IR), los cuales no se encuentran en ninguno de los grupos de riesgo.

Además, como hemos comentado con anterioridad, el principal riesgo se da cuando la luz incide sobre los ojos, así, para su uso como pulsioxímetro, la luz no incide directamente sobre los ojos del sujeto. Sin embargo, para su uso en dispositivos de eye tracking, habrá que tomar mayores medidas de seguridad, asegurándonos que los tiempos de exposición no sobrepasan los límites establecidos por los diferentes estándares y revisando las recomendaciones del fabricante.

4. DESARROLLO

En este capítulo presentamos los diferentes desarrollos que hemos realizado a lo largo del proyecto y que en conjunto conforman el dispositivo. Así se presentan los esquemáticos y los componentes utilizados.

4.1 EMISORES ÓPTICOS

4.1.1 DIODOS LEDS:

A la hora de diseñar nuestro circuito de excitación debemos primero elegir los diodos LED adecuados, y en función de sus características escoger los componentes del circuito. El primer parámetro que debemos elegir es la potencia: tenemos led con alta intensidad luminosa de hasta 75 mA y de baja intensidad luminosa.

Una vez elegido el componente, tendremos que atender a la máxima intensidad de corriente, de modo que la corriente proporcionada por la fuente de intensidad del circuito se mueva entre los límites que indique el fabricante. Ajustar la intensidad de corriente nos permitirá ajustar la intensidad luminosa de los LEDs. Esto será necesario para calibrar el dispositivo y que funcione correctamente, independientemente del paciente, como ya hemos comentado anteriormente.

Así, los LED de baja intensidad trabajan hasta 30 mA y nos ofrecen una intensidad luminosa máxima de 150 Flux. Los LED de alta intensidad proporcionan un máximo de 280 Flux para una corriente de 50 mA.

Es importante atender los valores de corriente nominal y tensión umbral. Estos valores corresponden con la corriente que demanda el LED en su modo de funcionamiento normal y la tensión que consume. Estos valores serán utilizados para calcular la resistencia de protección así como la tensión necesaria de alimentación.

Si observamos el comportamiento de los diferentes componentes que integran nuestro circuito con respecto a la temperatura, podremos determinar el rango de trabajo apropiado, delimitando mediante un límite mínimo y máximo de temperatura.

4.1.2 CIRCUITO DE EXCITACIÓN DE LEDS

En este subapartado pretendemos repasar y analizar los circuitos necesarios para controlar los diodos LED que integran un dispositivo para pulsioximetría, analizando para ello los requerimientos necesarios y los distintos factores a tener en cuenta.

El diseño de circuitos de LEDs debe tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- Configuración mecánica y patrón de radiación apropiados.
- Disipación y variaciones con la temperatura en el LED.
- Requisitos del circuito de excitación del LED.

La primera consideración a tener en cuenta puede ser fácilmente solventada consultado los catálogos proporcionados por el fabricante, donde nos indica todas las posibles configuraciones para una gran variedad de LED.

El propósito del circuito de excitación es garantizar la intensidad luminosa deseada para el LED. Esta intensidad a su vez es función directa de la corriente que atraviesa el LED, así, una de las dificultades será garantizar la estabilidad de la corriente deseada que atraviesa el diodo.

El circuito de excitación más sencillo es de forma incuestionable el circuito de excitación mediante la utilización de una resistencia. Sin embargo, esta configuración, y debido a las tolerancias en las características de los LEDs y la variación en la tensión de alimentación, provoca una variación en la corriente que atraviesa el diodo, y en consecuencia una variación considerable en la intensidad luminosa.

Con unos pocos componentes más y un transistor, es posible diseñar un circuito de excitación que garantice una corriente estable y predecible a través de un único LED o combinación de ellos. La ventaja de este circuito es que la corriente no está a merced de las posibles variaciones en las características del LED, pues se trata de una fuente de corriente. Este circuito puede ser utilizado para varios LEDs en serie, siempre y cuando la caída de tensión a través de todos los LEDs no supere la tensión de colector disponible, V_{cc} .

Puente en H:

Esta configuración está formada por un par de transistores complementarios como elementos de conmutación, para los cuales se propone el uso de los [2N3906.pdf] para los PNP y los [2N3904.pdf] para los NPN, del fabricante FairChild cuyas características y respuestas son muy adecuadas para su utilización como interruptores. Por seguridad, se sugiere incluir en el circuito una resistencia de pulldown (5kOhm) en la base de cada transistor NPN, como medida de respaldo para asegurar de que el transistor está apagado cuando no es seleccionado por la señal de control.

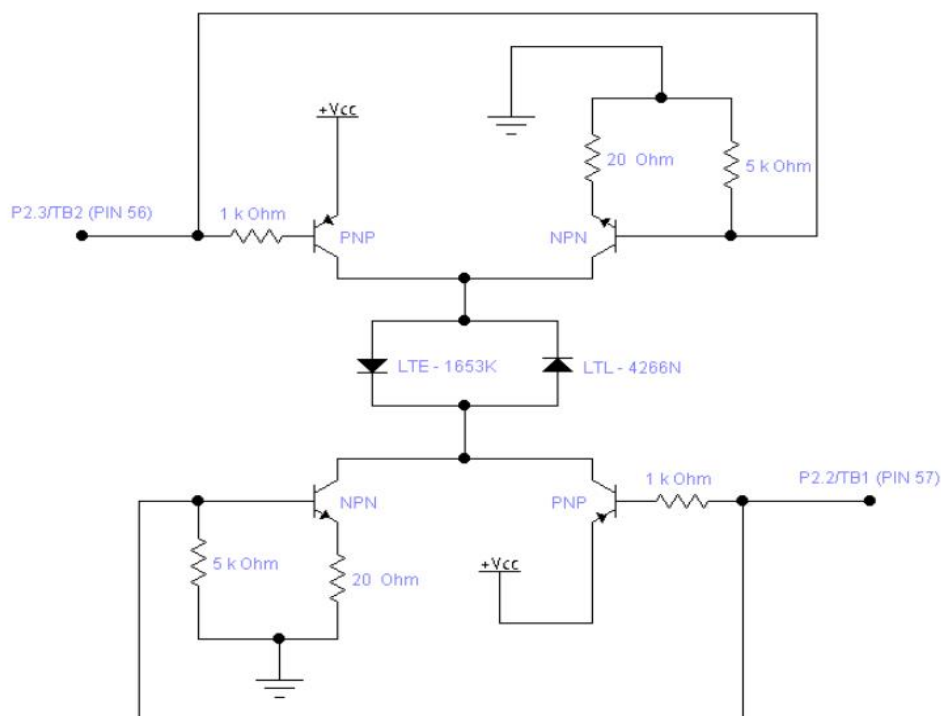


FIGURA 4.1 CIRCUITO PROPUESTO PARA LA EXCITACIÓN ALTERNA DE LOS DIODOS EMISORES DE LUZ
(CONTROLADORELEDS.EWB)

Dado que se aplican pulsos en ambas fuentes de luz, con un único receptor, se hace necesaria la multiplexación de las señales en el tiempo, garantizado exclusividad mutua para cada una de ellas, por ello se hace necesaria la creación de tres estados:

- LED ROJO ON, LED INFRAROJO OFF
- LED INFRAROJO ON, LED ROJO OFF
- LED ROJO OFF, LED INFRAROJO OFF

Esta configuración en puente en H garantiza que no existe la posibilidad de que los dos emisores estén encendidos al mismo tiempo. El microcontrolador será el encargado de controlar la multiplexación, destinando dos pines para la programación de los temporizadores; sugiriendo que los dos emisores sean multiplexados 500 veces por segundo con anchos de pulso de 380 μ s.

Fuente de Intensidad:

Como hemos mencionado anteriormente, necesitaremos de una corriente estable para garantizar la estabilidad luminosa de los diodos LED, y de este modo asegurar el correcto funcionamiento del dispositivo. Sin embargo, resulta interesante poder controlar, disminuyendo o aumentando esta corriente dentro de un rango, de modo que podamos aumentar la intensidad luminosa para calibrar el dispositivo en función de la radiación que llegue al receptor. Esto hace necesario la incorporación en el circuito de excitación una fuente de intensidad regulable.

Para controlar la corriente implementaremos un circuito de conversión Tensión/Intensidad, donde el voltaje de entrada, V_{ref} , sería variable y nos permitirá controlar la Intensidad a la salida. Para dicho montaje utilizaremos un LT3092.

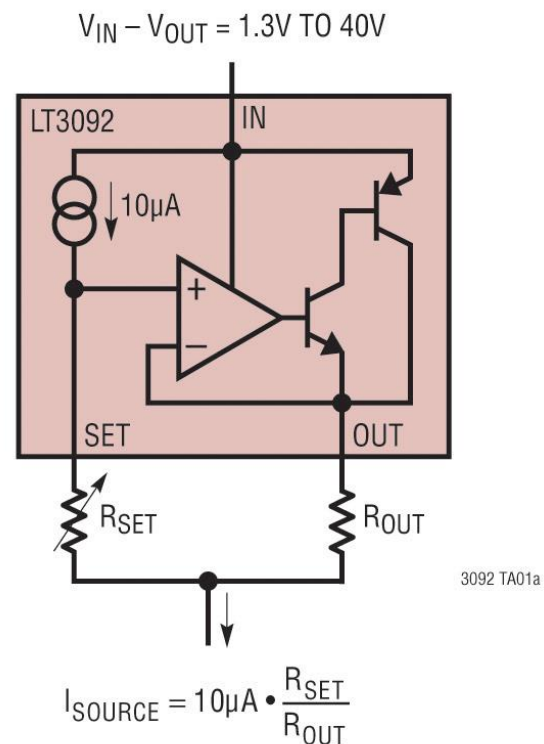


FIGURA 4.2 LT3092

Diseño final:

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

El tipo de transistor elegido para la conmutación es Mosfet de canal P, debido a que presenta mejores características frente a los BJT, como la corriente que soporta o la velocidad de conmutación. Proponemos el uso del BS250, un transistor Mosfet de baja potencia pero que cumple con bastante margen todas nuestras necesidades. Como este transistor es difícil de encontrar, pueden comprobar que el circuito funciona correctamente utilizando un IRF9520, un mosfet canal P de alta potencia que puede encontrar fácilmente en tiendas de electrónica.

Para la fuente de corriente se utilizará como se ha mencionado anteriormente el componente LT3092. El voltaje de referencia de la fuente de corriente y que, por tanto, determinará el valor de la corriente, será proporcionado por una salida PWM del microcontrolador. Sin embargo, tras diferentes pruebas en el laboratorio, comprobamos que a la salida del fotodiodo se observan las conmutaciones PWM de la fuente de corriente. Para solucionar este inconveniente se ha optado por filtrar esta señal a la entrada de la fuente de corriente mediante un filtro pasivo paso bajo, de modo que a la salida de filtro obtengamos una señal continua.

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

La fuente de corriente LT3092 se encuentra solo en encapsulado SMD, lo que nos dificulta el montaje del circuito en un protoboard con componentes de agujero pasante para comprobar el correcto funcionamiento del circuito y la realización de cambios. Por ello proponemos también el uso de una fuente de corriente construida mediante el uso de dos transistores BJT (uno canal n y otro p) en configuración darlington junto con un amplificador operaciones, siguiendo la configuración que se mostrará en el próximo esquemático.

Se propone el uso de transistores BC557 y BC554, y de TL071 para el amplificador operacional por sus buenas características como bajo ruido o alto rechazo al modo común:

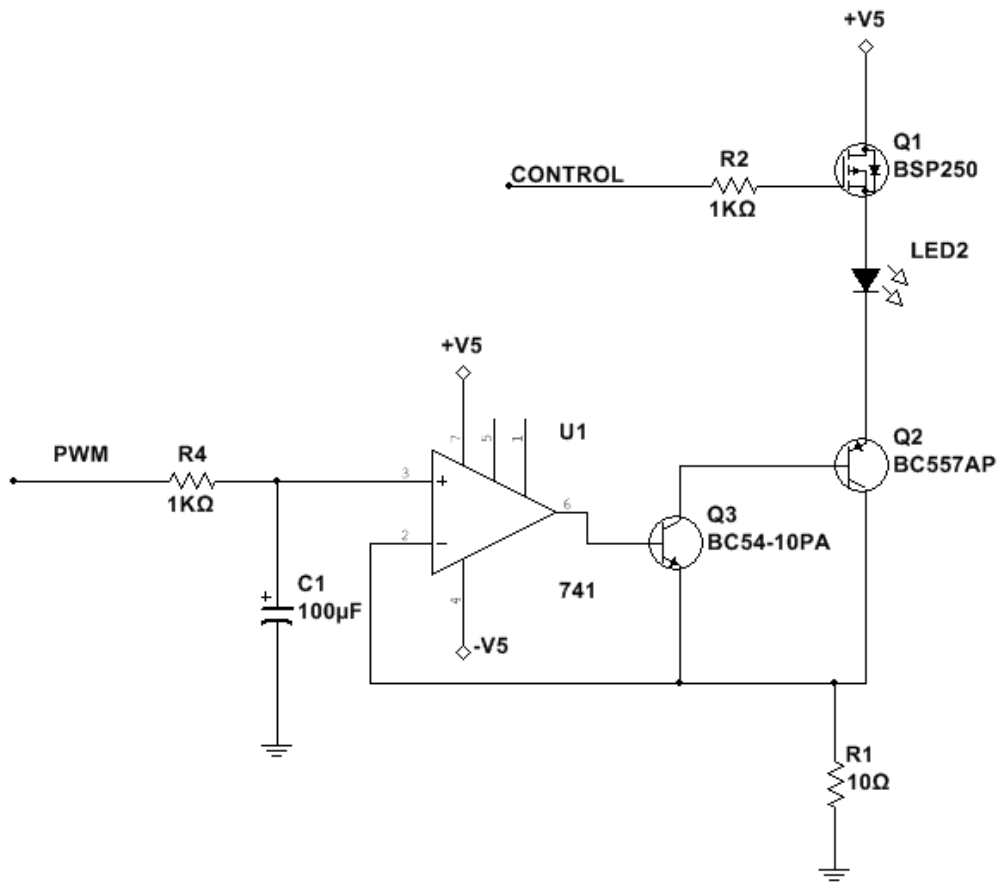


FIGURA 4.3 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL CONTROL DE LEDS

4.2 FOTODETECTORES

Un fotodetector será el encargado de medir la luz que atraviesa el dedo procedente de los emisores LEDs, y estudiando el aumento o disminución de intensidad, nos permitirá calcular el SpO₂ o el pulso cardiaco, como hemos visto. Por este motivo es importante estudiar el tiempo de fotodetectores que tenemos disponible, así como sus características y limitaciones.

4.2.1 FOTOTRANSISTORES

Un fototransistor se comporta de manera similar a las de un transistor bipolar, salvo que la inyección de la corriente de base se logra para el caso del fototransistor mediante el mecanismo fotoeléctrico.

Cuando se incide un fotón con suficiente energía en la zona de transición constituida entre el colector y la base, se genera un par electrón hueco. El campo eléctrico generado en la zona separa al par y acelera el electrón hacia la zona N (colector) y el hueco hacia la zona P (base) formando una fotocorriente primaria, I_{fp} . El mecanismo de generación de fotocorriente sigue el mismo principio que en los fotodiodos. Una vez generada la corriente mediante excitación con fotones el funcionamiento es idéntico al de un transistor bipolar.

Una de las ventajas de los fototransistores es que la corriente que circula por el colector es la fotocorriente primaria amplificada por la ganancia del transistor.

Las curvas características de un fototransistor son similares a las de los transistores bipolares, pero en este caso aparecen en función de la irradiación de la luz incidente.

La principal ventaja del fototransistor frente al fotodiodo es la ganancia. Sin embargo el fototransistor presenta notables inconvenientes como la mayor dependencia de la temperatura, menor linealidad, y lo más importante, escasa reproducibilidad y mayor tiempo de respuesta. Por estos motivos el fototransistor se suele emplear principalmente para la detección de nivel de luz como en aplicaciones digitales.

4.2.2 FOTODIODOS

Definición y características:

“El fotodiodo es un dispositivo que opera con polarización en inversa, este cuenta con una pequeña ventana transparente que permite que la luz choque con la unión pn”

Al igual que con los diodos convencionales, cuando polarizamos en inversa obtenemos una corriente de fuga inversa muy pequeña. En nuestro caso esta corriente inversa es producida por pares de electrón-hueco térmicamente generados en la región de empobrecimiento, los cuales son arrastrados a través de la unión pn por el campo eléctrico creado por el voltaje en inversa.

A diferencia de un diodo rectificador, donde la corriente de fuga inversa se incrementa con la temperatura en el fotodiodo, la corriente inversa se incrementa con la intensidad de luz ya que esta excita la unión pn.

La corriente inversa es despreciable cuando no hay luz incidente y se conoce como corriente oscura. El incremento de la intensidad de la luz, expresado como irradiancia (mW/cm^2), produce un incremento de la corriente inversa.

Una de las principales características de un fotodiodo es la sensibilidad: esta es muy baja. Un fotodiodo de propósito general no genera foto corrientes superiores a una

decena de nanoamperios, por lo que será necesario una amplificación bastante considerable de la señal obtenida.

La sensibilidad intrínseca viene determinada por la respuesta espectral, por lo que va a ser uno de los principales parámetros a la hora de seleccionar y utilizar un fotodiodo. Además, la sensibilidad viene determinada por otros parámetros independientes del comportamiento fotónico de estos diodos:

El área sensible es la superficie eficaz expuesta a la luz. Cuanto mayor sea ésta, mayor será la cantidad de fotones interceptados y, como consecuencia, aumentará el valor de la corriente generada.

También debemos tener en cuenta que un incremento de área conlleva un aumento de la capacidad de transmisión, capacidad formada en la zona de carga espacial por la aparición de dos capas de carga separadas por un semiconductor intrínseco que se comporta como dieléctrico.

La sensibilidad es otro de los parámetros a tener en cuenta, y se define como la relación entre la corriente generada y la potencia de la luz incidente:

$$S = \frac{\text{Fotocorriente}(A)}{\text{Potencia de la luz incidente}(W)} = \frac{I_f}{P_0}$$

ECUACIÓN 12 SENSIBILIDAD DE FOTODIODO

Otro factor a considerar es eficiencia cuántica, la cual se define como la relación entre el número de pares electrón-hueco efectivo (los que contribuyen a la generación de corriente) y el de fotones incidentes. Esta relación es posible expresarla también como la relación entre el número de electrones efectivos por segundo y el número de fotones incidentes por segundo. La ventaja de utilizar esta última relación es que las unidades son fáciles de medir:

$$\eta = \frac{n - \text{de electrones efectivos por segundo}}{n \text{ de fotones incidentes por segundo}} = \frac{\frac{I_a}{q}}{\frac{P_0}{h\nu}}$$

ECUACIÓN 13 EFICIENCIA CUÁNTICA

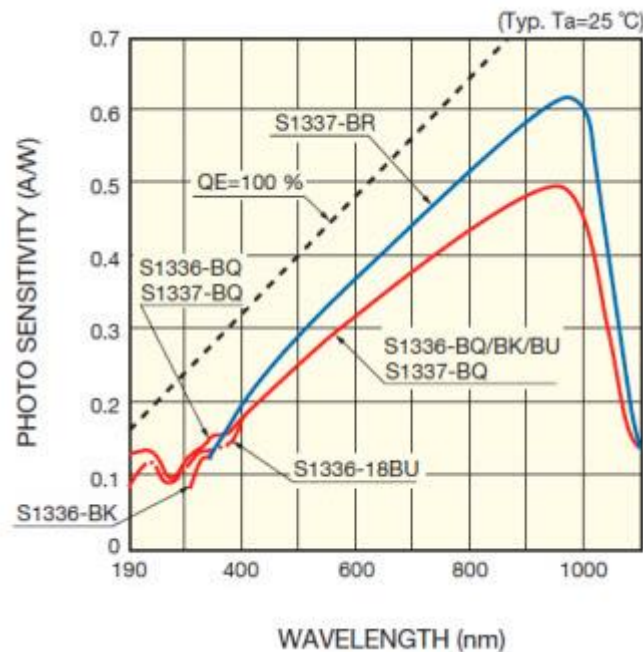
Utilizando estas dos expresiones llegamos a:

$$S = \eta \frac{q\lambda}{hc} = \eta \frac{\lambda(\text{nm})}{1240}$$

ECUACIÓN 14 EFICIENCIA CUÁNTICA (II)

Esta ecuación lo que nos indica es que la sensibilidad aumenta con la longitud de onda λ .

La representación de la sensibilidad en función de la longitud de onda se conoce como respuesta espectral (spectral response) y es una de las características determinantes a la hora escoger un fotodiodo:



ECUACIÓN 15 SENSIBILIDAD DE UN FOTODIODO FRENTE A DIFERENTES LONGITUDES DE ONDA

Representación de la respuesta espectral para un fotodiodo ideal con una eficiencia cuántica igual a uno ($\lambda=1$), del límite impuesto por la longitud de onda de corte para un fotodiodo de silicio y respuesta real del fotodiodo S1337 de Hamatsu.

