

CENTRO TECNOLÓGICO UNIVERSITARIO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN PULSIOXIMETRO A BAJO COSTO

SUSTENTADO POR

RICARDO ANTONIO CHACÓN BANEGAS, 31741522

PREVIO A INVESTIDURA DEL TÍTULO DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA

TEGUCIGALPA

HONDURAS, C.A.

OCTUBRE, 2021

CENTRO UNIVERSITARIO TECNOLÓGICO

CEUTEC

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA

AUTORIDADES UNIVERSITARIAS

RECTOR

MARLON ANTONIO BREVÉ REYES

SECRETARIO GENERAL

ROGER MARTÍNEZ MIRALDA

VICERRECTORA ACADÉMICA CEUTEC

DINA ELIZABETH VENTURA DÍAZ

DIRECTORA ACADÉMICA CEUTEC

IRIS GABRIELA GONZALES ORTEGA

TEGUCIGALPA

HONDURAS, C.A.

OCTUBRE, 2021

DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN PULSIOXIMETRO A BAJO COSTO

TRABAJO PRESENTADO EN EL CUMPLIMIENTO DE LOS REQUISITOS

EXIGIDOS PARA OPTAR AL TÍTULO DE:

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA

ASESOR:

ING. KARIO ALEXANDRO VILAFRANCA REYES

TERNA EXAMINADORA:

ING. DARIN ARGUETA MURILLO

ING. MANUEL ELVIR OSORIO

TEGUCIGALPA

HONDURAS, C.A.

OCTUBRE, 2021

Dedicatoria

El presente proyecto de graduación es un trabajo realizado con tanto esfuerzo y dedicación. Lo dedico principalmente a los héroes que ayudaron durante la pandemia, como son los enfermeros, doctores y todo el personal de salud, siendo las personas en primera fila a ayudar durante la pandemia. Ellos inspiraron poder diseñar un dispositivo médico a bajo costo que pueda ayudar a futuro el sector de salud.

Ricardo Antonio Chacón Banegas

Agradecimiento

Agradezco a todos mis compañeros y amigos que me ayudaron incondicionalmente durante toda mi carrera, apoyándome con su ayuda en aquellos momentos difíciles.

A mis padres, quienes creyeron en mí al hacer el sacrificio de costearme una universidad privada y haciendo su sacrificio por mí educación, sin ellos, no podría estar donde estoy.

Ricardo Antonio CHACÓN Banegas

Resumen

En el área de salud, actualmente las personas han sido afectadas de manera económica por la inflación de precios de los pulsioxímetros u oxímetros de pulso debido a la alta demanda de estos dispositivos, incluyendo los efectos de la pandemia en cuestiones del mercado de dispositivos médicos, lo cual provocó una gran repercusión sobre los precios de estos dispositivos.

El objetivo de este proyecto es diseñar un pulsioxímetro u oxímetro de pulso de manera más económica, utilizando un Arduino Uno que ayude a disminuir su costo un 15% y pueda fomentarse su fabricación en Honduras para áreas de enfermería en CEUTEC con respecto a la inflación de precios de los mismos durante la pandemia del COVID-19. Con este fin, se hace el estudio sobre que es la oximetría, cómo funciona un pulsioxímetro, las leyes científicas que obedece para poder hacer los cálculos de los signos vitales y hacer la debida programación de su software en un microcontrolador. ¿Cómo la pandemia a afectado los precios de los dispositivos médicos, en especial los pulsioxímetros? En este contexto sobresalen causas como cierre de fronteras, cierre de aduanas, cancelación de vuelos o envíos internacionales, entre otros, que son los medios cuales fueron afectados principalmente.

La investigación va dirigida para empresas de venta y distribuidora de los pulsioxímetros, haciendo la recolección de datos sobre los sucesos que fueron ocurriendo durante el tiempo de pandemia hasta la actualidad, describiendo lo que ha pasado y como esto afecto los pulsioxímetros.