La capacidad C del fotodiodo es la suma de la capacidad de transmisión más la capacidad parásita entre los terminales debida al encapsulado, aunque la primera es la que determina la capacidad total. Este término es importante para determinar la velocidad de respuesta, la cual disminuirá con la tensión inversa aplicada y aumenta con la superficie del fotodiodo.

El tiempo de subida es el periodo de tiempo transcurrido para que la fotocorriente medida en circuito externo del fotodiodo pase del 10% al 90 %.

Los valores están comprendidos generalmente entre 0,1 microsegundos y decenas de microsegundos para fotodiodos de tipo PN.

La corriente de oscuridad (dark current) es la corriente que circula por el fotodiodo cuando se le aplica una tensión inversa sin que incida la luz. Este valor aumenta con la tensión inversa aplicada y la superficie del fotodiodo. La temperatura también influye en la corriente de oscuridad, doblando su valor por cada 10°C trabajando en zona inversa. A 25°C los valores típicos varían entre varios pA y algunas decenas de nA.

Acondicionamiento:

Una de las formas más habituales para la medida de luz incidente en un fotodiodo es mediante la lectura de la corriente que circula por el fotodiodo sometido a tensión nula (en cortocircuito).

Mediante este método obtenemos un error menor del 1% en un margen de ocho a diez órdenes de magnitud entre 1 pW y 10 mW. Otra de las ventajas es que la dependencia de la temperatura es reducida y la corriente de oscuridad es pequeña puesto que no se aplica tensión inversa y el ruido también es relativamente pequeño por el mismo motivo.

La medida en zona directa resulta desaconsejable, principalmente por la falta de linealidad, y a que la capacidad es elevada; sin embargo, el ruido es muy reducido y en ocasiones resulta la zona más adecuada para medir niveles muy bajos de luz.

Amplificador corriente-tensión (amplificador de transimpedancia):

Hemos concluido en el apartado anterior que los circuitos más interesantes para acondicionar un fotodiodo se basan en la medición de la corriente que circula por el mismo a tensión cero o bien soportado una determinada tensión inversa. A estos circuitos se les conoce como amplificadores corriente-tensión o amplificadores de transimpedancia.

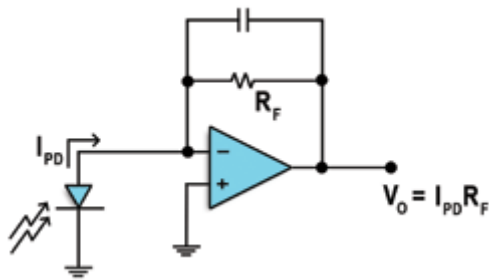


FIGURA 4.4 AMPLIFICADOR DE
TRANSIMPEDANCIA

En la figura el fotodiodo está sometido a una tensión virtualmente cero o nula. Si suponemos que trabajamos con un amplificador operacional lineal la tensión de salida vendrá dada por el producto de la resistencia de realimentación R_f , por la corriente que circula por el fotodiodo, que es aproximadamente iguala a la fotocorriente i_f .

Como ya hemos mencionado anteriormente, la fotocorriente es muy pequeña (del orden de nanómetros a microamperios), por lo que el valor de la resistencia de realimentación necesaria suele ser muy elevado entre valores de centenas de kilohmios hasta decenas, llegando incluso a centenas de megaohmios. Por este motivo el error se continua, debido a que las corrientes de polarización del operacional puede ser muy significativo, lo que obliga a utilizar amplificadores de entrada FET.

Para disminuir el error producido por las corrientes de polarización, puede recurrirse a situar una resistencia en la entrada no inversora del mismo valor que la resistencia R_f , de manera que el error obtenido se debe únicamente a la corriente de desviación.

Sin embargo, esta opción presenta algunos inconvenientes, por ejemplo, si el valor de R_f es muy elevado, este incrementa el ruido interno de la propia resistencia y, además, la corriente de ruido de la entrada no inversora del operacional se ve muy amplificada. Para compensar esto se debería situar un condensador en paralelo con la resistencia de compensación para limitar el ancho de banda para el ruido en la entrada no inversora.

Otro de los inconvenientes es que la caída de tensión en la resistencia de compensación debido a la corriente de polarización del operacional provoca una pequeña caída de tensión en el fotodiodo, con lo que la zona de funcionamiento se desplaza ligeramente respecto a la pretendida.

A la hora de diseñar el circuito de amplificación debemos tener en cuenta la capacidad del fotodiodo, de lo contrario encontraremos una cantidad de ruido anormalmente elevado o incluso que oscilase.

Esto obliga a realizar un acondicionamiento más completo que incluye un condensador en paralelo con el fotodiodo. La incorporación de este último elemento puede provocar inestabilidad, por lo que se recomienda incluir otro condensador en paralelo con la resistencia de realimentación del amplificador operacional.

4.2.3 OPT101

Como hemos mencionado en el capítulo anterior, hemos escogido el OPT101 de Texas Instruments como fotodetector de nuestro pulsioxímetro, debido a que en un único encapsulado incorpora el fotodiodo y el amplificador de transimpedancia, lo que facilita el desarrollo del proyecto y nos abstrae de la parte del diseño del acondicionamiento mencionada anteriormente.

La utilización de este dispositivo nos elimina problemas comunes en el diseño de circuito de acondicionamiento de fotodiodos como errores de corriente de fuga, señales acopladas de ruido o picos de ganancia como resultado de las capacidades parásitas. La salida de voltaje se incrementa linealmente con el aumento de la intensidad



FIGURA 4.5 OPT101

luminosa. Este amplificador está diseñado para trabajar con alimentación simple en un intervalo entre 2.7 V a 36 V. Este está disponible en encapsulados 8-PDIP, y J-lead SOP para montaje superficial.

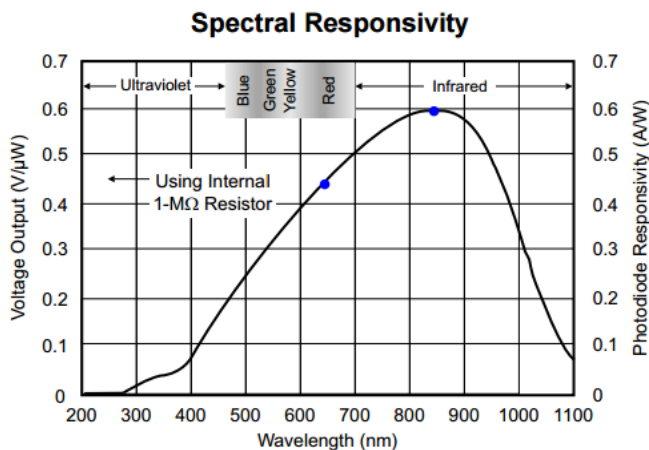


FIGURA 4.6 SENSIBILIDAD DEL OPT101 FRENTE A DIFERENTES LONGITUDES DE ONDA

Es importante destacar que este fotodiodo ofrece una adecuada respuesta espectral a las longitudes de onda que emiten los LEDs que vamos a utilizar (660 nm y 850 nm). Encontrando el voltaje máximo de salida para la radiación del LED IR y un valor algo inferior pero alto para la radiación del LED Rojo.

4.2.4 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

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

Filtro:

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

La señal recibida por el fotodiodo es una señal de muy baja frecuencia, debido a que los picos de más oxigenación en la sangre se corresponden con el bombeo de sangre por parte del corazón, es por esto que la señal puede variar en torno a 0.8 Hz y 3 Hz (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014), por lo que para eliminar las componentes adicionales necesitaremos un filtro con una banda de paso que trabaje entre esas frecuencias.

El filtro utilizará finalmente los componentes propuestos en el diseño del circuito realizado por (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014). Sin embargo vamos a proceder al análisis de una de las etapas del filtro para comprender su funcionamiento y el modo de diseño para poder cambiar el valor de los componentes o de la banda de paso si es necesario.

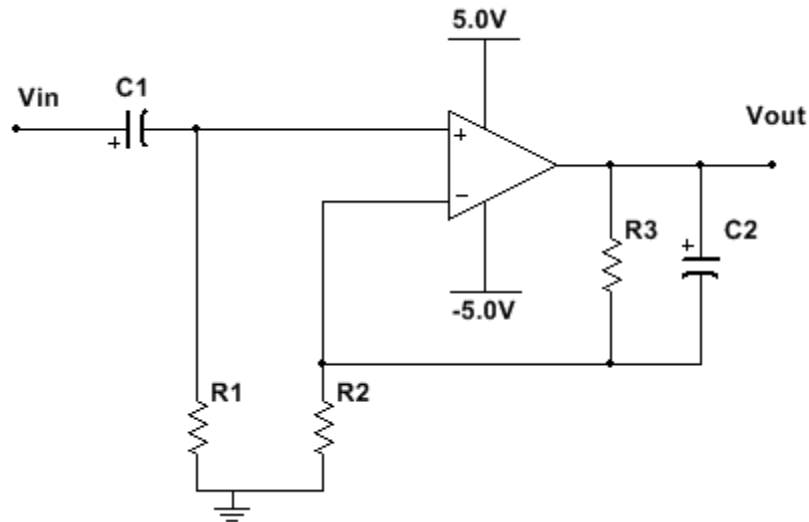


FIGURA 4.7 FILTRO PASO BANDA GENÉRICO

Para analizar la respuesta de filtro comenzamos calculando la función de transferencia, a partir de ella hallaremos los polos y ceros del circuito presentando en la Figura 4.8. La función de transferencia del circuito expresada según la transformada de Laplace será:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \left(\frac{R_2 + R_3}{R_2} \right) \times \frac{sC_1R_1 \times \left(1 + \frac{sR_2R_3C_2}{R_2 + R_3} \right)}{(1 + sR_3C_2) \times (1 + sR_1C_1)}$$

ECUACIÓN 16 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE FILTRO PASA BANDA

Podemos dividir esta expresión en dos bloques distintos, siendo el primer cociente la ganancia del filtro y el segundo la determinación de los polos y ceros del mismo. Simplificando las expresiones en el numerador y denominador obtenemos:

$$W_{p1} = \frac{1}{R_3C_2} \quad ; \quad W_{p2} = \frac{1}{R_1C_1}$$

$$W_{z1} = 0 \quad ; \quad W_{z2} = \frac{R_2 + R_3}{R_2R_3C_2}$$

ECUACIÓN 17 POLOS Y CEROS DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA

Como hemos justificado ya, el valor de los componentes será el mismo que el propuesto en el filtro del estudio de (Kong, Qin, Yang, & Lin, 2014). Sustituyendo estos valores en las ecuaciones anteriores obtenemos el primer polo situado en 0,796 Hz y el segundo en 3,13 Hz. Si repetimos el mismo proceso para el cálculo de los ceros, obtenemos el primero en 0 Hz y el segundo para 34,3 Hz. A partir de estos valores podemos obtener la ganancia del circuito, con un valor teórico de 20 dB.

El filtro será implementado en dos etapas, por lo que la ganancia total será dos veces la ganancia de una etapa multiplicada en unidades logarítmicas, es decir, 40 dB. Como conclusión, podemos decir que esta ganancia, sumada al filtro de transimpedancia, simplificará suficientemente nuestra señal para ser muestreada correctamente por el microcontrolador.

Implementación:

A la hora de implementar nuestro circuito es importante hacer una correcta selección de componentes, utilizando valores normalizados para resistencias y condensadores, así será más fáciles de encontrar en tiendas de electrónica. Pero sobre todo es importante seleccionar un correcto amplificador operacional que cumpla con los requerimientos del circuito. Una mala elección de este componente puede derivar en problemas típicos de uso de amplificadores operacionales, como ruido o rechazo al modo común.

Para nuestro circuito hemos escogido el LM358 de la casa Texas Instruments. Este componente está disponible en encapsulado PDIP (8) e incluye dos amplificadores operacionales, lo que nos permitirá reducir el número de componentes del circuito final. El componente permite un amplio rango de tensiones de alimentación duales, siendo este entre $\pm 1,5$ V y ± 16 V. La ganancia en bucle abierto es de 100 dB y posee un offset muy bajo (3mV), por lo que no dificultará el tratamiento posterior de la señal.

La dependencia del LM358 es muy baja, soportando un amplio nivel de este factor. La respuesta es muy rápida, de unos 8us, un tiempo despreciable si tenemos en cuenta el tiempo de respuesta de los condensadores o la frecuencia de conmutación de los LEDs.

Es importante que el amplificador opere correctamente a la frecuencia de nuestra señal. Así este modelo posee una respuesta adecuada a muy bajas frecuencias, con un factor de rechazo común (CMRR) en torno a 90 dB en los primeros hertzios, incrementando este valor hasta los 70 dB para 10 Hz. Por lo tanto, este amplificador tendrá una adecuada respuesta para nuestra señal de trabajo.

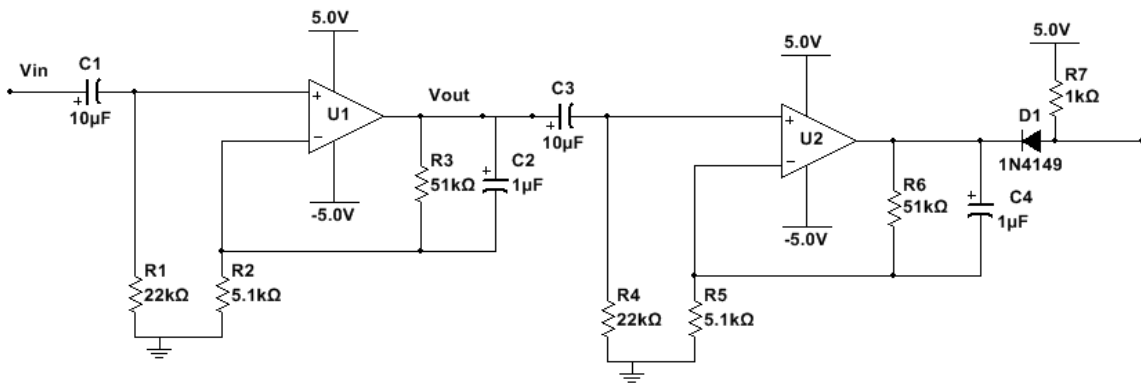


FIGURA 4.8 CIRCUITO ANALÓGICO PROPUESTO

Como se puede observar en la figura anterior, hemos incluido un diodo a la salida del filtro, de modo que cuando este se encuentre polarizado en directa, añade a nuestra señal un valor de continua de 0,7 V. Con esto pretendemos elevar nuestra señal para que esta sea positiva en todo su periodo, y así pueda ser muestreada correctamente por el microcontrolador, que solo acepta valores positivos entre 0 y 5 V.

Hemos utilizado un diodo 1N4148, conectando el cátodo a la salida del filtro y el ánodo al pin analógico de entrada del microcontrolador de tal manera que se encuentre polarizado en directa. A la salida de este hemos incluido una resistencia de pull-up con el fin de elevar la tensión de esta sección del circuito a 5 V cuando no se están estableciendo medidas con el objetivo de evitar lecturas erróneas ante la falta de información en el pin de entrada.

4.3 FUENTE DE ALIMENTACIÓN SIMÉTRICA

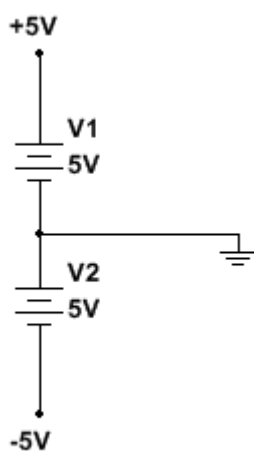


FIGURA 4.9 FUENTE DE ALIMENTACIÓN SIMÉTRICA

Aunque en teoría los amplificadores operacionales nos permiten trabajar con tensiones simples, durante el desarrollo de este trabajo hemos encontrado grandes problemas para trabajar con los operacionales en alimentación simple, especialmente debido a la diferencia de neutro de los amplificadores con Arduino.

Durante el desarrollo del trabajo hemos alimentado en circuito simétricamente con voltajes de +5 V y -5V. Para conseguir esta alimentación de forma sencilla hemos utilizado dos fuentes de 5 V conectadas siguiendo el esquema de la figura.

Para la implementación final en nuestro circuito hemos optado por el diseño de una fuente más compleja mediante la utilización de reguladores de tensión. Esto nos permitirá alimentar la placa con una alimentación de 12 V.

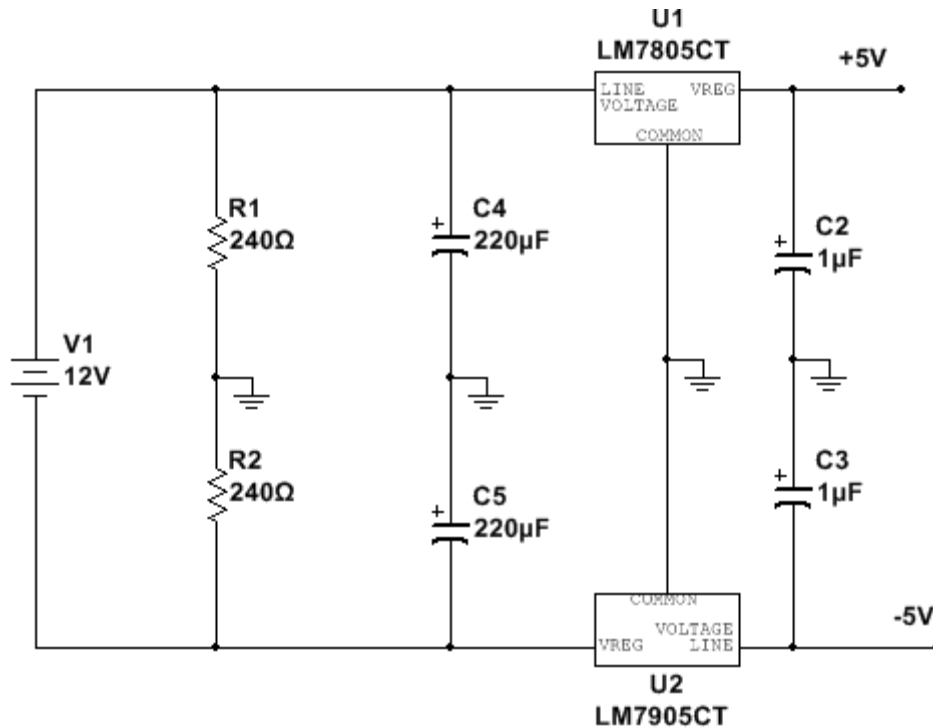


FIGURA 4.10 FUENTE SIMÉTRICA PROPUESTA MEDIANTE REGULADORES LINEALES

Podemos construir una fuente como esta utilizando los reguladores lineales LM7805 y LM7905. Aunque estos reguladores no son muy utilizados en circuitos convertidores DC/DC por su bajo rendimiento, es la solución que mejor se ajusta a nuestro problema por su simplicidad y estabilidad.

En el diseño final de nuestro circuito hemos utilizados los reguladores lineales UA79M05 y UA7905 de Texas Instruments. La utilización de estos componentes nos permitirá reducir el tamaño del circuito, ya están disponibles en encapsulados de montaje superficial. Es importante asegurarnos que los reguladores que escojamos nos proporcionen la corriente necesaria demandada por el circuito. Así, aunque podemos encontrar otros reguladores lineales en pequeños encapsulados, hemos optado por estos porque nos proporcionan hasta 1.5 A.

4.4 MICROCONTROLADOR

La señal de salida del circuito analógico será muestreada por un microcontrolador, que será el encargado de procesar y calcular el SpO₂ y el ritmo cardiaco. Además, el microcontrolador se encargará de controlar el disparo de los LEDs.

Hemos optado por la utilización de Arduino UNO, debido a que pertenece a una de las comunidades más grandes del mundo de código libre, lo que proporciona una gran cantidad de herramientas, utilidades y tutoriales que pueden ser de gran ayuda para el desarrollo del dispositivo, así como para que pueda seguir desarrollándose y evolucionando con ayuda de la comunidad.

La elección del modelo UNO se basa en que es el más difundido de la comunidad Arduino y lo podemos encontrar a un precio muy bajo en el mercado. Además, Arduino UNO cuenta con un gran número de Shield compatibles que aumentan la funcionalidad de la placa, como los Shield Wifi o Bluetooth que permiten dotar a la placa de conectividad inalámbrica.

La placa Arduino UNO está basado en el microcontrolador ATmega328P. Este cuenta con 14 E/S digitales, 6 de ellas cuentan con modulación PWM. Cuenta también con 6 salidas analógicas, cristal de cuarzo de 16 MHz, con un voltaje de trabajo de 5V permite alimentaciones entre 6 V y 20 V.