Teniendo la recopilación de toda esta información se logra obtener un diseño óptimo que resulta más económico para su fabricación. Comparando los precios del mercado, se logra obtener un ahorro aproximadamente de 40% comparando el precio pico del pulsioxímetro durante la pandemia y este mismo precio fue aproximadamente un 60% mayor al precio inicial del dispositivo antes de la pandemia

Palabras clave: pulsioxímetro, oximetría, Arduino Uno, COVID-19.

Abstract

Many people in healthcare today have been economically affected by the price inflation of pulse oximeters or pulse oximeters. Due to the high demand for these devices, including the effects of the pandemic on the market for medical devices, it had a great impact on the prices of these devices.

The objective of this project is to design a pulse oximeter or pulse oximeter in a more economical way using an Arduino Uno that helps reduce its cost by 15% and can promote its manufacture in Honduras for CEUTEC nursing areas. To this end, a study is made of what oximetry is, how a pulse oximeter works, the scientific laws that it obeys to be able to make the calculations of vital signs and do the proper programming of its software in a microcontroller. The research question is the following: How has the pandemic affected the prices of medical devices, especially pulse oximeters? In this context, causes such as border closures, customs closures, cancellation of flights or international shipments, among others, stand out, which are the media that were mainly affected.

The research question and other questions present are answered through the directed interview method, choosing for convenience specialist companies for the purchase, sale and distribution of medical equipment. The questions directly point to pulse oximeters, the cause and effects of price inflation, moments of scarcity in the country on these devices, and also to the chronological description of pulse oximeter prices at the time the pandemic began.

Having the compilation of all this information, it is possible to obtain a more economical optimal design for its manufacture, comparing the prices of the current market, it is possible to obtain a saving of approximately 40% by comparing the peak price of the pulse oximeter during the pandemic and this same price was approximately 60% higher than the initial price of the device before the pandemic

Keywords: pulse oximeter, oximetry, Arduino Uno, COVID-19.

Contenido

Glosario.....	1
1 INTRODUCCIÓN	2
2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	6
2.1 Antecedentes	6
2.1.1 Antecedentes Históricos.....	6
2.1.2 Antecedentes de Oxímetro de Pulso y el COVID 19.....	8
2.1.3 Antecedentes Actuales Globales.....	9
2.1.4 Antecedentes Actuales Nacionales	9
2.1.5 Antecedentes de Síntomas del COVID-19	11
2.2 Definición Del Problema.....	13
2.3 Preguntas De Investigación.....	14
2.4 Hipótesis De Investigación.....	15
2.4.1 Operacionalización De Las Variables.....	16
2.5 Justificación.....	20
3 OBJETIVOS.....	21
3.1 General	21
3.2 Especifico	21
4 MARCO TEÓRICO	22
4.1 Estructura de la Sangre.....	22
4.1.1 La sangre.....	22
4.1.2 Los glóbulos rojos.....	22
4.1.3 La hemoglobina	23
4.1.4 Saturación del oxígeno.....	23
4.2 Leyes Científicas	23

4.2.1	Ley de Lambert	23
4.2.2	Ley de Beer	25
4.2.3	Ley de Lambert-Beer	25
4.3	Márgenes de Ritmo Cardíaco y Saturación de Oxígeno	28
4.4	Funcionamiento	29
4.4.1	Como opera un pulsioxímetro.....	29
4.4.2	Calibración y Configuración de un Pulsioxímetro.....	30
4.4.3	¿Cómo se afecta la exactitud de las mediciones en los oxímetros de pulso?	32
4.5	Tipos de Oxímetros	35
4.5.1	Oxímetro de muñeca	35
4.5.2	Pulsioxímetro de dedo.....	35
4.5.3	Oxímetro de Sobremesa	36
4.5.4	Pulsioxímetro portátil o de mano	37
4.5.5	Pulsioxímetro pediátrico	37
4.6	Componentes	38
4.6.1	Microcontrolador	38
4.6.2	Sensor Óptico.....	40
4.6.3	Display de Proyección	43
4.6.4	Circuito Acondicionado, Manipulación de Señales.....	46
4.7	Diagrama de Bloques de Funcionamiento	50
4.7.1	Descripción	51
5	METODOLOGÍA	52
5.1	Enfoque y Métodos:	52
5.2	Población y Muestra.....	53
5.3	Unidad de análisis y respuesta	53

5.4	Técnicas e instrumentos	54
5.5	Fuentes de Información	54
5.6	Cronología De Trabajo.....	55
6	RESULTADOS	57
6.1	Respuestas de Entrevista	57
6.2	Análisis de información obtenida por medio de la entrevista y periódicos	60
6.2.1	Cuadro de efectos causados por la pandemia hacia el pulsioxímetro (Tiempo y Escasez)60	
6.2.2	Grafica de casos y rebrotes en Honduras	61
6.2.3	Tiempos de Escasez durante la Pandemia	61
6.2.4	Precio de Pulsioxímetro con respecto al tiempo	62
6.2.5	Análisis de Graficas	62
6.3	Simulación.....	63
6.3.1	Sensor.....	64
6.3.2	Etapa de Filtrado de Señal	65
6.3.3	Etapa de Transimpedancia, tratamiento o adecuamiento de la señal.....	66
6.3.4	Etapa de señal de salida amplificada	68
6.4	Funcionamiento de Simulación.....	69
6.5	Presupuesto.....	75
6.6	Comprobación de las hipótesis.....	76
7	CONCLUSIONES.....	77
8	RECOMENDACIONES Y SUGERENCIAS.....	78
8.1	Recomendaciones de uso y fabricación	78
8.2	Recomendaciones de display	78
8.3	Recomendaciones de Programación.....	78

9	BIBLIOGRAFÍA.....	79
10	ANEXOS.....	45
10.1	Anexos 1: Código de Programación de Arduino.....	45
10.1.1	Programación de Arduino para simulación:	45
10.1.2	Código de Programación de Arduino para fabricación:	50
10.2	Anexos 2: Diseño y etapas de diseño establecido en Proteus para fabricación.....	62
10.2.1	Diseño de Circuito para fabricación y uso médico	62
10.2.2	Etapas	63
10.2.3	Sensor.....	63
10.2.4	Etapas de Filtrado de Señal	64
10.2.5	Etapas de Transimpedancia, tratamiento o adecuamiento de la señal.....	65
10.2.6	Etapas de señal de salida amplificada	67
10.3	Anexos 3, Diagramas 2D y 3D de diseño optimo del circuito eléctrico diseñado para la fabricación del pulsioxímetro.....	68
10.3.1	Diagrama de circuito optimo a fabricar por medio de impresión en PCB.....	68
10.3.2	Vista 3D de placa de circuito en PCB (diseñado en proteus)	69
10.3.3	Vista Superior	69
10.3.4	Vista Frontal.....	69
10.3.5	Vista Izquierda	70
10.3.6	Vista Trasera	70
10.3.7	Vista Derecha.....	71
10.3.8	Vista Baja.....	71
10.4	Anexos 4: Entrevista usada para la recopilación de datos.....	72
10.4.1	Entrevista	72
10.5	Anexos 5: Hojas Técnicas de componentes primarios del dispositivo.....	75

10.5.1	Hoja Técnica, LED Infrarrojo 950 nm.....	75
10.5.2	Hoja Técnica de LED Rojo 660 nm.....	81
10.5.3	Hoja Técnica de Fotorreceptor (750-1000nm y 450-1100nm).....	87
10.5.4	Hoja Técnica de Arduino Uno	95
10.5.5	Hoja Técnica de Amplificador Operacional (LM358).....	103
10.5.6	Hoja Técnica de Pantalla LCD 16x2	107
10.5.7	Hoja Técnica de Pantalla OLED.....	108