El ATmega 328 cuenta con una memoria de 32 KB (de los cuales 0.5 están ocupadas por el bootloader). Incorpora también 2KB de memoria SRAM y 1 KB de memoria EEPROM. También incorpora una UART TTL la cual proporciona comunicación serie a la placa sin necesidad de un programador. Podemos hacer uso además de la comunicación I²C (TWI) y SPI, que nos permitirá comunicarnos con otros microcontroladores o dispositivos.

Las entradas analógicas de Arduino UNO permiten muestrear señales analógicas entre 0 y 5 V con una resolución de 10 bits, lo que nos proporciona un total de 1024 valores diferentes. Esto será muy importante a la hora de acondicionar nuestra señal para obtener la mayor resolución posible.

4.5 SOFTWARE

Para el procesado de los datos y el cálculo del SpO₂ y el ritmo cardiaco hemos optado finalmente optar por uso de Labview. Este es un programa que nos permite desarrollar software de forma fácil e intuitiva, gráfica, a través de bloques. Esto nos permitirá representar de manera muy visual los datos obtenidos por el microcontrolador.

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

Por tanto podemos dividir el desarrollo de software en dos partes: la parte implementada en C# usando el IDE de Arduino, donde tendrá lugar el control del disparo de los LEDs, y la posterior adquisición de la señal procedente del fotodiodo para el envío de la información mediante puerto serie, y la segunda parte, que hace referencia al cálculo del SpO₂ y el ritmo cardiaco en Labview a través de los datos enviados desde el microcontrolador.

4.5.1 ARDUINO IDE

El código completo estará disponible en el repositorio dedicado al proyecto en GitHub por lo que no vamos a entrar en detalles, sino en dar una idea principal del desarrollo.

La siguiente figura corresponde con el flujograma que sigue en el código implementado sobre el microcontrolador. Una vez inicializada las variables se establece una comunicación serial con Labview, y se obtendrá como respuesta una trama de datos. Dentro de esta trama en formato JSON se le indicará al microcontrolador si debe iniciar el programa. Si es así se leerá al parámetro recibido que hace referencia al modo de la intensidad de los LEDs.

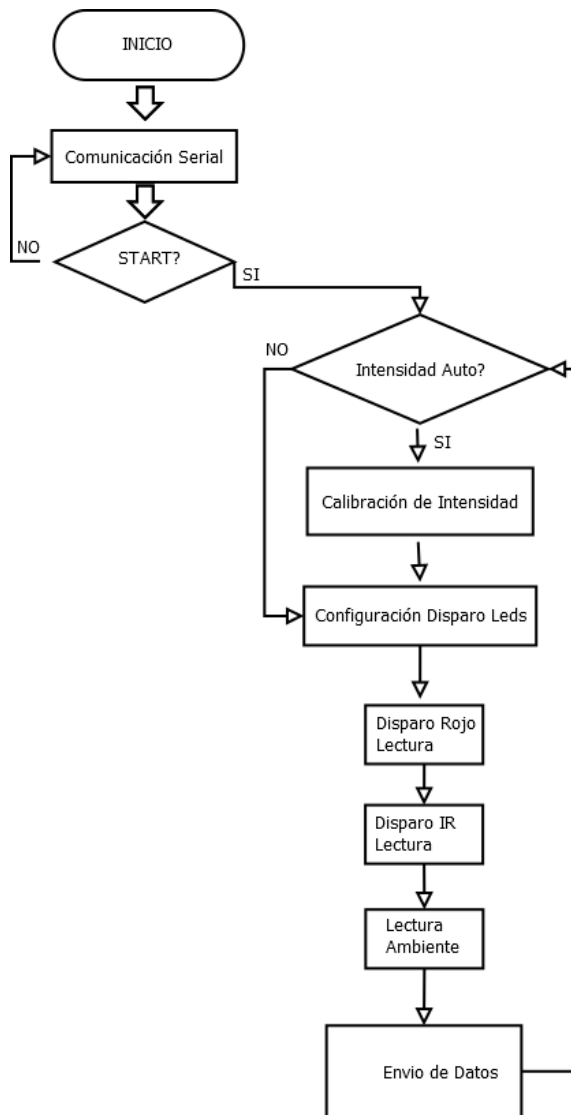


FIGURA 4.11 FLUJOGRAMA

procedemos al disparo alternado de ambos, como se ha comentado anteriormente. Durante cada una de las lecturas se almacenarán los datos devueltos por el ADC en una variable. Se realizará una tercera lectura sin la acción de ningún LED para registrar la luz ambiente. Así, los tres datos obtenidos (Luz Roja, Ir, y Ambiente) serán enviados a través del puertos serie.

Este ciclo de disparo y lectura se repetirá continuamente, y de forma periódica se leerá la respuesta de Labview para comprobar si el usuario ha cambiado la intensidad de los LEDs o el modo de calibración.

Si este corresponde con Manual, Labview enviará dos valores entre 0 y 100 % correspondiente con los valores de la intensidad en el LEDs Rojo e IR respectivamente. Si este parámetro corresponde con el modo automático, el microcontrolador ejecuta una función que, de forma experimental, calculará la intensidad de los LEDs, de modo que para el valor máximo de oxigenación en la sangre, el valor de tensión a la salida del filtro no se encuentre por encima de 5 V.

Para obtener de manera simultánea la respuesta al LED Rojo y al IR, estos se dispararán de forma alternada a una frecuencia de 1 KHz, se esperarán un tiempo para que la señal sea estable y se realizará una lectura del circuito analógico. De modo que tendremos al mismo tiempo dos señales discretas correspondientes con la respuesta al Led Rojo y al IR.

Así, tras haber calibrado o pasado el parámetro a la variable correspondiente de la intensidad de cada uno de los LEDs,

4.5.2 LABVIEW

En Labview se ha desarrollado un programa que permitirá al usuario elegir si desea que la intensidad de los LEDs sea calculada de forma automática, o si desea elegir los valores el mismo, así como indicar al microcontrolador que inicie la ejecución del programa.

Este programa se comunicará con el microcontrolador a través de puerto serial, y recibirá los datos correspondientes con la intensidad de cada uno de los LEDs y la luz ambiente.

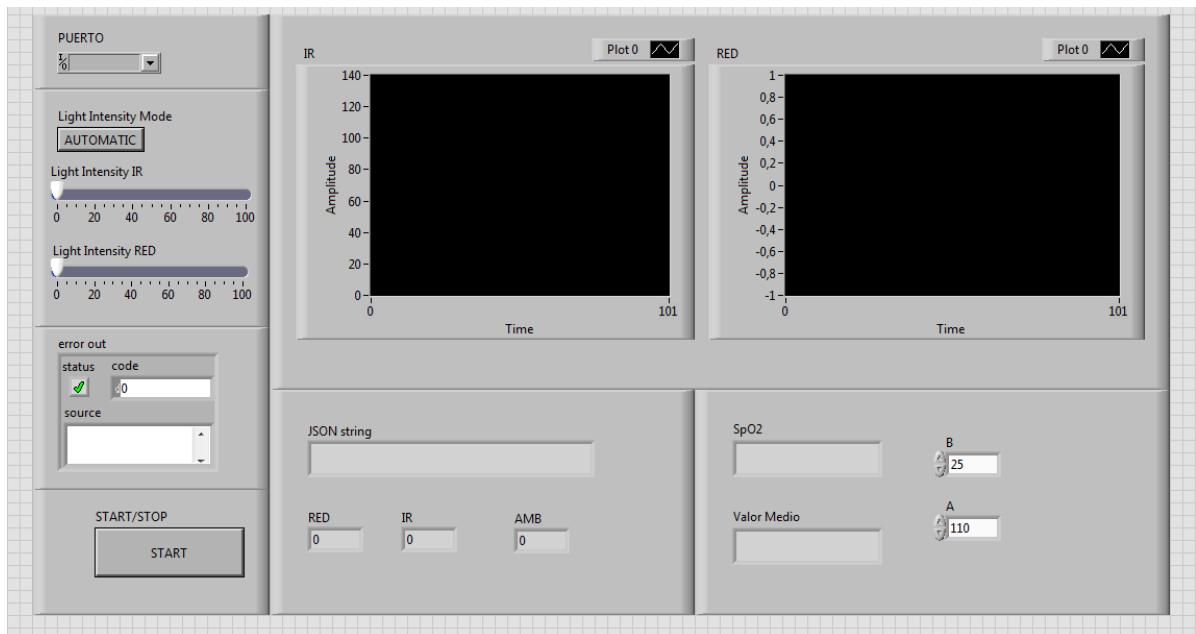


FIGURA 4.12 INTERFAZ DE USUARIO EN LABVIEW

Con estos datos se implementan los algoritmos para el procesamiento de las señales y el cálculo del SpO₂ y el ritmo cardiaco que será mostrado gráficamente al usuario.

4.5.3 ALGORITMO DE PROCESADO DE SEÑAL

Los datos recibidos en Labview desde el microcontrolador serán almacenados en unos arrays, que será sobre escrito cada cierto tiempo de modo que siempre analicemos los últimos datos recibidos.

Tendremos de este modo dos señales, una correspondiente al valor de la variación de la intensidad luminosa producido por el Led Rojo que atraviesa el dedo, y la otra correspondiente al Led IR.

De estas señales calcularemos el valor eficaz a través del valor máximo y mínimo, como indican las siguientes ecuaciones:

$$V_{pp} = V_{max} - V_{min} \quad ; \quad V_{rms} = 0,5 \times \frac{V_{pp}}{\sqrt{2}}$$

ECUACIÓN 18 VALOR EFICAZ DE LA SEÑAL ANALÓGICA

Siguiendo las expresiones que hemos analizado en el apartado 3.2. relacionadas con la absorbancia de la luz en el tejido humano, y sabiendo que la intensidad luminosa del haz es proporcional a la tensión eficaz de la señal obtenida, podemos implementar la función que nos permitirá hallar la relación R de absorbancias de la luz a las dos longitudes de onda propuestas:

$$R = \frac{A_{t,650nm}}{A_{t,940nm}} = \frac{\ln(V_{rms650nm})}{\ln(V_{rms940nm})}$$

ECUACIÓN 19 RELACIÓN DE ABSORBANCIAS

Por último, debemos relacionar R con la estimación de la saturación de oxígeno (SpO₂) a través de la curva de calibración empleada por el pulsioxímetro:

$$SpO_2(\%) = A - (B \times R)$$

ECUACIÓN 20 EXPRESIÓN PARA EL CÁLCULO DE SpO₂

Para evitar mostrar lecturas erróneas se comprobará que este valor está dentro de unos límites previamente indicados. Además se calculará el promedio del SpO₂ a partir de los tres últimos valores calculados, con el fin de obtener un valor más aproximado.

4.6 DISEÑO DE PCB

Para completar el proyecto hemos diseñado mediante el software Eagle una placa de circuito impreso. El diseño de la placa constituye un Shield para Arduino UNO, de modo que los pines del circuito se encajan con los de la placa, reduciendo las conexiones a este simple montaje. Esta placa incluye el circuito de control de los LEDs, la fuente de alimentación simétrica y el filtro de la señal del fotodiodo.

La placa incluye pistas en la capa superior y en la inferior. Los principales componentes son de agujero pasante, mientras que los reguladores de tensión y la fuente de corriente son de montaje superficial.

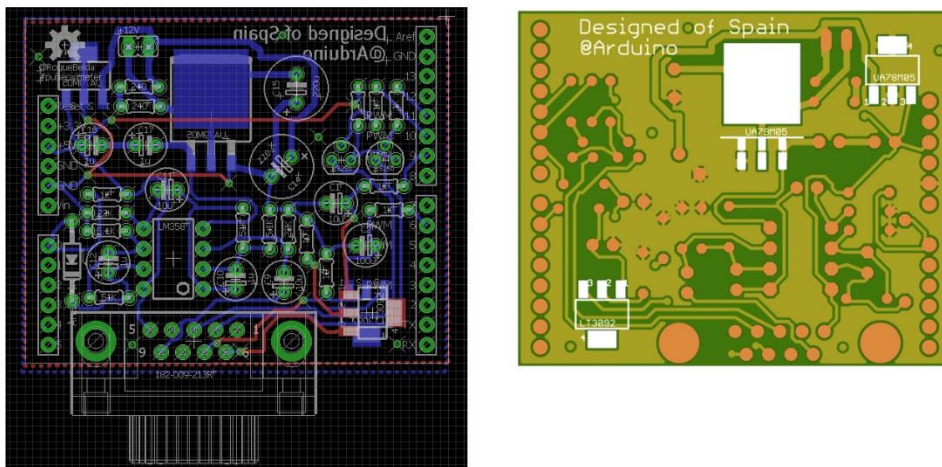


FIGURA 4.13 SHIELD DE PULSIOXIMETRÍA PARA ARDUINO UNO

En cuanto a la conexión con la sonda de medida (incluye la conexión de los LEDs, alimentación, tierra, y salida del fotodiodo) hemos optado por la utilización del conector DB9 de Nellcor, que es utilizado en todas sus sondas de pulsioximetría.

Además se ha diseñado una segunda placa a modo de sonda, que incluye el fotodiodo OPT101 y los LEDs Rojo e IR. Estos componentes se han elegido en encapsulado SMD para disminuir el tamaño del PCB. Las mediciones con esta sonda se realizarán

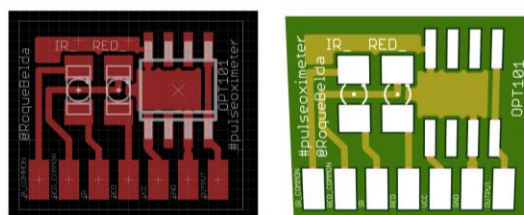


FIGURA 4.14 SONDA SOBRE PCB

por refracción, a diferencia de la segunda sonda que presentaremos a continuación, en la que se mide la luz que atraviesa el dedo del paciente.

En esta primera sonda, el dedo del paciente cubrirá los LEDs y el fotodiodo, y la intensidad recibida por el fotodiodo corresponderá a la luz que es reflejada por el dedo. Este tipo de sondas son más cómodas ya que no es necesario cubrir completamente el dedo del paciente, y permiten realizar lecturas en otras partes del cuerpo como el glóbulo de las orejas o la frente.

4.7 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE SONDA DE MEDIDA

Aunque acabamos de ver que hay métodos de alternativos el cuanto al lugar y al método de medición, el método principal en pulsioximetría consiste en incidir sobre la parte superior del dedo con los LEDs Rojo e IR y leer mediante un fotodiodo en la parte inferior la luz que atraviesa el dedo del paciente.



FIGURA 4.15 PIEZAS PARA SONDA DE MEDIDA

Por esto se hace necesario el diseño de una sonda donde montar los LEDs y el fotodiodo, de modo que estos se encuentren perfectamente alineados y permita la posición del dedo entre ambos, así como una correcta sujeción para evitar problemas debido al movimiento de los diferentes elementos.

El siguiente diseño ha sido desarrollado mediante el software Solidworks, y se basa en los diseños tradicionales en forma de pinza. Este consta de dos partes principales y un eje para la unión de ambas. La parte superior incluye los dos orificios para el montaje de los LEDs en encapsulado de 3 mm. Una vez ensamblado los LEDs se quedarán muy próximos a la uña del dedo del paciente y alineados con el fotodiodo que se encuentra bajo este.



FIGURA 4.16 SONDA DE
MEDIDA

La parte inferior incluye el compartimento para situar el OPT101, de modo que cuando el dedo es introducido, la parte inferior se encuentre en contacto directo con el fotodiodo, y éste esté a su vez correctamente alineado con los LEDs de la parte superior. Para cerrar la sonda y evitar el libre movimiento del dedo sobre ella se ha añadido una pequeña cinta elástica.

La sonda ha sido prototipada en PLA gracias a una impresora Prusa I3 de la comunidad RepRap. Estas impresoras de tecnología FDM, son de Software libre, y nos ha ayudado desarrollar el prototipo a un precio bajo.

Esto nos ha permitido realizar un proceso iterativo de diseño, registrando las diferentes imperfecciones en el diseño tras el prototipado para ser corregidas.

5. CALIBRACIÓN

La calibración del pulsioxímetro resulta uno de los mayores retos a la hora de desarrollar este trabajo, debido a la complejidad de esta tarea. En concreto se trata de determinar qué cantidad de intensidad corresponde con una determinada cantidad de oxígeno en sangre.

Con la aparición de los primeros pulsioxímetros han ido apareciendo diferentes técnicas que han ido avanzando de mano de diferentes fabricantes. A continuación vamos a repasar algunas de ellas y sus principales características:

Calibración tradicional in vivo:

Este método se basa en la comparación del valor R (Ratio of Ratios) con el valor de saturación de oxígeno obtenido mediante la obtención de sangre in vivo de diferentes sujetos. Este método requería un laboratorio muy especializado.

Procedure:

Constituye uno de los métodos de calibración directos. Una muestra de sangre es extraída del sujeto y es analizada con un CO-oximeter para determinar los niveles de COhb y MetHb. Cuando estos valores son verificados se produce a realizar diferentes análisis en los que se va reduciendo la cantidad de oxígeno en sangre del sujeto y se van realizando diferentes medidas con el pulsioxímetro.

Posteriormente se comprueba que los datos obtenidos de en laboratorio y a través del pulsioxímetro se centran en una determinada longitud de onda solo se requiere una curva para la calibración. Sin embargo, si hay un número de pruebas con diferentes longitudes de ondas se deberá incrementar el número de análisis.

Uno de los problemas asociados a este método es que, por razones de seguridad, y para evitar riesgo, solo se le puede reducir la cantidad de oxígeno al sujeto en un 60%. Se requiere por tanto un número elevado de valores para realizar la calibración. El problema reside en que el pulsioxímetro utiliza solo dos longitudes de onda para medir saturación de oxígeno. Además, hay cuatro formas comunes de hemoglobina (Hb, HbO₂, COHb, and MetHb).

Hay que tener en cuenta además los efectos de la COHb y MetHb. Algunos fabricantes alertan de que el 2 % de estos factores que ellos, están monitorizando la fracción de saturación (asumiendo un paciente con niveles normales de COHb y MetHb). Otros no defienden esta postura, sino que están mostrando el nivel funcional de saturación.

Otro de los fenómenos importantes es el efecto de la temperatura que puede causar pequeñas variaciones, pero lo suficientemente importantes para tenerlo en cuenta. Para compensar este fenómeno Cheung et al (1993) propuso un sistema de compensación del efecto de la temperatura en los diodos LED. Rynolds et al (1991) observó pequeñas variaciones del orden de 5.5 nm para el LED rojo y de 7.8 nm para el LED infrarrojo cuando la temperatura oscilaba entre 0 °C y 50°C. Con esta información y mediante técnicas de cálculo numérico computerizado desarrolló un sistema basado en la Ley de Beer.

Calibración in vitro usando sangre:

Este método de calibración utiliza la sangre extraída de un sujeto, la cual se hace circular por un sistema que imita la circulación de la sangre a través de los dedos y su oxigenación en los pulmones. Este sistema consta de un modelo de dedo donde se realizarán las medidas a través del pulsioxímetro, una bomba controlada por ordenador que se encarga de bombear la sangre hacia el dedo e imitar el ritmo cardiaco y una membrana oxigenadora que se alimenta de una mezcla de gases compuestos principalmente por O₂, N₂ y CO₂ para emular la oxigenación de la hemoglobina.

El sistema bombea la sangre al dedo y la va oxigenando, tomando así diferentes medidas de las que se conocen la cantidad de oxígeno que se ha aportado tras realizar un análisis CO-oximeter.

Testing Simulators:

Cada vez se ha incrementado más el número de dispositivos de test para pulsioxímetros. Principalmente estos dispositivos utilizan un dedo artificial para verificar el correcto funcionamiento del pulsioxímetro.

Se han desarrollado un gran número de dispositivos que simulan las propiedades ópticas del dedo humano y las pulsaciones de la sangre. Además han aparecido sistemas optoelectrónicos que simulan el dedo humano de forma electrónica. También distintos fabricante han desarrollado dispositivos que simulan las señales electrónicas.

Simuladores usando sangre:

Varios simuladores han propuesto la necesidad de sangre para testear la funcionalidad de un pulsioxímetro. Estos simuladores se basan en el concepto de que para permitir la simulación de la absorbancia de los tejidos humanos.

Calibración de nuestro dispositivo:

Ha habido una gran labor de investigación sobre métodos que nos permitieran mejorar la estimación de SpO_2 a partir de curvas de calibración, entre los que destacan los algoritmos relacionados con el procesamiento digital de señales. La transformada Rápida de Fourier (FFT) y la Transformada Discreta del Coseno (DCT) son dos de las principales soluciones existentes, ya que presentan propiedades muy útiles para optimizar los cálculos matemáticos necesarios.