Índice de Figuras

Figura 2.1 Oxímetro de pulso	10
Figura 4.1 Representación gráfica de la ley de Lambert.	24
Figura 4.2 Márgenes de pulsaciones normales en reposo por minuto según género y edad. ...	28
Figura 4.3 Estados de Saturación de Oxígeno Normales.....	28
Figura 4.4 Pulsioxímetro de Muñeca	35
Figura 4.5 Pulsioxímetro de dedo	35
Figura 4.6 Pulsioxímetro de sobremesa ACCURO II.....	36
Figura 4.7 Pulsioxímetro portátil de altas prestaciones Choicemed	37
Figura 4.8 Pulsioxímetro de dedo Pediátrico	37
Figura 4.9 Placa de Arduino UNO.....	39
Figura 4.10 Sensor conformado por 2 LED y un Fotodetector.....	40
Figura 4.11 IR Infrarrojo 5mm par led emisor y receptor	42
Figura 4.12 LED Rojo.....	42
Figura 4.13 Pantalla LCD 16x2	43
Figura 4.14 Pantalla OLED.....	44
Figura 4.15 Filtro pasa alta pasivo	46
Figura 4.16 Símbolo y curva de respuesta de frecuencia de filtro pasa altos	47
Figura 4.17 Amplificador de Transimpedancia	48
Figura 4.18 Diagrama de un Amplificador Operacional LM358 (OP-PAMP)	49
Figura 4.19 Diagrama de Bloques de Procesos Diseñados.....	50
Figura 6.1 Grafica de casos de Marzo de 2020 a Abril de 2021.....	61
Figura 6.2 Grafica de tiempos de escases durante la pandemia.....	61
Figura 6.3 Grafica de Precio vs Tiempo	62
Figura 6.4 Circuito de Simulación de un Pulsioxímetro.....	63

Figura 6.5 Diagrama de sensores en el circuito de simulación.....	64
Figura 6.6 Filtrado Filtro pasa alto pasivo de señal en el circuito a fabricar.....	65
Figura 6.7 Transimpedancia en el diagrama del circuito.....	66
Figura 6.8 Modificación en circuito de simulación del Pulsioxímetro.....	68
Figura 6.9 Primera Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro.....	69
Figura 6.10 Segunda Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro, Medición de Signos Vitales de Ritmo Cardíaco	70
Figura 6.11 Segunda Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro, Medición de Signos Vitales de Saturación de Oxígeno	71
Figura 6.12 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Bradicardia.....	72
Figura 6.13 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Taquicardia	73
Figura 6.13 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Hipoxemia	74
Figura 10.1 Diagrama de Circuito final para fabricación	62
Figura 10.2 Diagrama de sensores en el circuito	63
Figura 10.3 Filtrado de señal en el circuito.....	64
Figura 10.4 Transimpedancia en el diagrama del circuito.....	65
Figura 10.5 Etapa de señal amplificada	67
Figura 10.6 Circuito en PCB vista en Proteus	68
Figura 10.7 Circuito en PCB lista para impresión	68
Figura 10.8 Vista Superior de Circuito en Placa PCB	69
Figura 10.9 Vista Frontal de Circuito en Placa PCB	69
Figura 10.10 Vista Izquierda de Circuito en Placa PCB.....	70
Figura 10.11 Vista Trasera de Circuito en Placa PCB.....	70
Figura 10.12 Vista Derecha de Circuito en Placa PCB	71
Figura 10.13 Vista Baja de Circuito en Placa PCB	71

Índice de Tablas

Tabla 2.1 <i>Operacionalización de Variables</i>	16
Tabla 5.1 <i>Cronología de Trabajo</i>	55
Tabla 6.1 <i>Cuadro de Efectos de Pandemia</i>	60
Tabla 6.2 <i>Tabla de Presupuestos</i>	75

Glosario

Arduino Uno: Arduino es una plataforma de creación de electrónica de código abierto, la cual está basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar para los creadores y desarrolladores. Esta plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que la comunidad de creadores puede darles diferentes tipos de uso.

COVID-19: La COVID-19 es la enfermedad causada por el nuevo coronavirus conocido como SARS-CoV-2. La OMS tuvo noticia por primera vez de la existencia de este nuevo virus el 31 de diciembre de 2019, al ser informada de un grupo de casos de «neumonía vírica» que se habían declarado en Wuhan (República Popular China).