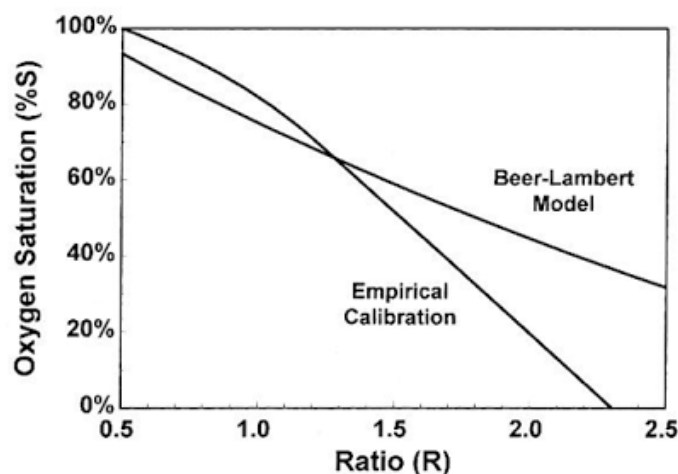


FIGURA 5.1 CURVA DE CALIBRACIÓN

En concreto trabajaremos con la técnica empleada por (Scharf & Rusch, 1993): una FFT de 64 muestras con una frecuencia de 15 Hz. Dicha propuesta garantiza ser una combinación óptima para su aplicación en la pulsioximetría, minimizando los cálculos y por tanto el gasto de consumo del dispositivo. Quedando la ecuación de la curva de calibración según la siguiente expresión:

$$SpO_2 = 110 - (25 \times R)$$

ECUACIÓN 21 LINEALIZACIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN

El nivel de compromiso calidad-precio de este modo de calibración lo lleva a ser uno de los más apropiados para el desarrollo de este prototipo.

Gracias a estas correlaciones, podemos dibujar una gráfica que relacione la saturación de oxígeno con la relación de las absorbancias normalizadas, solo que esta vez estará modificada por los datos adquiridos en la calibración, y por tanto será diferente de la curva teórica. En nuestro caso, debido a la falta de datos empíricos para establecer

las correcciones oportunas en los primeros niveles del parámetro, aplicaremos esta expresión para el rango completo de lecturas.

A pesar de esto, la relación entre la saturación de oxígeno en sangre y los efectos provocados por la dispersión es aproximadamente lineal (Steinke & Shepherd, 1986), es decir, el error incrementa a medida que la medida de oxígeno es menor. Por lo tanto, debemos destacar que la aplicación de la curva de calibración es especialmente importante para pacientes con niveles de saturación por debajo de la media.

6. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

6.1 ANÁLISIS

A lo largo del desarrollo de este trabajo se han encontrado un gran número de problemas que se han ido resolviendo, así esta memoria es el resultado de este proceso iterativo de análisis. Cualquier lector tiene acceso a todas las simulaciones y diseños para que cuente con toda la ayuda necesaria para iniciarse en el mundo de la pulsioximetría.

Los problemas más destacados han venido de una incorrecta alimentación del circuito, que, como se comentó en el apartado pertinente, se solventó implementando una serie de alimentación simétrica de -5 a +5 V. Otros problemas han sido derivados del uso de protoboard, un pequeño movimiento de los cables puede provocar fallos en todo el circuito.

Una vez solventado estos inconvenientes hemos visualizado la señal de salida del circuito analógico mediante un osciloscopio, para comprobar que esta señal es correcta antes de comenzar con el desarrollo de software.

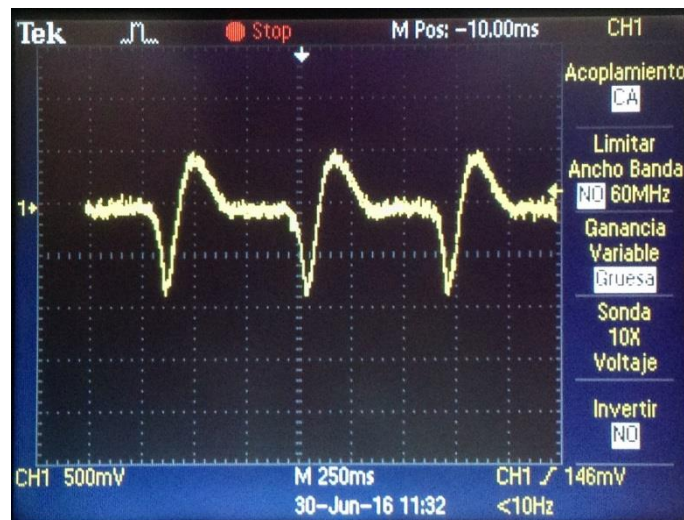


FIGURA 6.1 SALIDA DEL CIRCUITO ANALÓGICO VISTA EN OSCILOSCOPIO

Aunque el sistema propone un disparo de forma alterna a alta frecuencia de los Leds, se recomienda utilizar un solo Led de forma continua durante las pruebas, con el objetivo de establecer el rango de intensidad para una correcta medida.

Siendo esta la imagen que visualizamos el osciloscopio, que corresponde con la curva pletismográfica. Esta se ha obtenido disparando de forma continua el Led IR. Es importante ajustar de forma manual el rango del osciloscopio para evitar realizar lecturas erróneas.

Es importante repetir este mismo proceso pero utilizando únicamente el LED Rojo. La señal de salida de este led ofrece mayor distorsión frente a la señal anterior, además de una menor amplitud. Esto puede ser debido a que la sensibilidad del fotodiodo a los 660 nm es menor.

Las principales dificultades durante la realización de estas pruebas fueron debidas al movimiento de la sonda, por lo que se recomienda que esta permanezca inmóvil y sobre la mesa durante los diferentes ajustes.

Una vez que hemos obtenido la señal de salida mediante el disparo de los Leds forma continua, procedemos a visualizar la señal procedente del disparo de los Leds de forma alterna. Ampliando esta señal podemos observar los diferentes disparos de los LEDs, y dos niveles principales que oscilan, el mayor de ellos corresponden con la luz infrarroja mientras que el menor corresponde con la luz roja. El microcontrolador realiza la lectura una vez que la señal haya alcanzado su valor estacionario entre cada disparo.



FIGURA 6.2 RESPUESTA A LUZ ROJA E IR

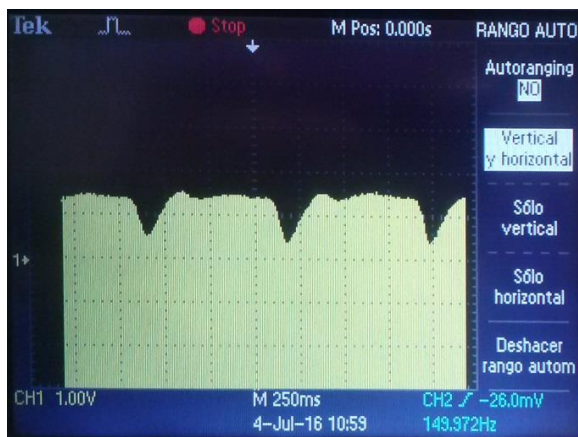


FIGURA 6.3 SALIDA DEL CIRCUITO ANALÓGICO PARA DISPARO DE LEDS A ALTA FRECUENCIA

Es importante aumentar la escala de tiempos en el osciloscopio a una que se aproxime a la frecuencia de conmutación de los LEDs para poder apreciar el efecto de cada uno de ellos.

Por el contrario si ajustamos esta escala a una similar a la frecuencia de onda pletismográfica podremos observar la curva correspondiente a la absorción del espectro infrarrojo debido a que es

de mayor amplitud que la señal correspondiente al Rojo y esta se encontrará en un nivel inferior.

6.2 CONCLUSIONES

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

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



FIGURA 6.4 SONSA IMPRESA EN 3D

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

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

Sin embargo hay que destacar que el diseño fruto de este trabajo es exclusivo para uso educativo, para comprender los principios teóricos y prácticos de la pulsioximetría y no

pretende equipararse en ningún momento a un modelo comercial. Por esto estos diseños no deben usarse para el uso médico dado que no se garantiza su precisión ni operatividad. Los pacientes que necesiten el uso de este tipo de dispositivos deben adquirir modelos homologados por las instituciones pertinentes.

7. TRABAJOS FUTUROS

El diseño de un pulsioxímetro es un proceso largo que requiere primero un amplio conocimiento de los fundamentos fisiológicos de la pulsioximetría. Gran parte del tiempo de desarrollo de este proyecto ha sido dedicado al estudio de estos fundamentos. Podríamos resumir este trabajo principalmente en este estudio y el diseño del circuito de control de los drivers y el circuito de acondicionamiento de la señal del fotodiodo.

Sin embargo, el diseño de estos dispositivos requiere además un gran esfuerzo en la calibración, testeo y programación, tareas que solo se han podido ver en este trabajo de forma muy breve, por lo que apenas se han presentado en esta memoria.

Es por ello que dentro de trabajos futuros podríamos hablar de un estudio más detallado de los métodos de calibración. Se hace necesaria también una comprobación práctica del funcionamiento del dispositivo, recogiendo un gran número de muestras para compararlas con otras adquiridas mediante modelos homologados. El objetivo de esto es determinar la precisión y exactitud de nuestro dispositivo.

Es necesario también un estudio de las limitaciones de uso. Este estará condicionado por fundamentos fisiológicos y técnicos. Se deberá estudiar cada uno de los componentes que componen el Shield para determinar el rango de funcionamiento que nos garantiza el fabricante. A partir de estos datos podremos determinar entre otros el rango de temperatura en el cual nuestro dispositivo trabajará sin ningún problema.

Por otro lado el circuito propuesto se ha testado en un montaje sobre protoboard, por lo que para una correcta validación del diseño será necesario la fabricación de la PCB, para su posterior testeo y comprobación.

Por último pero no menos importante, se deberá depurar y optimizar el código propuesto. Comprobando la correcta comunicación entre el microcontrolador y Labview, así como que el cálculo del SpO₂ se hace de una manera correcta y precisa.

8. BIBLIOGRAFÍA

- Alarcó Pérez, J. (2015). *Repositorio Público GitHub*. Obtenido de <https://github.com/JorgeAlarcoPerez/Traspaso>
- Álvaro. (s.f.). *Terreno Deportivo*. Obtenido de <http://terrenodeportivo.com/comprar-un-pulsioximetro-barato/>
- APEX. (s.f.). Obtenido de <http://www.apexmedicalcorp.com/index.php?sn=4777&lang=es-es&n=400>
- Balcells, J. (1992). *Interferencias electromagnéticas en sistemas electrónicos*. Marcombo.
- César Marca Fuertes, M. G.-T. (2011). *La pulsioximetría y su aplicación en pruebas de esfuerzo máximo*. Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y del deporte, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, España. Obtenido de <http://www.apunts.org/es/la-pulsioximetria-su-aplicacion-pruebas/articulo/90001816/>
- Clayton, D. W. (1991). *Pulse oximeter probe: A comparison between finger, nose, ear, and forehead*. Anaesthesia.
- Consejería de Economía, I. y. (Ed.). (2011). *ESTUDIO DE LAS TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN Y LA COMUNICACIÓN APLICADAS A LA SALUD Y A LA INCLUSIÓN*. Sociedad Andaluza para el Desarrollo de las Telecomunicaciones, S.A. (SANDETEL). Obtenido de http://www.juntadeandalucia.es/export/drupaljda/ESALUD_EstadoDelArte_3_Edicion.pdf
- Corralo, D. S. (s.f.). *Web Consultas*. Obtenido de Gasometría: <http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/gasometria-12830>
- DiCristina, J. (2010). Improve Sensor Performance and SNR in Pulse Oximeter Designs. Obtenido de <https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/4671>
- Diemer. (s.f.). Obtenido de Material Medico: <http://materialmedico24.es/electromedicina/pulsioximetros/pulsioximetros-de-dedo/pulsioximetro-mu-eca-wrist.html>
- Ejea, E. S. (s.f.). *Universidad de Valencia*. Obtenido de Escuela técnica superior de ingeniería industrial: http://www.uv.es/=esanchis/cef/pdf/Temas/B_T3.pdf
- Farnell element14. (s.f.). Obtenido de Leeds, Reino Unido.: <http://es.farnell.com>
- Floyd. (2008). *Dispositivos Electrónicos*. Prentice Hall.
- García, H. (s.f.). *Salud electrónica: el futuro de la atención médica*. STEL Order. Obtenido de <https://www.stelorder.com/salud-electronica-el-futuro-de-la-atencion-medica/>
- García, M. A. (2014). *Instrumentación Electrónica*. Ediciones Paraninfo, S.A.
- García, R. B. (s.f.). *Repositorio GITHUB*. Obtenido de Design of pulse oximeter: https://github.com/RoqueBelda/PULSE_OXIMETER
- Google. (s.f.). Obtenido de <http://google.com>
- Group, N. Y. (1997). *Design of pulse oximeters*. Webster, J. G.

- Integrated, M. (2015). *Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health*. Obtenido de Maxim Integrated: <https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/sensors-and-sensor-interface/MAX30100.html#popppdf>
- J.M.SÁNCHEZ. (2015). eHealth: los planes de la tecnología para unir medicina y «smartphones». ABC. Obtenido de http://www.abc.es/tecnologia/informatica/software/abci-ehealth-planes-tecnologia-para-unir-medicina-y-smartphones-201511112203_noticia.html
- Kong, F. Q. (2014). *A wearable pulse oximeter*. Rutgers University.
- LÓPEZ, O. O. (s.f.). DISEÑO DE UN PULSIOXÍMETRO DE DEDO CON ALMACENAMIENTO DE. UNIVERSIDAD PÚBLICA DE NAVARRA. Obtenido de http://academica-e.unavarra.es/bitstream/handle/2454/10050/701.Oscar_Pedraza_Lopez.pdf?sequence=1
- Lopez, S. (2012). *Pulse Oximeter Fundamentals and*. NXP. Obtenido de http://www.nxp.com/files/32bit/doc/app_note/AN4327.pdf?tid=AMdIDR
- Markandey, V. (2010). *Pulse Oximeter Implementation on the TMS320C5515 DSP*. Texas Instruments. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/an/sprab37a/sprab37a.pdf>
- Pérez, J. A. (2015). *Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas*. Universidad Politécnica de Marid. Obtenido de http://oa.upm.es/37288/7/PFC_JORGE_ALARCO_PEREZ_2015.pdf
- Portaltic. (s.f.). El futuro de los wearables (y de la medicina) está en los tatuajes digitales. *Europa Press*. Obtenido de <http://www.europapress.es/portaltic/gadgets/noticia-futuro-wearables-medicina-tatuajes-digitales-20150723161434.html>
- Prieto, M. (s.f.). *Smart Lighting*. Obtenido de Un futuro conectado o el internet de las cosas: <http://smart-lighting.es/un-futuro-conectado/>
- Quintana, E. (s.f.). *Mycomputerpro*. Obtenido de La tecnología en el sector sanitario: <http://smart-lighting.es/un-futuro-conectado/>
- Ribas Medicina. (s.f.). Obtenido de http://www.ribasmedicina.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=flypage.tpl&product_id=564&category_id=56&vmcchk=1&option=com_virtuemart&Itemid=1
- Samson/ER, O. (2005). Salud electrónica: el gran negocio del futuro. *DW Made for Minds*. Obtenido de <http://www.dw.com/es/salud-electr%C3%B3nica-el-gran-negocio-del-futuro/a-1765766>
- Saturación de oxígeno y uso de pulsioxímetros en montaña. (s.f.). Obtenido de <http://www.lamontanaesmireino.es/pulsioxímetros-dedo-en-montana/>
- Townsend, D. N. (2001). *Pulse Oximetry*. Medical Electronics. Obtenido de https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes6.pdf
- Wikipedia. (s.f.). Obtenido de <http://www.es.wikipedia.org>
- Wukitsch, M. P. (1998). *Pulse Oximetry: analysis of theory, technology and practice*. J. Clin. Monitoring.

9. ANEXOS

OPT101 Monolithic Photodiode and Single-Supply Transimpedance Amplifier

1 Features

- Single Supply: 2.7 to 36 V
- Photodiode Size: 0.090 inch × 0.090 inch (2.29 mm × 2.29 mm)
- Internal 1-MΩ Feedback Resistor
- High Responsivity: 0.45 A/W (650 nm)
- Bandwidth: 14 kHz at $R_F = 1\text{ M}\Omega$
- Low Quiescent Current: 120 μA
- Packages: Clear Plastic 8-pin PDIP and J-Lead SOP

2 Applications

- Medical Instrumentation
- Laboratory Instrumentation
- Position and Proximity Sensors
- Photographic Analyzers
- Barcode Scanners
- Smoke Detectors
- Currency Changers

3 Description

The OPT101 is a monolithic photodiode with on-chip transimpedance amplifier. The integrated combination of photodiode and transimpedance amplifier on a single chip eliminates the problems commonly encountered in discrete designs, such as leakage current errors, noise pick-up, and gain peaking as a result of stray capacitance. Output voltage increases linearly with light intensity. The amplifier is designed for single or dual power-supply operation.

The 0.09 inch × 0.09 inch (2.29 mm × 2.29 mm) photodiode operates in the photoconductive mode for excellent linearity and low dark current.

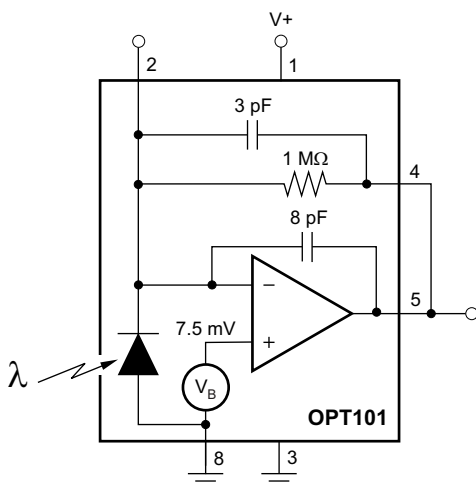
The OPT101 operates from 2.7 V to 36 V supplies and quiescent current is only 120 μA . This device is available in clear plastic 8-pin PDIP, and J-lead SOP for surface mounting. The temperature range is 0°C to 70°C.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
OPT101	PDIP (8)	9.53 mm × 6.52 mm
	SOP (8)	9.52 mm × 6.52 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

Block Diagram



Spectral Responsivity

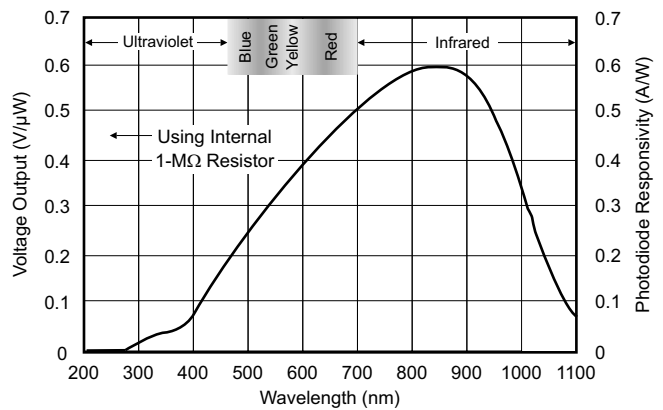


Table of Contents

1 Features 1 2 Applications 1 3 Description 1 4 Revision History 2 5 Pin Configuration and Functions 3 6 Specifications 4 6.1 Absolute Maximum Ratings 4 6.2 ESD Ratings 4 6.3 Recommended Operating Conditions 4 6.4 Thermal Information 4 6.5 Electrical Characteristics 5 6.6 Electrical Characteristics: Photodiode 6 6.7 Electrical Characteristics: Op Amp 6 6.8 Typical Characteristics 7 7 Parameter Measurement Information 10 7.1 Light Source Positioning and Uniformity 10 8 Detailed Description 11 8.1 Overview 11	8.2 Functional Block Diagram 11 8.3 Feature Description 12 8.4 Device Functional Modes 15 9 Application and Implementation 16 9.1 Application Information 16 9.2 Typical Applications 17 9.3 Dos and Don'ts 22 10 Power-Supply Recommendations 23 11 Layout 23 11.1 Layout Guidelines 23 11.2 Layout Example 23 12 Device and Documentation Support 24 12.1 Community Resources 24 12.2 Trademarks 24 12.3 Electrostatic Discharge Caution 24 12.4 Moisture Sensitivity and Soldering 24 12.5 Glossary 24 13 Mechanical, Packaging, and Orderable Information 24
---	--

4 Revision History

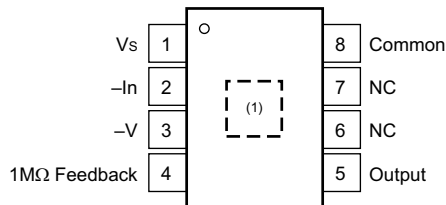
Changes from Revision A (October 2003) to Revision B

Page

- | | |
|--|-----------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> • Added <i>Pin Functions</i>, <i>ESD Ratings</i>, <i>Recommended Operating Conditions</i>, and <i>Thermal information</i> tables, and <i>Parameter Measurement Information</i>, <i>Detailed Description</i>, <i>Application and Implementation</i>, <i>Power-Supply Recommendations</i>, <i>Layout</i>, and <i>Device and Documentation Support</i> sections; moved existing sections 1 • Deleted W version of device from Tolerance parameter of Electrical Characteristics table; W version now obsolete 5 • Changed <i>Application Information</i> section 16 | <p>1</p> <p>5</p> <p>16</p> |
|--|-----------------------------|

5 Pin Configuration and Functions

**DTL and NTC Packages
8-pin SOP and 8-pin PDIP
Top View**



(1) Photodiode location.

Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NO.	NAME		
1	V _S	Power	Power supply of device. Apply 2.7 V to 36 V relative to –V pin.
2	–In	Input	Negative input of op amp and the cathode of the photodiode. Either do not connect, or apply additional op amp feedback.
3	–V	Power	Most negative power supply. Connect to ground or a negative voltage that meets the recommended operating conditions.
4	1MΩ Feedback	Input	Connection to internal feedback network. Typically connect to Output, pin 5.
5	Output	Output	Output of device.
6	NC	—	Do not connect
7	NC	—	Do not connect
8	Common	Input	Anode of the photodiode. Typically, connect to ground.

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted) ⁽¹⁾

		MIN	MAX	UNIT
Supply voltage (V_S to Common pin or $-V$ pin)		0	36	V
Output short-circuit (to ground)		Continuous		
Temperature	Operating	-25	85	°C
	Junction		85	°C
	Storage, T_{stg}	-25	85	°C

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

6.2 ESD Ratings

		VALUE	UNIT
$V_{(ESD)}$ Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±500	

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

(2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

6.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

		MIN	NOM	MAX	UNIT
POWER SUPPLY					
Operating voltage		2.7		36	V
TEMPERATURE					
Specified		0		70	°C
Operating		0		70	°C

6.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		OPT101		UNIT
		DTL (SOP)	NTC (PDIP)	
		8 PINS	8 PINS	
$R_{\theta JA}$	Junction-to-ambient thermal resistance	138.6	128.2	°C/W
$R_{\theta JC(top)}$	Junction-to-case (top) thermal resistance	96.4	113.1	°C/W
$R_{\theta JB}$	Junction-to-board thermal resistance	126.6	107.0	°C/W
ψ_{JT}	Junction-to-top characterization parameter	17.8	24.2	°C/W
ψ_{JB}	Junction-to-board characterization parameter	118.8	105.9	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the *Semiconductor and IC Package Thermal Metrics* application report, [SPRA953](#).

6.5 Electrical Characteristics

At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 2.7\text{ V to }36\text{ V}$, $\lambda = 650\text{ nm}$, internal 1-M Ω feedback resistor, and $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
RESPONSIVITY					
Photodiode current			0.45		A/W
Voltage output			0.45		V/ μW
Voltage output vs temperature			100		ppm/ $^\circ\text{C}$
Unit-to-unit variation			$\pm 5\%$		
Nonlinearity ⁽¹⁾	Full-scale (FS) output = 24 V		± 0.01		% of FS
Photodiode area	0.090 in \times 0.090 in		0.008		in ²
	2.29 mm \times 2.29 mm		5.2		mm ²
DARK ERRORS, RTO⁽²⁾					
Offset voltage, output		5	7.5	10	mV
Offset voltage vs temperature			± 10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Offset voltage vs power supply	$V_S = 2.7\text{ V to }36\text{ V}$		10	100	$\mu\text{V}/\text{V}$
Voltage noise, dark	$f_B = 0.1\text{ Hz to }20\text{ kHz}$, $V_S = 15\text{ V}$, $V_{PIN3} = -15\text{ V}$		300		μVrms
TRANSIMPEDANCE GAIN					
Resistor			1		M Ω
Tolerance			$\pm 0.5\%$	$\pm 2\%$	
Tolerance vs temperature			± 50		ppm/ $^\circ\text{C}$
FREQUENCY RESPONSE					
Bandwidth	$V_{OUT} = 10\text{ V}_{PP}$		14		kHz
Rise and fall time	10% to 90%, $V_{OUT} = 10\text{-V step}$		28		μs
Settling time	to 0.05%, $V_{OUT} = 10\text{-V step}$		160		μs
	to 0.1%, $V_{OUT} = 10\text{-V step}$		80		μs
	to 1%, $V_{OUT} = 10\text{-V step}$		70		μs
Overload recovery	100%, return to linear operation		50		μs
OUTPUT					
Voltage output, high		$(V_S) - 1.3$	$(V_S) - 1.15$		V
Capacitive load, stable operation			10		nF
Short-circuit current	$V_S = 36\text{ V}$		15		mA
POWER SUPPLY					
Quiescent current	Dark, $V_{PIN3} = 0\text{ V}$		120		μA
	$R_L = \infty$, $V_{OUT} = 10\text{ V}$		220		μA

(1) Deviation in percent of full scale from best-fit straight line.

(2) Referred to output. Includes all error sources.

6.6 Electrical Characteristics: Photodiode

 At $T_A = 25^\circ\text{C}$ and $V_S = 2.7\text{ V}$ to 36 V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Photodiode area	0.090 in × 0.090 in		0.008		in ²
	2.29 mm × 2.29 mm		5.2		mm ²
Current responsivity	$\lambda = 650\text{ nm}$		0.45		A/W
			865		($\mu\text{A/W}$)/cm ²
Dark current	$V_{\text{DIODE}} = 7.5\text{ mV}$		2.5		pA
Dark current vs temperature	$V_{\text{DIODE}} = 7.5\text{ mV}$		Doubles every 7°C		—
Capacitance			1200		pF

6.7 Electrical Characteristics: Op Amp⁽¹⁾

 At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 2.7\text{ V}$ to 36 V , $\lambda = 650\text{ nm}$, internal 1-M Ω feedback resistor, and $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

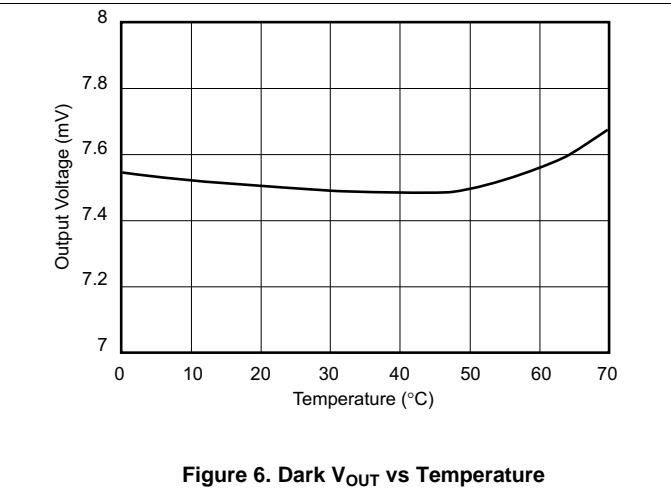
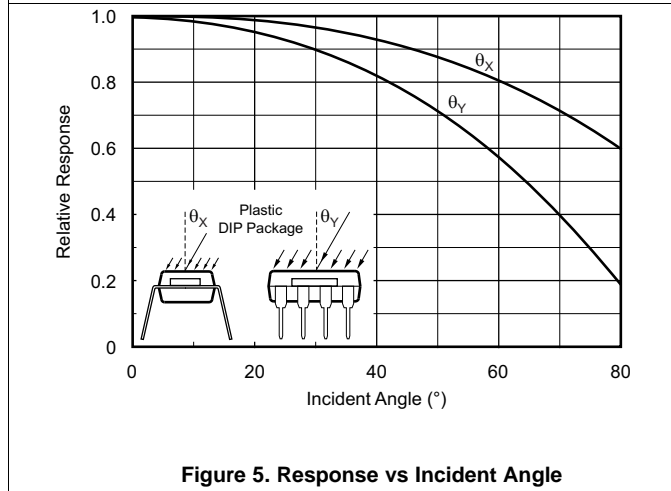
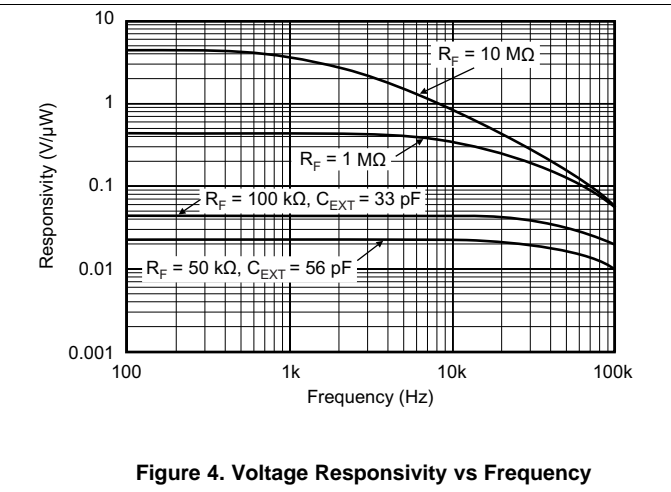
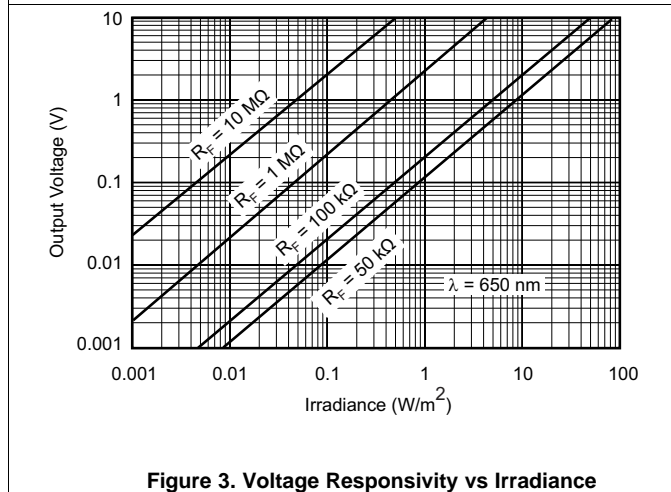
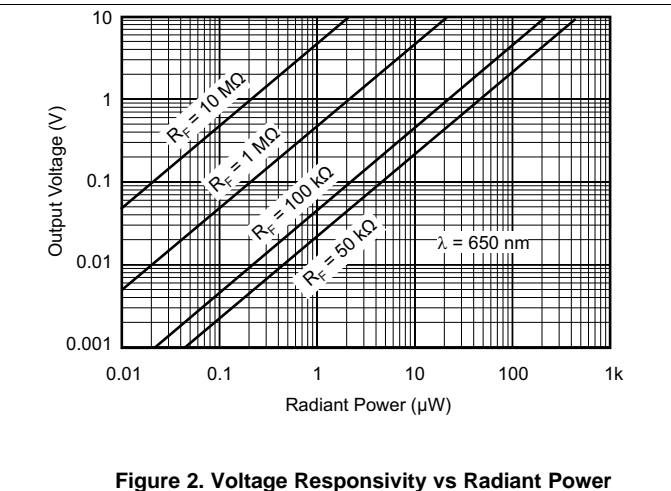
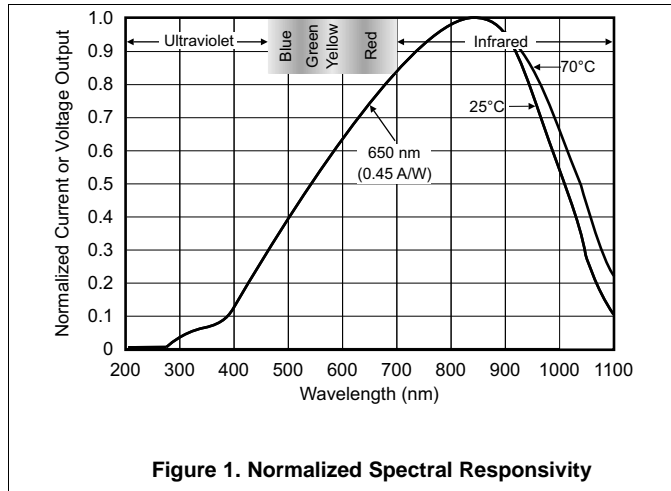
PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
INPUT					
Offset voltage			±0.5		mV
vs temperature			±2.5		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
vs power supply			10		$\mu\text{V/V}$
Input bias current	(–) input		165		pA
vs temperature	(–) input		Doubles every 10°C		—
Input impedance	Differential		400 5		M Ω pF
	Common-mode		250 35		G Ω pF
Common-mode input voltage range	Linear operation		0 to ($V_S - 1$)		V
Common-mode rejection			90		dB
OPEN-LOOP GAIN					
Open-loop voltage gain			90		dB
FREQUENCY RESPONSE					
Gain bandwidth product ⁽²⁾			2		MHz
Slew rate			1		V/ μs
Settling time	0.05%		8.0		μs
	0.1%		7.7		μs
	1%		5.8		μs
OUTPUT					
Voltage output, high		$(V_S) - 1.3$ $(V_S) - 1.15$			V
Short-circuit current	$V_S = 36\text{ V}$		15		mA
POWER SUPPLY					
Quiescent current	Dark, $V_{\text{PIN3}} = 0\text{ V}$		120		μA
	$R_L = \infty$, $V_{\text{OUT}} = 10\text{ V}$		220		μA

(1) Op amp specifications provided for information and comparison only.

 (2) Stable gains $\geq 10\text{ V/V}$.

6.8 Typical Characteristics

At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 2.7\text{ V to }36\text{ V}$, $\lambda = 650\text{ nm}$, internal $1\text{-M}\Omega$ feedback resistor, and $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)



Typical Characteristics (continued)

At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 2.7\text{ V to }36\text{ V}$, $\lambda = 650\text{ nm}$, internal 1-M Ω feedback resistor, and $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

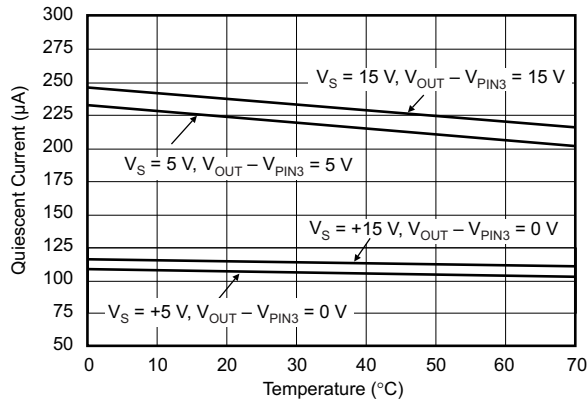


Figure 7. Quiescent Current vs Temperature

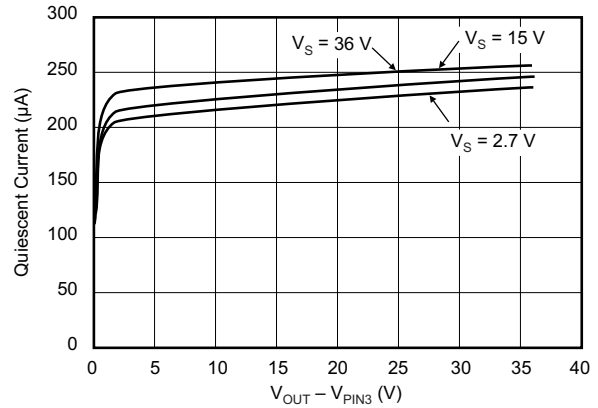


Figure 8. Quiescent Current vs ($V_{OUT} - V_{PIN3}$)

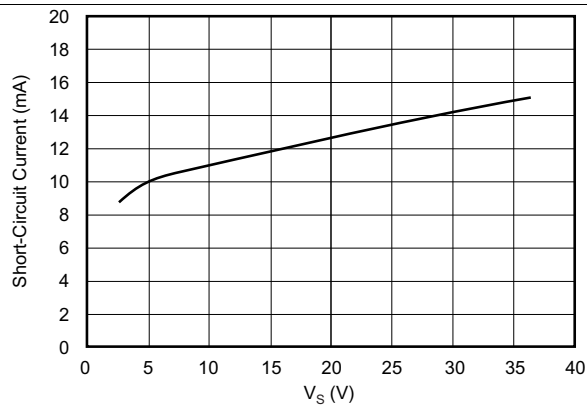


Figure 9. Short-Circuit Current vs V_S

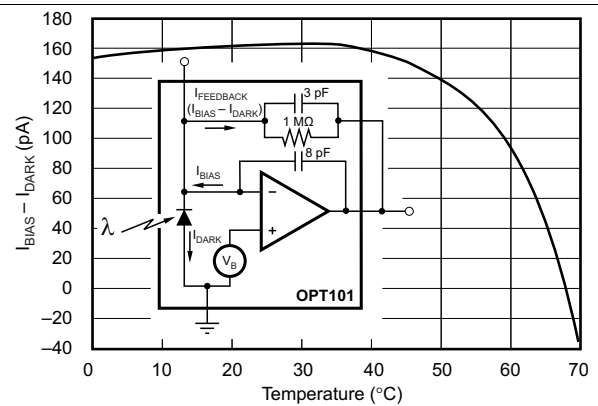


Figure 10. ($I_{BIAS} - I_{DARK}$) vs Temperature

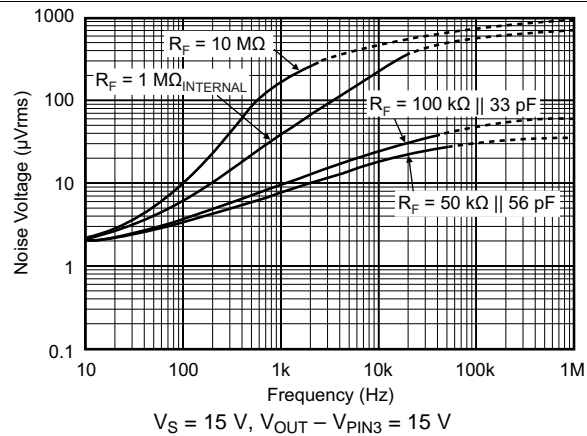


Figure 11. Output Noise Voltage vs Measurement Bandwidth

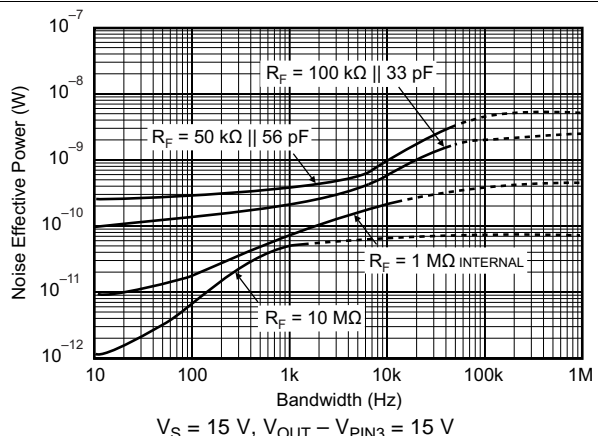


Figure 12. Noise Effective Power vs Measurement Bandwidth

Typical Characteristics (continued)

At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 2.7\text{ V to }36\text{ V}$, $\lambda = 650\text{ nm}$, internal $1\text{-M}\Omega$ feedback resistor, and $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

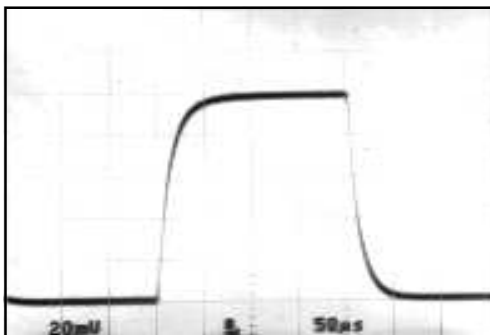
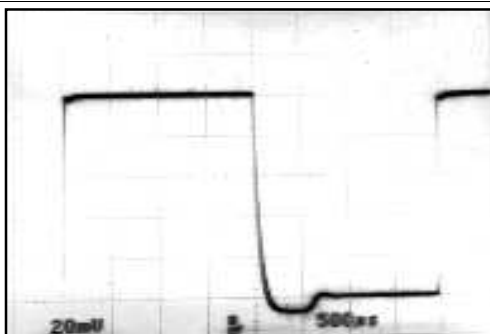


Figure 13. Small-Signal Response

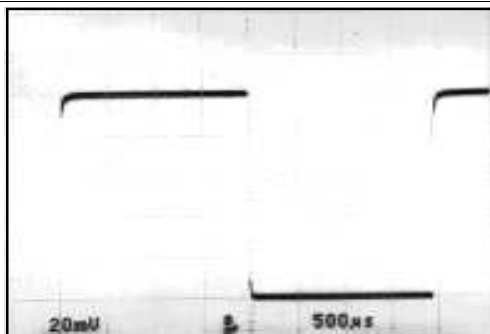


Figure 14. Large-Signal Response



$C_{LOAD} = 10,000\text{ pF}$, pin 3 = 0 V

Figure 15. Small-Signal Response



$C_{LOAD} = 10,000\text{ pF}$, Pin 3 = -15 V

Figure 16. Small-Signal Response

7 Parameter Measurement Information

7.1 Light Source Positioning and Uniformity

The OPT101 is tested with a light source that uniformly illuminates the full area of the integrated circuit, including the op amp. Although the silicon of integrated circuit (IC) amplifiers is light-sensitive to some degree, the OPT101 op amp circuitry is designed to minimize this effect. Sensitive junctions are shielded with metal, and the photodiode area is very large relative to the op amp input circuitry.