Pulsioxímetro: Un pulsioxímetro u oxímetro de dedo es un aparato médico que consigue monitorizar el nivel de concentración de oxígeno que tenemos en la sangre de una manera no intrusiva. También indica la frecuencia cardíaca y el pulso del paciente. Hay veces que algún miembro de la familia tiene alguna enfermedad concreta o padece regularmente de algo, por ello es conveniente tener en casa los recursos necesarios para detectar el problema y e intentar solucionarlo, o irnos rápidamente al médico para evitar un problema mayor.

Oximetría: La oximetría de pulso o pulsioximetría es una prueba indolora y no invasiva que mide el nivel de saturación de oxígeno o los niveles de oxígeno en la sangre. Puede detectar rápidamente incluso pequeños cambios en la eficiencia con la que se transporta el oxígeno a las extremidades más alejadas del corazón, incluyendo las piernas y los brazos.

1 INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo principal diseñar un pulsioxímetro de manera más económica utilizando un Arduino Uno que ayude a disminuir su costo un 15% y pueda fomentarse su fabricación en Honduras para áreas de enfermería de CEUTEC. Así mismo poder identificar aquellos efectos que fueron causa de la inflación de precios de los pulsioxímetros durante la pandemia.

La importancia de estudiar este tema en particular radica en las consecuencias que nos enfrentamos durante la pandemia, al momento de poder adquirir un dispositivo médico importante como es el pulsioxímetro u oxímetro de pulso. Estos dispositivos como determinados dispositivos de detección de la oxigenación en la sangre en conjunto con la lectura del ritmo cardíaco, hicieron que su importancia durante la pandemia fuera alta, ya que el COVID-19 afecta el oxígeno en el cuerpo y se necesita monitorear al ser infectado o al ser portador del virus para su detección temprana antes de efectos mayores en el organismo.

En nuestro país surgieron momentos de escases de estos dispositivos por consecuencia de los rebrotes, también añadir que las vacaciones de temporada navideña y la semana Morazánica fueron causantes de rebrotes, haciendo que la demanda de estos aumentara, ocasionando escases en las distintas empresas del país que se dedican a la comercialización de estos productos.

Este trabajo se centra en estudiar estos momentos cronológicos e interrelacionarlos para encontrar resultados sobre los sucesos durante la pandemia, también estudiar de forma cronológica el precio de estos dispositivos durante la pandemia, con estos datos se puede hacer la comparativa sobre los presupuestos del diseño a fabricar.

En el capítulo 4 se abordan los conceptos teóricos básicos que sustentan el estudio. La sangre es un tejido líquido que recorre el organismo, a través de los vasos sanguíneos que transporta las células necesarias para llevar a cabo las funciones vitales (respirar, formar sustancias, defenderse de agresiones). Los glóbulos rojos son el tipo de glóbulo sanguíneo (célula de la sangre) que se produce en la médula ósea y se encuentra en la sangre. Los glóbulos rojos contienen una proteína

llamada hemoglobina, que transporta oxígeno desde los pulmones a todas las partes del cuerpo. La hemoglobina ayuda al análisis que mide los niveles de hemoglobina en la sangre. La hemoglobina es una proteína de los glóbulos rojos que lleva oxígeno de los pulmones al resto del cuerpo. Los niveles anormales de hemoglobina podrían ser signo de un trastorno de la sangre. La saturación del oxígeno mide el porcentaje de la oxihemoglobina (hemoglobina del oxígeno-salto) en la sangre, y se representa como la saturación arterial del oxígeno (saO_2) y saturación venosa del oxígeno (SvO_2).

Las leyes científicas que obedecen estos dispositivos para poder hacer las mediciones de los signos vitales de forma efectiva, leyes que están establecidas desde hace tiempos cuales son la esencia del funcionamiento de estos dispositivos para poder hacer los cálculos exactos de los valores sobre la saturación de oxígeno en la sangre y también el ritmo cardiaco. La técnica de medición de un oxímetro de pulso se basa en principios espectrofotométricos tales como las leyes de Lambert y Beer.