If the light source is focused to a small area, be sure that it is properly aimed to fall on the photodiode. A narrowly-focused beam falling only on the photodiode provides improved settling times compared to a source that uniformly illuminates the full area of the die. If a narrowly-focused light source misses the photodiode area and falls only on the op amp circuitry, the OPT101 does not perform properly. The large 0.09-in × 0.09-in (2.29 mm × 2.29 mm) photodiode area allows easy positioning of narrowly-focused light sources. The photodiode area is easily visible because the area appears very dark compared to the surrounding active circuitry.

The incident angle of the light source also effects the apparent sensitivity in uniform irradiance. For small incident angles, the loss in sensitivity is simply due to the smaller effective light gathering area of the photodiode (proportional to the cosine of the angle). At a greater incident angle, light is diffracted and scattered by the package. These effects are shown in [Figure 5](#).

8 Detailed Description

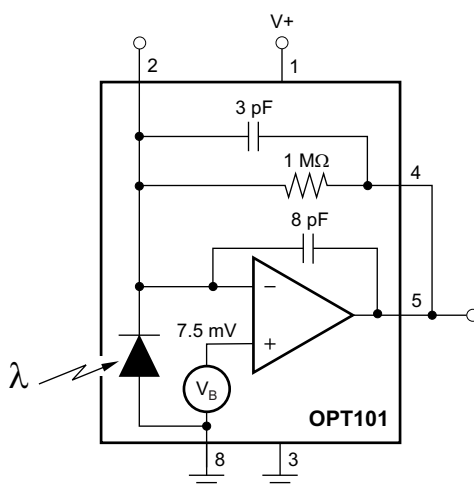
8.1 Overview

The OPT101 is a large-area photodiode integrated with an optimized operational amplifier that makes the OPT101 a small, easy-to-use, light-to-voltage device. The photodiode has a very large measurement area that collects a significant amount of light, and thus allows for high-sensitivity measurements. The photodiode has a wide spectral response with a maximum peak in the infrared spectrum, and a useable range from 300 nm to 1100 nm. The wide power-supply range of 2.7 V to 36 V makes this device useful in a variety of architectures; from all-analog circuits to data conversion base circuits. The on-chip voltage source keeps the amplifier in a good operating region, even at low light levels.

The OPT101 voltage output is the product of the photodiode current times the feedback resistor, ($I_D R_F$), plus a pedestal voltage, V_B , of approximately 7.5 mV introduced for single-supply operation. Output is 7.5 mV dc with no light, and increases with increasing illumination. Photodiode current, I_D , is proportional to the radiant power, or flux, (in watts) falling on the photodiode. At a wavelength of 650 nm (visible red) the photodiode responsivity, R_I , is approximately 0.45 A/W. Responsivity at other wavelengths is shown in [Figure 1](#). The internal feedback resistor is laser trimmed to 1 M Ω . Using this resistor, the output voltage responsivity, R_V , is approximately 0.45 V/ μ W at 650-nm wavelength.

See [Figure 2](#) for the response throughout a wide range of radiant power in microwatts. [Figure 3](#) shows the response throughout a wide range of irradiance in watts per square meter.

8.2 Functional Block Diagram



8.3 Feature Description

8.3.1 Dark Performance

The dark errors in the [Electrical Characteristics](#) table include all sources. The dominant source of dark output voltage is the pedestal voltage applied to the noninverting input of the op amp. This voltage is introduced to provide linear operation in the absence of light falling on the photodiode. Photodiode dark current is approximately 2.5 pA, and contributes virtually no offset error at room temperature. The bias current of the op amp summing junction (negative input) is approximately 165 pA. The dark current is subtracted from the amplifier bias current, and this residual current flows through the feedback resistor creating an offset. The effects of temperature on this difference current are seen in [Figure 10](#). The dark output voltage is trimmed to zero with the optional circuit shown in [Figure 17](#). Use a low-impedance offset driver (op amp) to drive pin 8 (Common) because this node has signal-dependent currents.

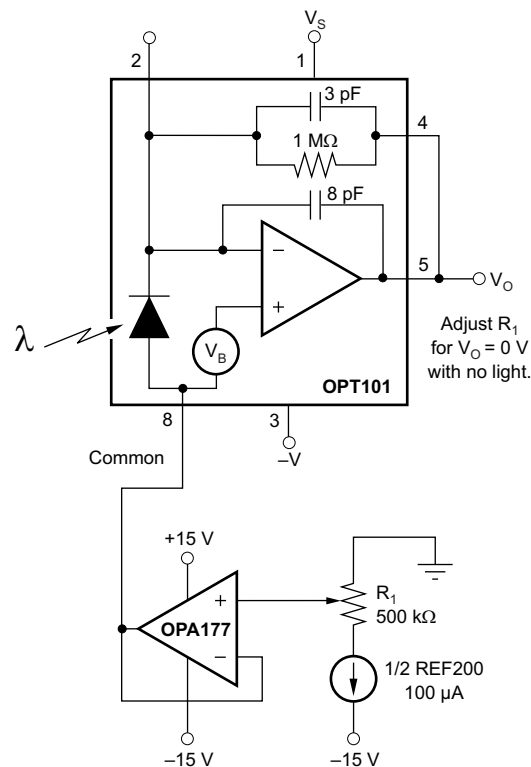


Figure 17. Dark Error (Offset) Adjustment Circuit

Feature Description (continued)

8.3.2 Feedback Network and Dynamic Response

The OPT101 features a feedback network for optimal dynamic response. The dynamic response of the OPT101 is dominated by the feedback network and op amp combination. Using the internal 1-M Ω resistor, the dynamic response of the photodiode and op amp combination can be modeled as a simple RC circuit with a –3-dB cutoff frequency of approximately 14 kHz. The R and C values are 1 M Ω and 11 pF, respectively. To improve the frequency response, use external resistors with less than 3-pF parasitic capacitance. An external 1-M Ω resistor used in the configuration shown in Figure 19 creates a 23-kHz bandwidth with the same 106 V/A dc transimpedance gain. This increased bandwidth yields a rise time of approximately 15 μ s (10% to 90%). Dynamic response is not limited by op amp slew rate, as demonstrated in Figure 13 and Figure 14, showing virtually identical large-signal and small-signal response.

Dynamic response varies with feedback network value, as shown in Figure 4. Rise time (10% to 90%) varies as a function of the –3-dB bandwidth produced by the feedback network value shown in Equation 1:

$$t_r = 0.35 / f_c$$

where

- t_r is the rise time (10% to 90%)
 - f_c is the –3dB bandwidth
- (1)

8.3.2.1 Changing Responsivity

To set a different voltage responsivity, connect an external resistor, R_{EXT}. To increase the responsivity, place this resistor in series with the internal 1-M Ω resistor (Figure 18), or replace the internal resistor with an external resistor by not connecting pin 4 (Figure 19). The second configuration also reduces the circuit gain below 106 V/A when using external resistors that are less than 1 M Ω .

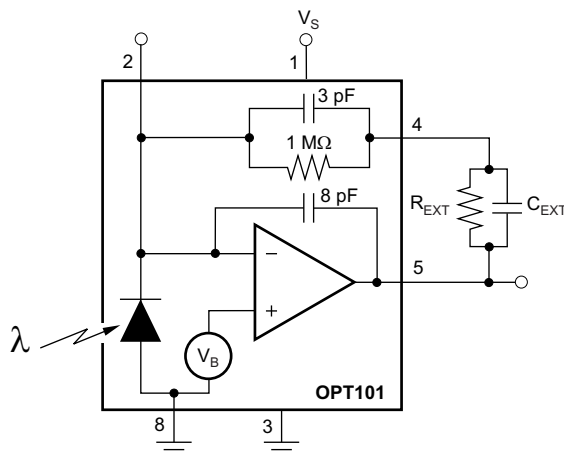
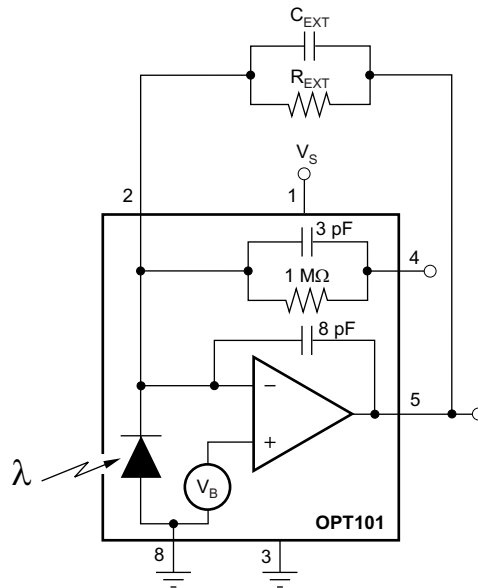


Figure 18. Changing Responsivity with External Resistor in Series with Internal Resistor

Table 1. Responsivity and Bandwidth for Figure 18

R _{EXT} (M Ω)	C _{EXT} (pF)	DC Gain ($\times 10^6$ V/A)	Bandwidth (kHz)
1	50	2	8
2	25	3	6
5	10	6	2.5
10	5	11	1.3
50	—	51	0.33


Figure 19. Changing Responsivity with External Resistor Only (Internal Resistor Disabled)
Table 2. Responsivity and Bandwidth for Figure 19

R_{EXT} (M Ω)	C_{EXT} (pF)	DC Gain ($\times 10^6$ V/A)	Bandwidth (kHz)
0.05 ⁽¹⁾	56	0.05	58
0.1 ⁽¹⁾	33	0.1	44
1	—	1	23
2	—	2	9.4
5	—	5	3.6
10	—	10	1.8
50	—	50	0.34

(1) May require 1 k Ω in series with pin 5 when driving large capacitances.

Applications using a feedback resistor significantly larger than the internal 1-M Ω resistor require special consideration. Input bias current of the op amp and dark current of the photodiode increase significantly at higher temperatures. This increase combined with the higher gain ($R_F > 1$ M Ω) can cause the op amp output to be driven to ground at high temperatures. If this problem occurs, use a positive bias voltage applied to pin 8 to make sure that the op amp output remains in the linear operating region when the photodiode is not exposed to light. Alternatively, use a dual power supply. The output may be negative when sensing dark conditions. Use the information discussed in the [Dark Performance](#) section and [Figure 10](#) to analyze the desired configuration.

8.3.3 Noise Performance

Noise performance of the OPT101 is determined by the op amp characteristics, feedback network, photodiode capacitance, and signal level. [Figure 11](#) shows how the noise varies with R_F and measured bandwidth (0.1 Hz to the indicated frequency), when the output voltage minus the voltage on pin 3 ($-V$) is greater than approximately 50 mV. Below this level, the output stage is powered down, and the effective bandwidth is decreased. This decreased bandwidth reduces the noise to approximately 1/3 the nominal noise value of 300 μ Vrms, or 100 μ Vrms. This decreased bandwidth enables a low-level signal to be resolved.

To reduce noise and improve the signal-to-noise ratio, filter the output with a cutoff frequency equal to the signal bandwidth. In addition, output noise increases in proportion to the square root of the feedback resistance, while responsivity increases linearly with feedback resistance. To improve the signal-to-noise ratio performance, use large feedback resistance, if decreased bandwidth is acceptable to the application.

The noise performance of the photodetector is sometimes characterized by noise effective power (NEP), the radiant power that produces an output signal equal to the noise level. NEP has the units of radiant power (watts), or $W/\sqrt{\text{Hz}}$ to convey spectral information about the noise. Figure 12 illustrates the NEP for the OPT101.

8.3.4 Linearity Performance

The photodiode is operated in the photoconductive mode so the current output of the photodiode is very linear with radiant power throughout a wide range. Nonlinearity remains less than approximately 0.05% for photodiode currents less than 100- μA . The photodiode is able to produce output currents of 1 mA or greater with high radiant power, but nonlinearity increases to several percent in this region.

This very linear performance at high radiant power assumes that the full photodiode area is uniformly illuminated. If the light source is focused to a small area of the photodiode, nonlinearity occurs at lower radiant power.

8.3.5 Capacitive Load Drive

The OPT101 is capable of driving load capacitances of 10 nF without instability. However, dynamic performance with capacitive loads may improve by applying a negative bias voltage to pin 3 ($-V$, shown in Figure 20). This negative power-supply voltage allows the output to go negative in response to the reactive effect of a capacitive load. An internal JFET connected between pin 5 (output) and pin 3 ($-V$) allows the output to sink current. This current sink capability is also useful when driving the capacitive inputs of some analog-to-digital converters that require the signal source to sink currents up to approximately 100 μA . The benefits of this current sink are shown in Figure 15 and Figure 16. These figures compare operation with pin 3 ($-V$) grounded and connected to -15 V .

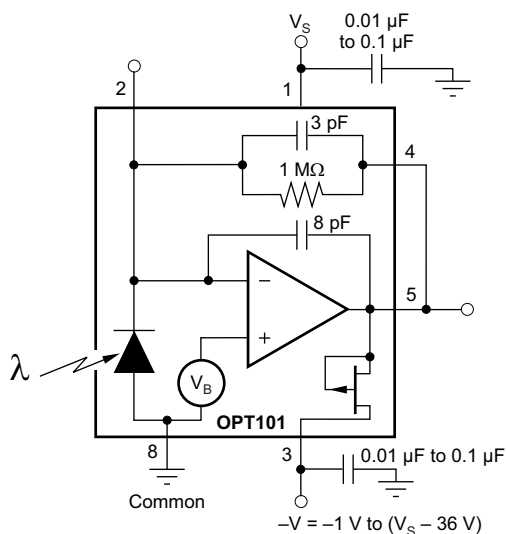


Figure 20. Bipolar Power-Supply Circuit Connections

Because of the architecture of this output stage current sink, there is a slight increase in operating current when there is a voltage between pin 3 ($-V$) and the output. Depending on the magnitude of this voltage, the quiescent current increases by approximately 100 μA , as shown in Figure 8.

8.4 Device Functional Modes

The OPT101 has a single functional mode and is operational when the power-supply voltage is greater than 2.7 V. The maximum power supply voltage for the OPT101 is 36 V.

9 Application and Implementation

NOTE

Information in the following applications sections is not part of the TI component specification, and TI does not warrant its accuracy or completeness. TI's customers are responsible for determining suitability of components for their purposes. Customers should validate and test their design implementation to confirm system functionality.

9.1 Application Information

Figure 21 shows the basic circuit connections for the OPT101 operating with a single power supply and using the internal 1-M Ω feedback resistor for a response of 0.45 V/ μ W at 650 nm. Pin 3 (–V) is connected to common in this configuration. Applications with high-impedance power supplies may require decoupling capacitors located close to the device pins as shown.

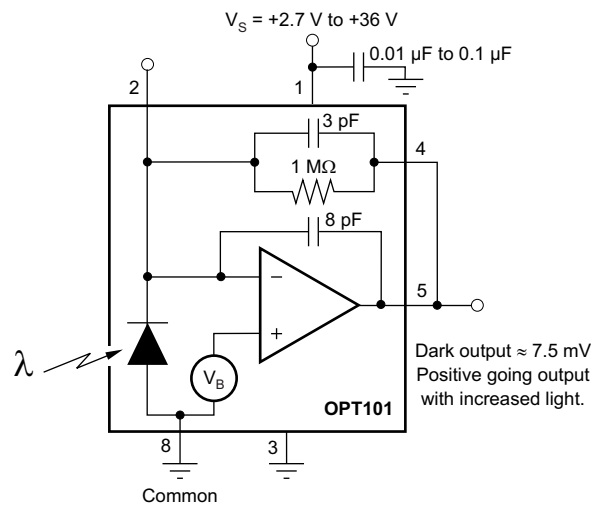


Figure 21. Basic Circuit Connections

9.2 Typical Applications

9.2.1 Color and Reflective Wavelength Tester

A common application for the OPT101 is testing physical materials. Information can be gained about a test material by determining the optical reflection, transmission, or absorption properties at particular wavelengths. These test materials can be solid objects, biological or chemical liquids, or any other type of material.

For an intuitive example, this application for OPT101 tests red, green, and blue reflective color properties of a variety of test materials. This application is not intended to match the color standards as defined by the Commission Internationale de l'Éclairage (CIE), but to illustrate a generic optical wavelength-specific test technique. Different applications can test for different wavelengths, including invisible ultraviolet or infrared wavelengths, that are appropriate for the objective of that application.

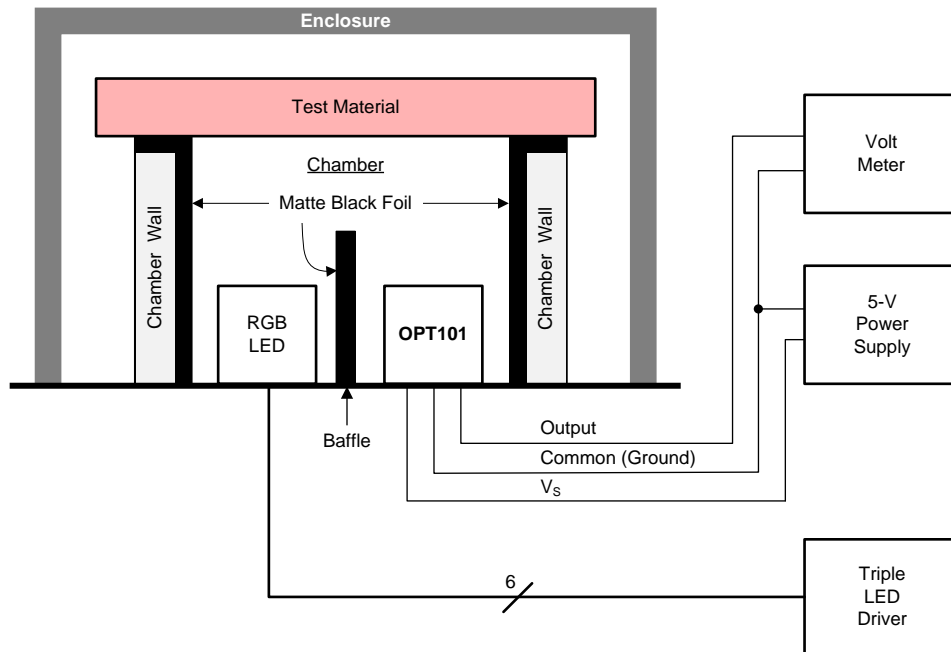


Figure 22. Fixture for Measurement of Optical Reflective Properties of a Test Material

9.2.1.1 Design Requirements

For this design example, use the parameters listed in Table 3 as the input design requirement parameters.

Table 3. Design Parameters

DESIGN PARAMETER	VALUE
Input power supply voltage	5 V
Room ambient light condition	< 2000 lux
Ratio of blue and green response to red response, for red target	< 60%
Ratio of red and green response to blue response, for blue target	< 60%
Ratio of red and blue response to green response, for green target	< 80%

9.2.1.2 Detailed Design Procedure

This design illuminates a test material with specific wavelengths, and measures the resulting reflection. Choose an RGB LED that sequentially creates individual red, green, and blue wavelengths. Red material has a strong reflection of red wavelengths, and a weaker reflection of green and blue wavelengths. Green and blue materials follow a similar pattern, reflecting the respective primary color wavelengths stronger than other color wavelengths.

Design a fixture with a chamber that allows the RGB LED to illuminate the test material and allows the OPT101 to receive the resulting reflection, as shown in [Figure 22](#). Design the chamber to keep out ambient light from the room. Line the chamber with a matte black foil so that the chamber walls absorb as much light as possible. The matte black foil helps the OPT101 sensor measure reflections primarily from the test material and only minimally from the chamber walls. Design a baffle structure between the RGB LED and the OPT101 sensor so that light does not transmit directly from the RGB LED to the OPT101 sensor without reflecting off of the test material. Place an additional enclosure over the chamber to enhance the isolation from any light in the room.

Drive the OPT101 power supply pin, V_S , with a 5-V power supply, and measure the output pin voltage with a voltmeter. This voltmeter can easily be replaced with an ADC.

Choose LED drive currents for each of the RGB LEDs. Throughout this procedure, either drive each LED with this specific chosen current, or do not drive the LED at all. Choose an LED drive current that equalizes the power dissipation (the drive current times the forward-biased voltage drop across each LED). This equal power dissipation minimizes thermal transient settling time when switching between the LEDs. This equal power dissipation is not a requirement if test speed and settling time are not an issue for the application.

Calibrate the fixture by measuring a standard white card as a test material. Drive the red LED, and record the resulting voltage from the OPT101. Repeat this procedure with the green and blue LEDs.