- La Ley de Lambert menciona que al atravesar la luz monocromática una solución, la intensidad de la luz transmitida disminuye con el aumento del espesor de la solución.
- La Ley de Beer menciona una diferencia de la anterior, la ley de Beer relaciona la disminución de la intensidad de luz transmitida a través de una solución. como consecuencias de la concentración de dicha solución.
- La Ley de Lambert-Beer que sería la ideas junta de las dos leyes mencionadas anteriormente se une para obtener la relación de los efectos del espesor o longitud del camino óptico (ley de Lambert) y la concentración de la solución (Ley de Beer).

En el apartado se hace el estudio y definición de su funcionamiento, como estos dispositivos operan de forma efectiva para hacer las mediciones de los signos vitales de forma no invasiva y también añadir lo que son la calibración de estos dispositivos en conjunto con la configuración correcta que debe tener estos dispositivos para su manejo de forma óptimo. Un oxímetro de pulso indica la saturación de oxígeno arterial y el pulso del paciente, midiendo la absorción de luz a dos longitudes de onda determinadas. La sonda de medición aplicada al paciente emite pulsos de luz que pasan a través del tejido. Estos pulsos son captados mediante un fotodetector ubicado en

el extremo opuesto del tejido. El tejido absorbe una cierta cantidad de luz. El fotodetector convierte la señal lumínica recibida en una señal eléctrica, cuyo nivel es proporcional a la intensidad de luz censada. La señal del fotodetector ingresa al equipo para ser amplificada y procesada. El circuito electrónico convierte la señal eléctrica pulsante recibida desde la sonda de medición a valores de pulso y saturación de oxígeno (SaO_2).

Como opera un pulsioxímetro al momento de poder analizar y medir los signos vitales lo hace por medio de la determinación de la saturación de hemoglobina arterial con oxígeno (SpO_2), el oxímetro de pulso o pulsioxímetro usa la espectrofotometría basada en que la oxihemoglobina u hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la desoxihemoglobina o hemoglobina reducida (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja (640-660nm) y la luz infrarroja (910-940nm). La HbO_2 absorbe más la luz infrarroja y permite el paso de la luz roja; por el contrario, la Hb absorbe más la luz roja (R) y permite el paso de la luz infrarroja (IR). El ratio de la absorción de la luz R e IR mide el grado de oxigenación de la hemoglobina.

Se conocen los diferentes tipos de oxímetros que se encuentran en el mercado de dispositivos médicos, conociendo sus diferencias y funcionamientos dependiendo de las necesidades de cada persona. Existen 5 diferentes tipos de oxímetros, los cuales son: oxímetro de muñeca, pulsioxímetro de dedo, oxímetro de sobremesa, pulsioxímetro portátil o de mano y pulsioxímetro pediátrico, cabe añadir que cada uno tiene diferentes funciones y también diferentes programaciones en sus sistemas, es algo a percibir al momento de conocer cada uno.

Los componentes a usar son variados según el tipo que se diseña, en este caso se toman materiales electrónicos óptimos para su ahorro de fabricación, definiendo cada componente y su funcionalidad en el circuito a construir, entre los más importantes son el microcontrolador Arduino Uno, el sensor óptico que está compuesto de un Led rojo, un Led Infrarrojo, dos foto receptores, un amplificador operacional LM358, el display LCD de 16x2 que son los más importantes entre otros.

La manipulación de señal se lleva a cabo por medio de un circuito acondicionado, conteniendo etapas de manipulación, contando con 3 etapas principales para su manejo las cuales son:

1. Etapa de Filtro Pasa Alta Pasivo
2. Etapa de Transimpedancia
3. Etapa de Amplificación

Diseño por diagrama de bloques toma la responsabilidad de representar de manera simple y general del diseño propuesto a construir, demostrando el hardware y software del mismo abarcando los campos de sensor óptico, circuito acondicionado y finalizando con el microcontrolador Arduino Uno conectado en el display LCD para proyección de los valores calculador por medio de la programación.

Este diseño es la solución para poder tener un pulsioxímetro a bajo costo de forma funcional, ayudando a simplificar de alguna forma su construcción y que su programación sea más adaptable a las necesidades de cada individuo.