Next, measure a test material with the same procedure used for the white card. Normalize the results by dividing the test material result by the white card result for each LED. Determine the color of the object by selecting the largest of the three LED normalized measurements. Perform an additional normalization step for data clarity by dividing each of the three LED measurements by the largest of the three measurements.

9.2.1.3 Application Curves

The following figures show that the colors of the test materials sorted properly, as expected. The red test materials all showed a stronger reflection for red LED than the green and blue LEDs. The results are plotted in four groups: red (Figure 23, blue (Figure 24), green (Figure 25), and neutral color (Figure 26). The application clearly identifies the primary color of each test material. When the color is neutral, then the red, green, and blue test results are very similar to each other, as expected (within 10% of each other).

The red results had the most contrast. The green results had the least contrast. These results are likely different because the red LED has the least spectral overlap with the green and blue LEDs. The green LED has the widest spectral content. If more contrast is required, try LEDs (or other light sources) with more-narrow spectrums.

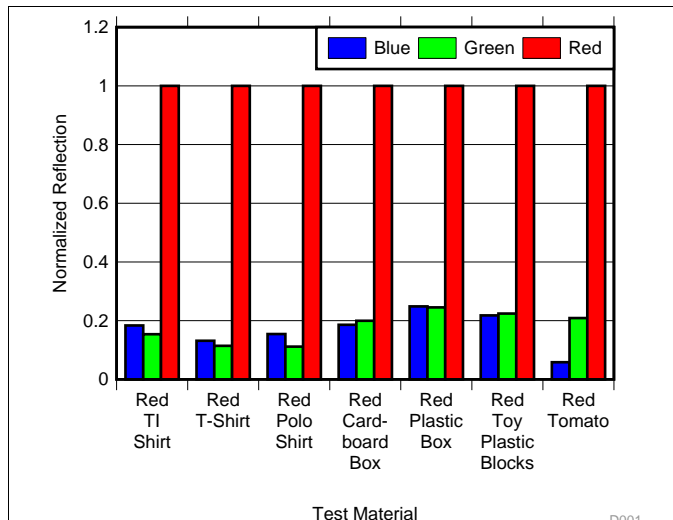


Figure 23. Normalized Reflections for Red Materials

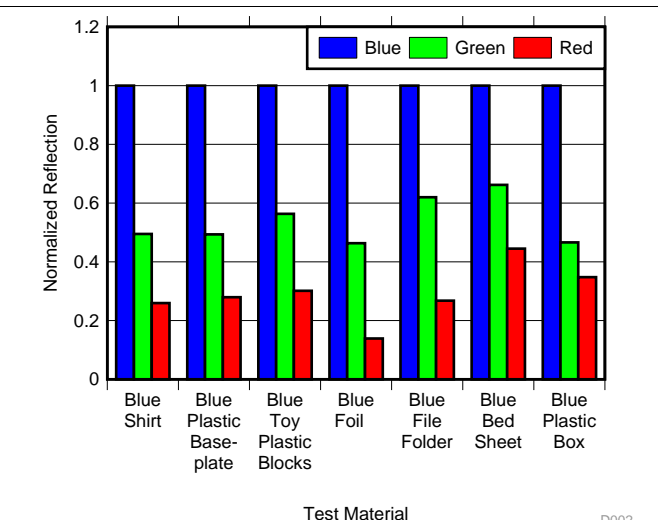


Figure 24. Normalized Reflections for Blue Materials

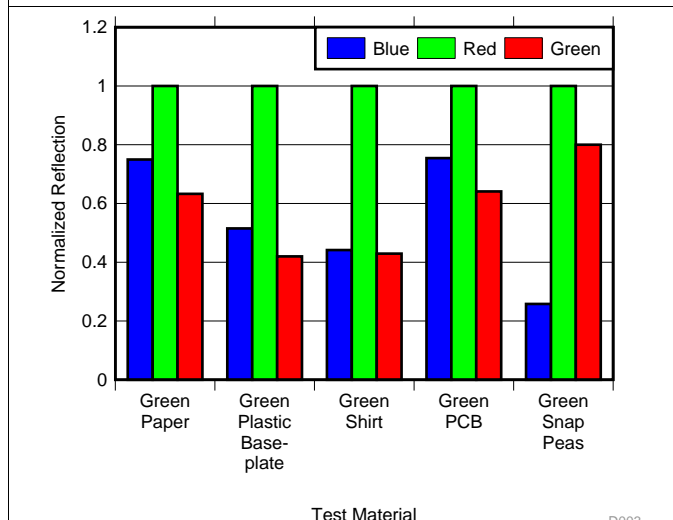


Figure 25. Normalized Reflections for Green Materials

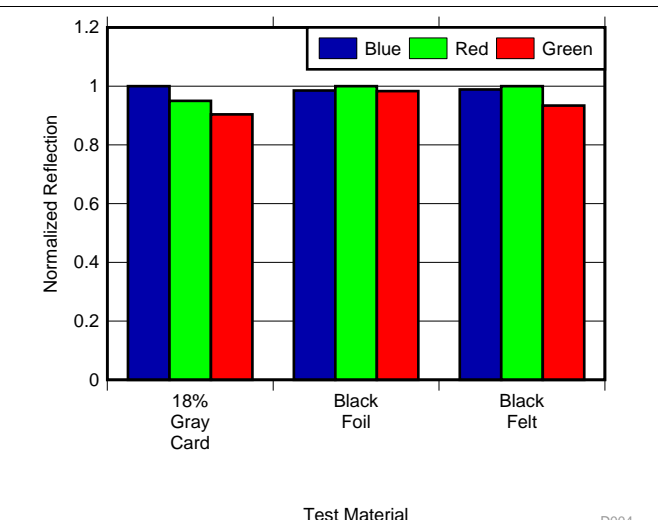


Figure 26. Normalized Reflections for Neutral Materials

9.2.2 Three-Wire Remote Light Measurement

Use the connections to the OPT101 shown on the right side of [Figure 27](#) to sense a remote location with a three-wire light measurement circuit.

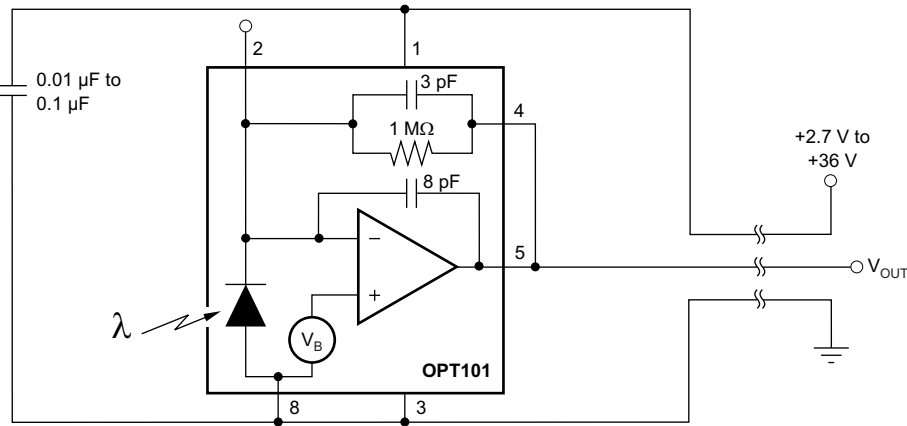


Figure 27. Three-Wire Remote Light Measurement

9.2.3 Differential Light Measurement

Use a configuration similar to [Figure 28](#) for applications that sense light gradients or differential light.

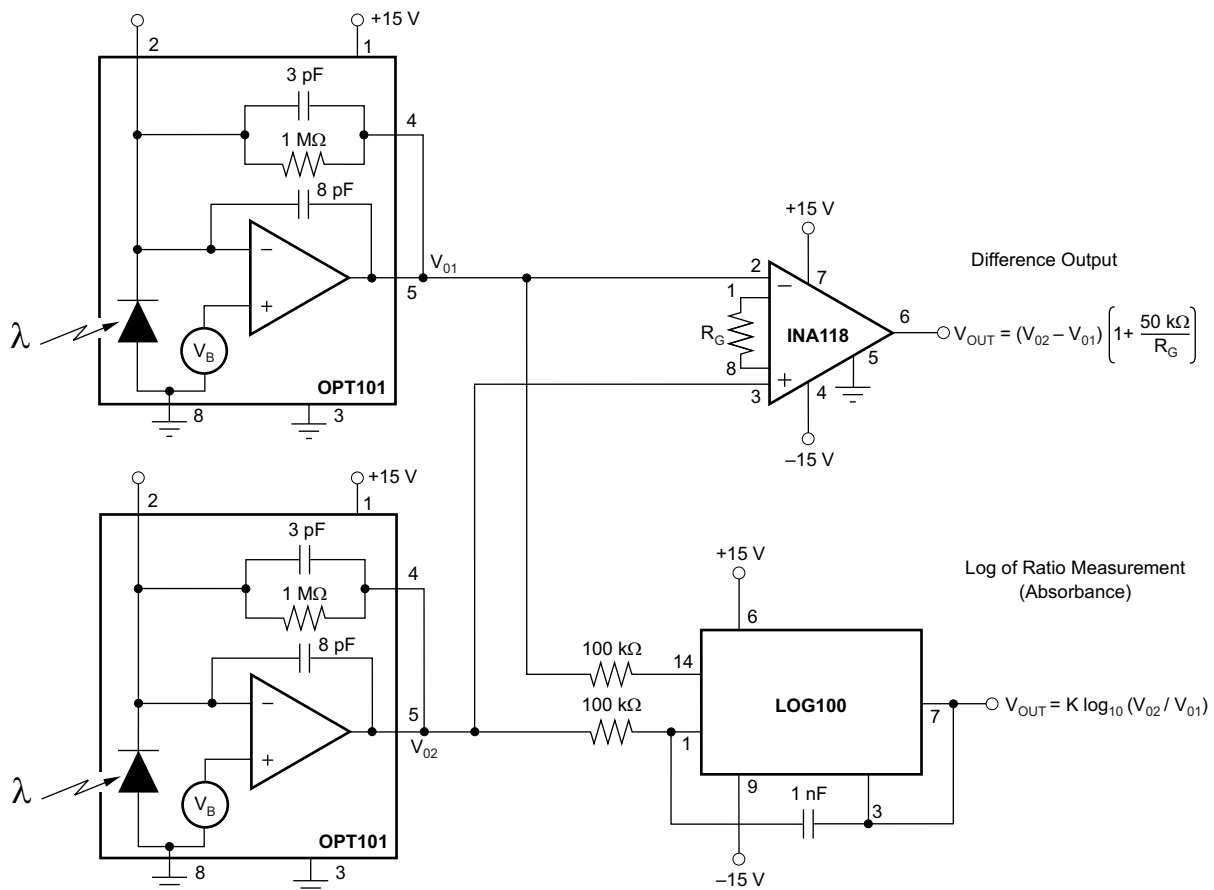


Figure 28. Differential Light Measurement

9.2.4 LED Output Regulation Circuit

To keep an LED (or other light) producing a constant amount of light over changing temperature and over the lifetime efficiency degradation of the LED, use a circuit similar to Figure 29. As the efficiency of the LED degrades, this circuit increases the LED drive current to keep the output at the appropriate constant level.

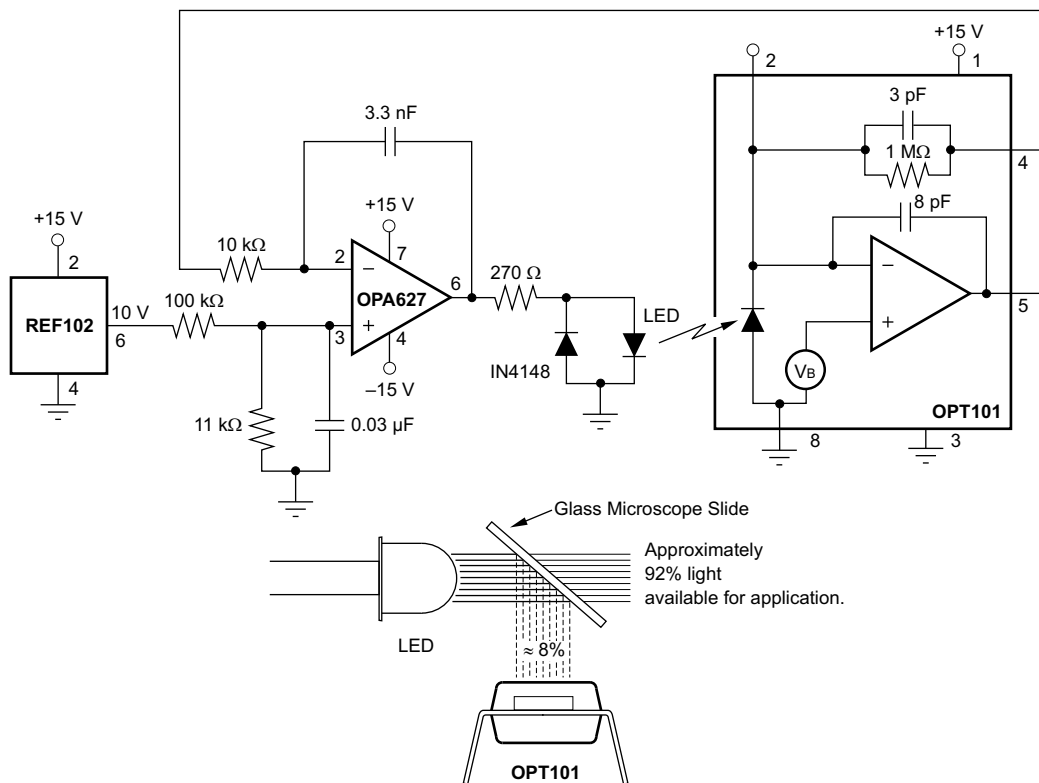


Figure 29. LED Output Regulation Circuit

9.3 Dos and Don'ts

As with any optical product, special care must be taken into consideration when handling the OPT101. Although the OPT101 has low sensitivity to dust and scratches, proper optical device handling procedures are still recommended.

The optical surface of the device must be kept clean for optimal performance in both prototyping with the device and mass production manufacturing procedures. Tweezers with plastic or rubber contact surfaces are recommended to avoid scratches on the optical surface. Avoid manipulation with metal tools when possible. The optical surface must be kept clean of fingerprints, dust, and other optical-inhibiting contaminants.

If the device optical surface requires cleaning, use deionized water or isopropyl alcohol. A few gentile brushes with a soft swab are appropriate. Avoid potentially abrasive cleaning and manipulating tools and excessive force that can scratch the optical surface.

If the OPT101 performs less than optimally, inspect the optical surface for dirt, scratches, or other optical artifacts.

Any light falling on the op amp circuitry area must be uniform; see the [Parameter Measurement Information](#) section for more information about light uniformity.

10 Power-Supply Recommendations

The OPT101 is designed to operate from an input voltage supply range between 2.7 V and 36 V. Make sure the power-supply input is well regulated. Place a 0.01- μ F to 0.1- μ F bypass capacitor with low-impedance, short connections between V_S (pin 1) and $-V$ (pin 3). If $-V$ (pin 3) is not connected to Common (pin 8), place an additional bypass capacitor between V_S (pin 1) and Common (pin 8).

11 Layout

11.1 Layout Guidelines

Make all power connections with short, low impedance connections.

Depending on the application, the design might benefit from having the OPT101 mounted to the opposite side of the board as the other electrical components. Keeping the optical sensor side free from extra components allows for easier mounting of any required optical-mechanical structures around the OPT101.

11.2 Layout Example

The following example shows an external feedback network (R2 and C2) that bypasses the internal feedback network, similar to Figure 19. This example also shows an external feedback network (R1, C1) in series with the internal feedback network, similar to Figure 18. To use only the internal feedback network, load R1 or C1 with a short circuit. This example allows for three different configurations with the same layout. Do not load R1, C1, R2, and C2 simultaneously.

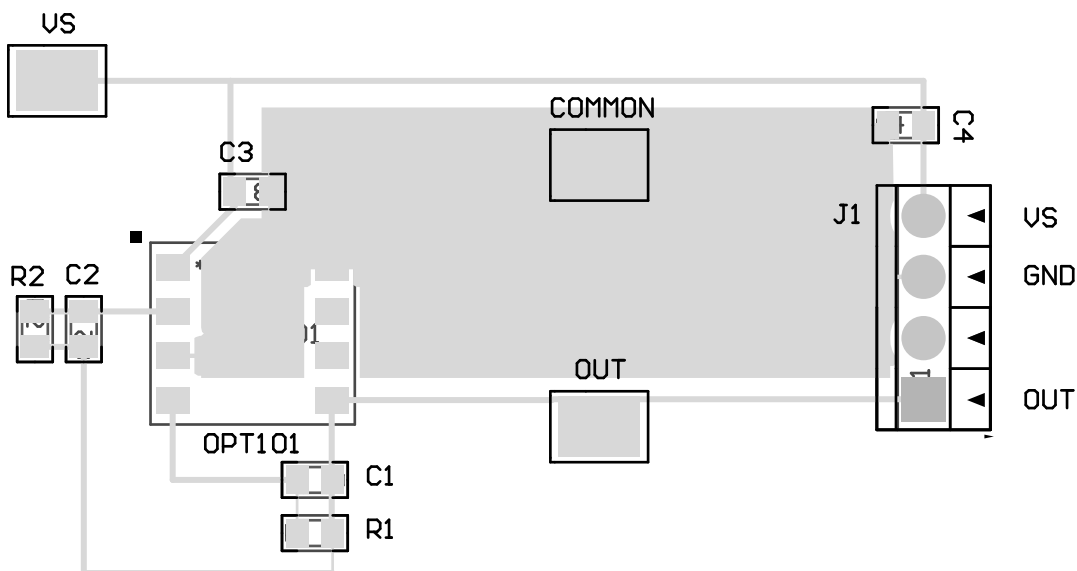


Figure 30. Layout Example

12 Device and Documentation Support

12.1 Community Resources

The following links connect to TI community resources. Linked contents are provided "AS IS" by the respective contributors. They do not constitute TI specifications and do not necessarily reflect TI's views; see TI's [Terms of Use](#).

TI E2E™ Online Community *TI's Engineer-to-Engineer (E2E) Community*. Created to foster collaboration among engineers. At e2e.ti.com, you can ask questions, share knowledge, explore ideas and help solve problems with fellow engineers.

Design Support *TI's Design Support* Quickly find helpful E2E forums along with design support tools and contact information for technical support.

12.2 Trademarks

E2E is a trademark of Texas Instruments.
All other trademarks are the property of their respective owners.

12.3 Electrostatic Discharge Caution



These devices have limited built-in ESD protection. The leads should be shorted together or the device placed in conductive foam during storage or handling to prevent electrostatic damage to the MOS gates.

12.4 Moisture Sensitivity and Soldering

Clear plastic does not contain the structural-enhancing fillers used in black plastic molding compound. As a result, clear plastic is more sensitive to environmental stress than black plastic. This can cause difficulties if devices have been stored in high humidity prior to soldering. The rapid heating during soldering can stress wire bonds and cause failures. Prior to soldering, it is recommended that plastic devices be baked-out at 85°C for 24 hours.

The fire-retardant fillers used in black plastic are not compatible with clear molding compound. The OPT101 plastic packages cannot meet flammability test, UL-94.

12.5 Glossary

[SLYZ022](#) — *TI Glossary*.

This glossary lists and explains terms, acronyms, and definitions.

13 Mechanical, Packaging, and Orderable Information

The following pages include mechanical, packaging, and orderable information. This information is the most current data available for the designated devices. This data is subject to change without notice and revision of this document. For browser-based versions of this data sheet, refer to the left-hand navigation.

PACKAGING INFORMATION

Orderable Device	Status (1)	Package Type	Package Drawing	Pins	Package Qty	Eco Plan (2)	Lead/Ball Finish (6)	MSL Peak Temp (3)	Op Temp (°C)	Device Marking (4/5)	Samples
OPT101P	ACTIVE	PDIP	NTC	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		OPT101	Samples
OPT101P-J	ACTIVE	SOP	DTL	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-4-250C-72 HR		OPT101	Samples
OPT101P-JG4	ACTIVE	SOP	DTL	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	Level-4-250C-72 HR		OPT101	Samples
OPT101PG4	ACTIVE	PDIP	NTC	8	50	Green (RoHS & no Sb/Br)	CU NIPDAU	N / A for Pkg Type		OPT101	Samples

(1) The marketing status values are defined as follows:

ACTIVE: Product device recommended for new designs.

LIFEBUY: TI has announced that the device will be discontinued, and a lifetime-buy period is in effect.

NRND: Not recommended for new designs. Device is in production to support existing customers, but TI does not recommend using this part in a new design.

PREVIEW: Device has been announced but is not in production. Samples may or may not be available.

OBSOLETE: TI has discontinued the production of the device.

(2) Eco Plan - The planned eco-friendly classification: Pb-Free (RoHS), Pb-Free (RoHS Exempt), or Green (RoHS & no Sb/Br) - please check <http://www.ti.com/productcontent> for the latest availability information and additional product content details.

TBD: The Pb-Free/Green conversion plan has not been defined.

Pb-Free (RoHS): TI's 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, TI Pb-Free products are suitable for use in specified lead-free processes.

Pb-Free (RoHS Exempt): This component has a RoHS exemption for either 1) lead-based flip-chip solder bumps used between the die and package, or 2) lead-based die adhesive used between the die and leadframe. The component is otherwise considered Pb-Free (RoHS compatible) as defined above.

Green (RoHS & no Sb/Br): TI 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)

(3) MSL, Peak Temp. - The Moisture Sensitivity Level rating according to the JEDEC industry standard classifications, and peak solder temperature.

(4) There may be additional marking, which relates to the logo, the lot trace code information, or the environmental category on the device.

(5) Multiple Device Markings will be inside parentheses. Only one Device Marking contained in parentheses and separated by a "~" will appear on a device. If a line is indented then it is a continuation of the previous line and the two combined represent the entire Device Marking for that device.

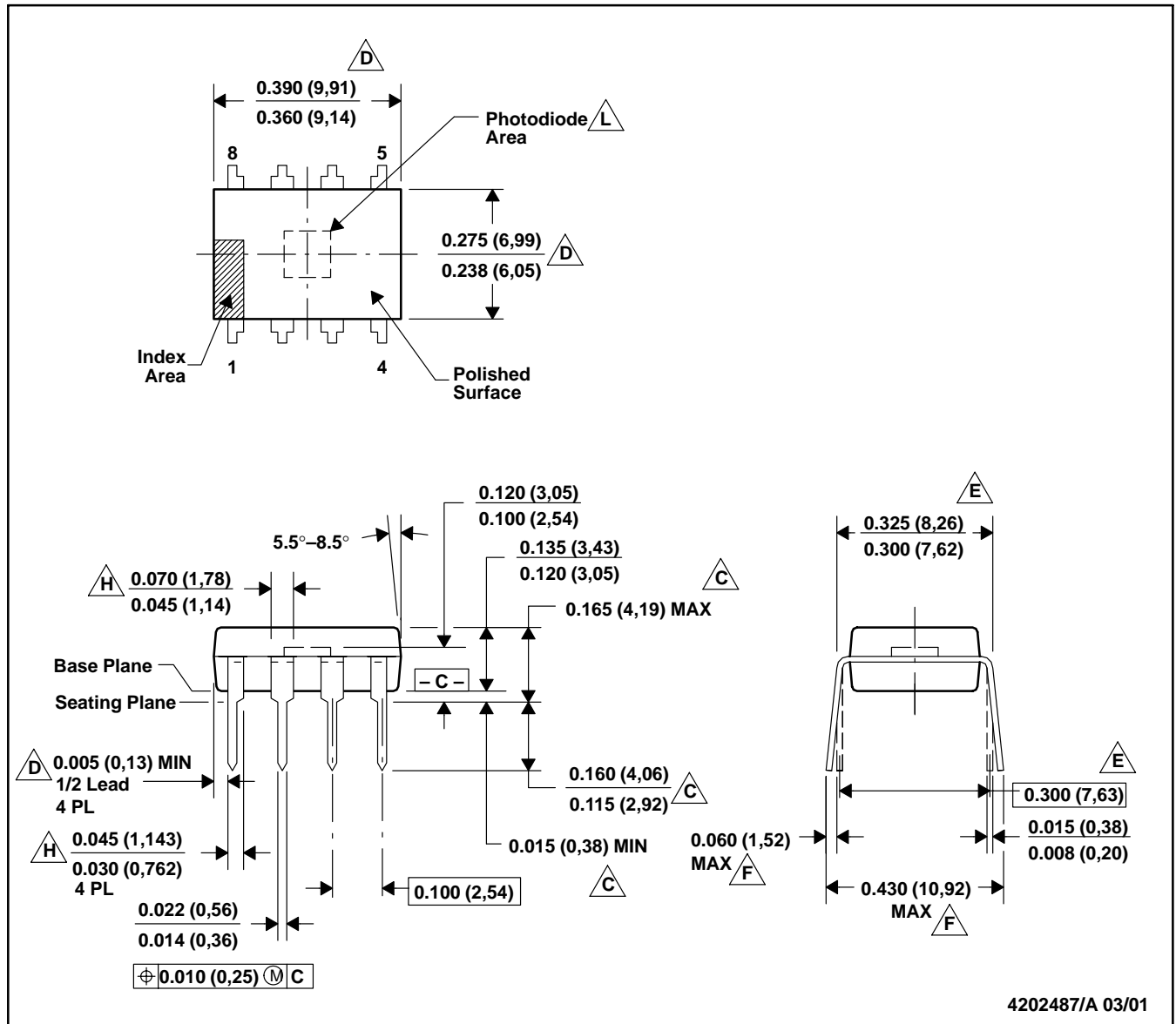
(6) Lead/Ball Finish - Orderable Devices may have multiple material finish options. Finish options are separated by a vertical ruled line. Lead/Ball Finish values may wrap to two lines if the finish value exceeds the maximum column width.

Important Information and Disclaimer: The information provided on this page represents TI's knowledge and belief as of the date that it is provided. TI 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. TI 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. TI and TI suppliers consider certain information to be proprietary, and thus CAS numbers and other limited information may not be available for release.

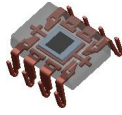
In no event shall TI's liability arising out of such information exceed the total purchase price of the TI part(s) at issue in this document sold by TI to Customer on an annual basis.

NTC (R-PDIP-T8)

PLASTIC DUAL-IN-LINE



- NOTES: A. All linear dimensions are in inches (millimeters).
 B. This drawing is subject to change without notice.
 C. Dimensions are measured with the package seated in JEDEC seating plane gauge GS-3.
 D. Dimensions do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed 0.010 (0,25).
 E. Dimensions measured with the leads constrained to be perpendicular to Datum C.
 F. Dimensions are measured at the lead tips with the leads unconstrained.
 G. Pointed or rounded lead tips are preferred to ease insertion.
 H. Maximum dimensions do not include dambar protrusions. Dambar protrusions shall not exceed 0.010 (0,25).
 I. Distance between leads including dambar protrusions to be 0.005 (0,13) minimum.
 J. A visual index feature must be located within the cross-hatched area.
 K. For automatic insertion, any raised irregularity on the top surface (step, mesa, etc.) shall be symmetrical about the lateral and longitudinal package centerlines.
 L. Center of photodiode must be within 0.010 (0,25) of center of photodiode area

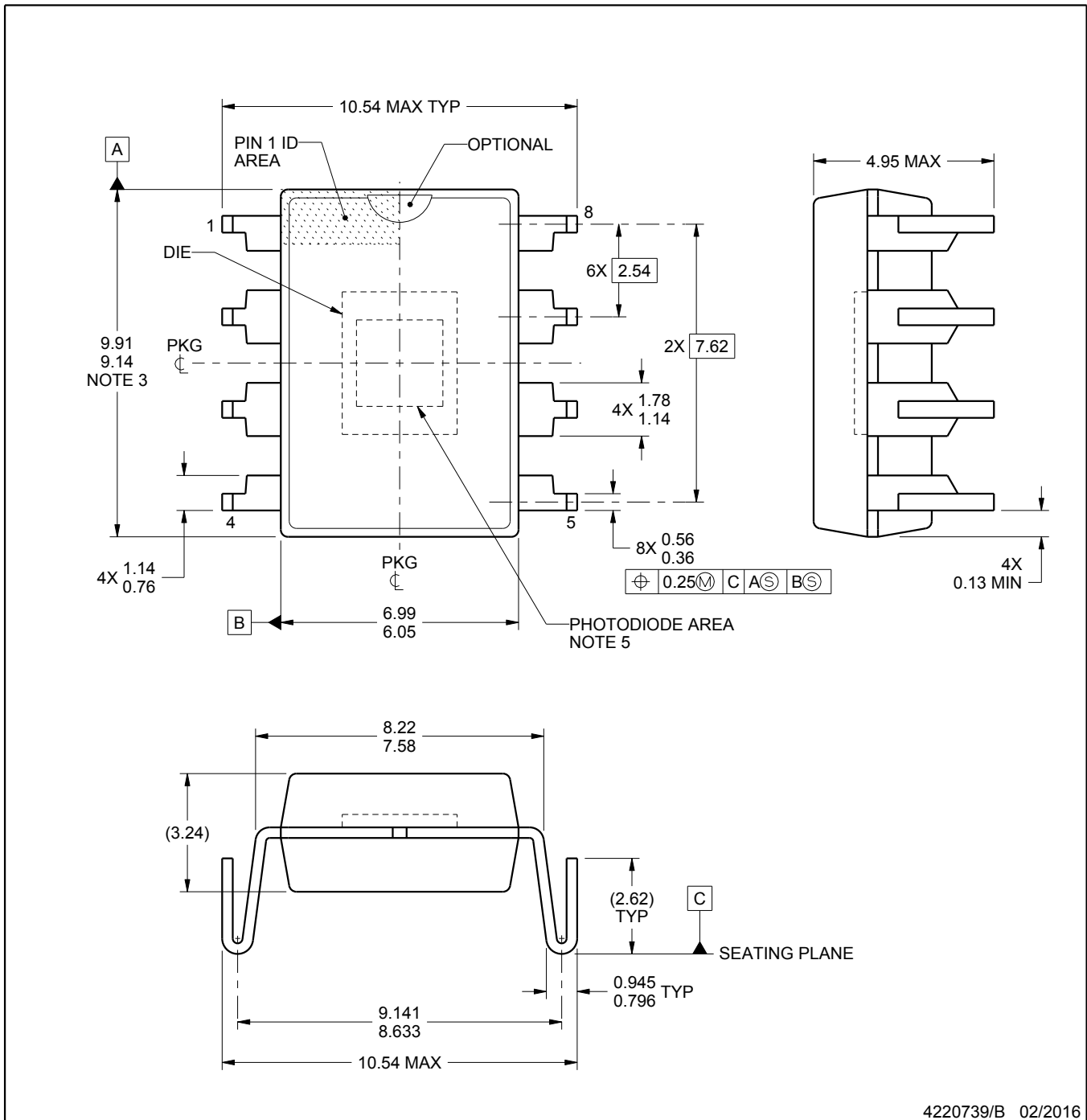


PACKAGE OUTLINE

DTL0008A

SOP - 4.95 mm max height

PLASTIC SMALL OUTLINE



4220739/B 02/2016

NOTES:

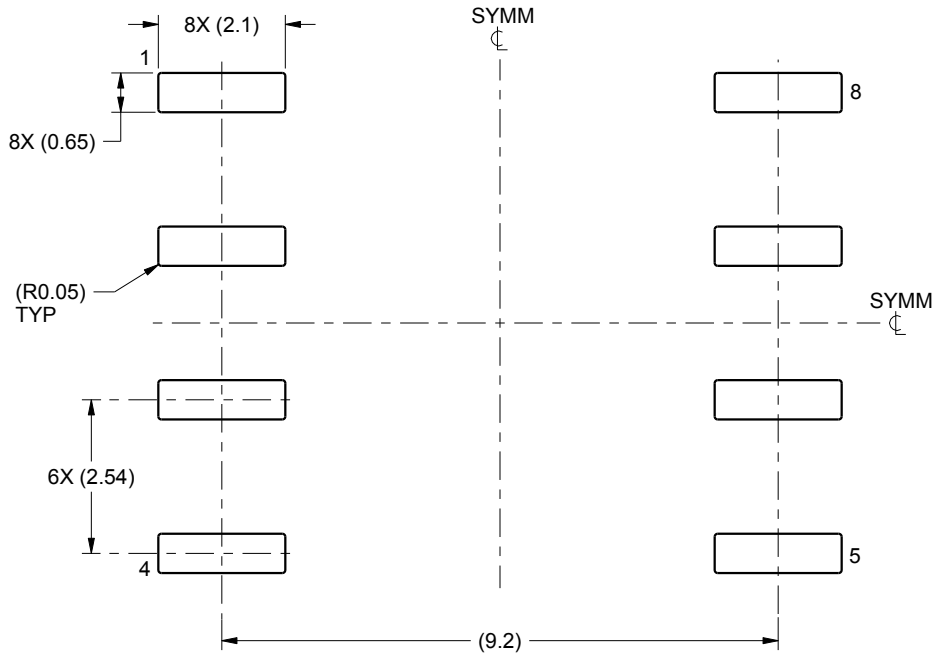
1. All linear dimensions are in millimeters. Dimensions in parenthesis are for reference only. Dimensioning and tolerancing per ASME Y14.5M.
2. This drawing is subject to change without notice.
3. This dimension does not include mold flash, protrusions, or gate burrs. Mold flash, protrusions, or gate burrs shall not exceed 0.25 mm per side.
4. For automatic insertion, any raised irregularity on the top surface (step, mesa, etc.) shall be symmetrical about the lateral and longitudinal package centerlines.
5. Center of the photodiode must be within 0.25 of the center of the photodiode area.
6. The mold compound for this package is clear.

EXAMPLE BOARD LAYOUT

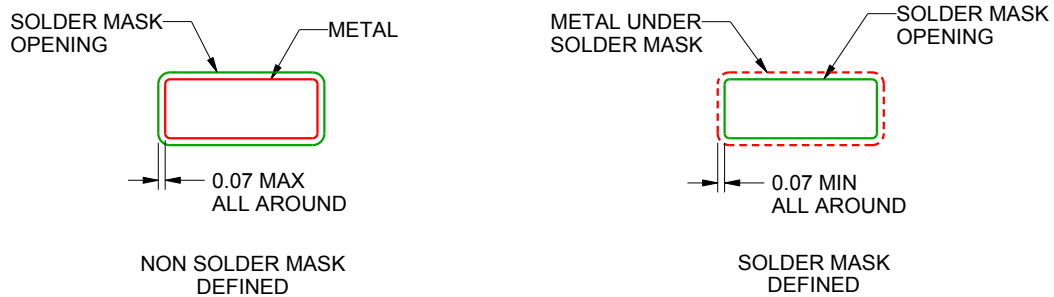
DTL0008A

SOP - 4.95 mm max height

PLASTIC SMALL OUTLINE



LAND PATTERN EXAMPLE
SCALE:8X



SOLDER MASK DETAILS

4220739/B 02/2016

NOTES: (continued)

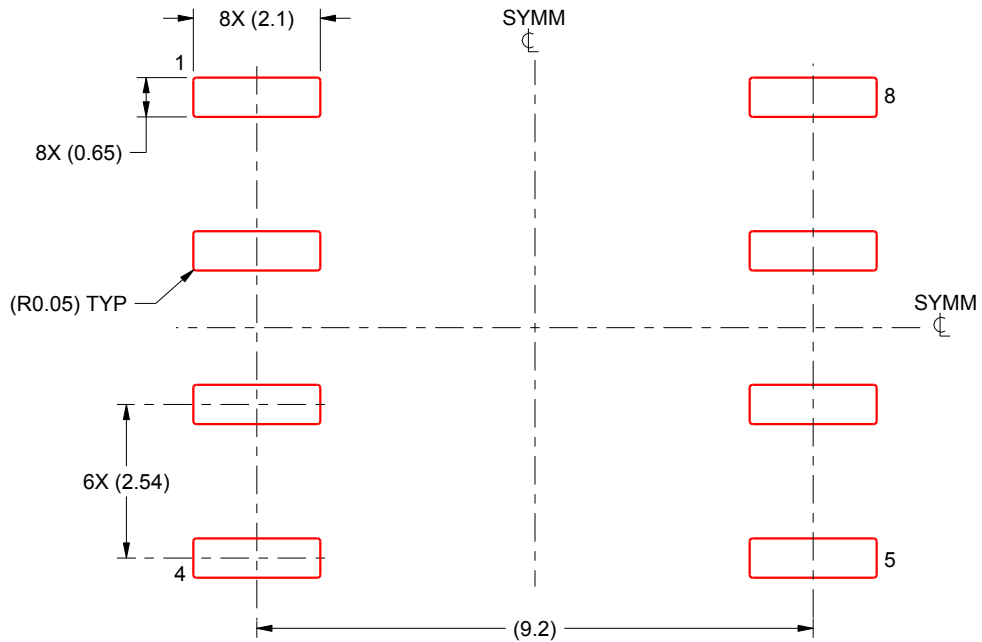
- 7. Publication IPC-7351 may have alternate designs.
- 8. Solder mask tolerances between and around signal pads can vary based on board fabrication site.

EXAMPLE STENCIL DESIGN

DTL0008A

SOP - 4.95 mm max height

PLASTIC SMALL OUTLINE



SOLDER PASTE EXAMPLE
BASED ON 0.125 mm THICK STENCIL
SCALE:8X

4220739/B 02/2016

NOTES: (continued)

9. Laser cutting apertures with trapezoidal walls and rounded corners may offer better paste release. IPC-7525 may have alternate design recommendations.
10. Board assembly site may have different recommendations for stencil design.

IMPORTANT NOTICE

Texas Instruments Incorporated and its subsidiaries (TI) reserve the right to make corrections, enhancements, improvements and other changes to its semiconductor products and services per JESD46, latest issue, and to discontinue any product or service per JESD48, latest issue. Buyers should obtain the latest relevant information before placing orders and should verify that such information is current and complete. All semiconductor products (also referred to herein as "components") are sold subject to TI's terms and conditions of sale supplied at the time of order acknowledgment.

TI warrants performance of its components to the specifications applicable at the time of sale, in accordance with the warranty in TI's terms and conditions of sale of semiconductor products. Testing and other quality control techniques are used to the extent TI deems necessary to support this warranty. Except where mandated by applicable law, testing of all parameters of each component is not necessarily performed.

TI assumes no liability for applications assistance or the design of Buyers' products. Buyers are responsible for their products and applications using TI components. To minimize the risks associated with Buyers' products and applications, Buyers should provide adequate design and operating safeguards.

TI does not warrant or represent that any license, either express or implied, is granted under any patent right, copyright, mask work right, or other intellectual property right relating to any combination, machine, or process in which TI components or services are used. Information published by TI regarding third-party products or services does not constitute a license to use such products or services or a warranty or endorsement thereof. Use of such information may require a license from a third party under the patents or other intellectual property of the third party, or a license from TI under the patents or other intellectual property of TI.

Reproduction of significant portions of TI information in TI data books or data sheets is permissible only if reproduction is without alteration and is accompanied by all associated warranties, conditions, limitations, and notices. TI is not responsible or liable for such altered documentation. Information of third parties may be subject to additional restrictions.

Resale of TI components or services with statements different from or beyond the parameters stated by TI for that component or service voids all express and any implied warranties for the associated TI component or service and is an unfair and deceptive business practice. TI is not responsible or liable for any such statements.

Buyer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products, and any use of TI components in its applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by TI. Buyer represents and agrees that it has all the necessary expertise to create and implement safeguards which anticipate dangerous consequences of failures, monitor failures and their consequences, lessen the likelihood of failures that might cause harm and take appropriate remedial actions. Buyer will fully indemnify TI and its representatives against any damages arising out of the use of any TI components in safety-critical applications.

In some cases, TI components may be promoted specifically to facilitate safety-related applications. With such components, TI's goal is to help enable customers to design and create their own end-product solutions that meet applicable functional safety standards and requirements. Nonetheless, such components are subject to these terms.

No TI components are authorized for use in FDA Class III (or similar life-critical medical equipment) unless authorized officers of the parties have executed a special agreement specifically governing such use.

Only those TI components which TI has specifically designated as military grade or "enhanced plastic" are designed and intended for use in military/aerospace applications or environments. Buyer acknowledges and agrees that any military or aerospace use of TI components which have **not** been so designated is solely at the Buyer's risk, and that Buyer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

TI has specifically designated certain components as meeting ISO/TS16949 requirements, mainly for automotive use. In any case of use of non-designated products, TI will not be responsible for any failure to meet ISO/TS16949.

Products

Audio	www.ti.com/audio
Amplifiers	amplifier.ti.com
Data Converters	dataconverter.ti.com
DLP® Products	www.dlp.com
DSP	dsp.ti.com
Clocks and Timers	www.ti.com/clocks
Interface	interface.ti.com
Logic	logic.ti.com
Power Mgmt	power.ti.com
Microcontrollers	microcontroller.ti.com
RFID	www.ti-rfid.com
OMAP Applications Processors	www.ti.com/omap
Wireless Connectivity	www.ti.com/wirelessconnectivity

Applications

Automotive and Transportation	www.ti.com/automotive
Communications and Telecom	www.ti.com/communications
Computers and Peripherals	www.ti.com/computers
Consumer Electronics	www.ti.com/consumer-apps
Energy and Lighting	www.ti.com/energy
Industrial	www.ti.com/industrial
Medical	www.ti.com/medical
Security	www.ti.com/security
Space, Avionics and Defense	www.ti.com/space-avionics-defense
Video and Imaging	www.ti.com/video

TI E2E Community

e2e.ti.com