Los anexos se establecen los códigos que van dentro del software del microcontrolador, la programación establece márgenes estándares de medición de datos dentro de los márgenes de lo normal sobre la saturación de oxígeno en la sangre que se detecte y el pulso cardiaco que se detecte, incluyendo la alarma por detección de una anomalía en los valores medidos y un buzzer representando el ritmo cardiaco que se detecte. Se hace el diseño por medio de Proteus para hacer la representación gráfica del circuito eléctrico que está a cargo de hacer la manipulación de las señales captadas por el sensor óptico, también la demostración del funcionamiento de la programación interna del microcontrolador Arduino Uno que mandara los valores en un display LCD de 16x2. Finalizando los anexos se adjunta las hojas técnicas de los componentes utilizados en el prototipo a diseñar, para poder conocer los valores para su manejo correcto.

2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1 Antecedentes

2.1.1 Antecedentes Históricos

El origen histórico de la determinación transcutánea de gases se remonta a finales del siglo XIX, cuando investigadores de diferentes disciplinas (tales como la física, fisiología, mecánica de fluidos, modelos experimentales), empezaron, en 1887, a estudiar la microcirculación sanguínea. Ellos establecieron por primera vez, en laboratorios de física y química, los métodos electromecánicos actuales para la determinación de oxígeno (O₂), anhídrido carbónico (CO₂) y la concentración de ion hidrógeno en la sangre.

Diversos estudios de ingeniería industrial, elasticidad y botánica, dieron lugar a nuevos métodos de investigación y a nuevos conocimientos sobre la determinación de la presión transcutánea de oxígeno. En 1851, Joseph von Gerlach estudió la capacidad de nutrición y respiración de la piel analizando el comportamiento de los capilares dérmicos y su flujo sanguíneo.

Este trabajo es considerado el comienzo histórico de la determinación transcutánea de gases. En 1876, Karl von Vierordt mostró que existía cambios en la luz roja que penetraba en la mano de un paciente después de colocar un torniquete al mismo. Esta experiencia sería el origen del primer oxímetro, desarrollado por Ludwing Nicolai en 1930. El dispositivo incluía una lámpara de vapor de mercurio, un filtro, luz azul-verde, un tubo foto emisor, y un sistema amplificador.

Un estudiante de Nicolai, Kurt Kramer, desarrolló en 1934 el primer instrumento para la monitorización continua de saturación de oxígeno de sangre arterial mediante el contacto con vasos sanguíneos, siguiendo el método de cubeta in vitro. Un año más tarde (1935), Karl Matthes describió el primer oxímetro de oreja no invasivo para mediciones de la saturación arterial de oxígeno utilizando transiluminación y analizando la absorción de la luz. Este primer dispositivo medirá la saturación de oxígeno usando longitudes de onda obtenidas con filtros rojos y verde-azul, que serían posteriormente cambiados por filtros rojos e infrarrojos. Este fue el

primer dispositivo para la medición de la saturación de oxígeno. Sin embargo, no pudo ser aplicado ampliamente en la clínica, dado que presentaba dificultades prácticas difíciles de resolver, siendo muy complicada su calibración. Además, ofrecía en muchas ocasiones una pobre correlación con las medidas directas de la saturación arterial de oxígeno.

Tras varios años de intentos, en 1942 Glenn Millikan desarrolla un oxímetro que era capaz de comprobar los cambios de la saturación de oxígeno en la sangre. Millikan empleará por primera vez el término 'oxímetro', y desarrollará un primer aparato 'portable', que se empleó en la II Guerra Mundial como elemento en el entrenamiento de los pilotos. En 1949, Earl Wood consigue medir la saturación arterial de oxígeno en valores absolutos, añadiendo una cápsula a presión para exprimir la sangre fuera de la oreja y así obtener la puesta en cero, en un esfuerzo por obtener la saturación absoluta de oxígeno cuando la sangre era readmitida. El concepto era similar al pulsioxímetro actual, pero era difícil de implementar debido a las fotoceldas y fuentes de luz inestables que se utilizaban entonces. Este método no fue usado clínicamente. Poco después, en 1951, se consiguen las primeras mediciones de gases respiratorios transcutáneos a través de la piel en humanos de manera no invasiva. (Canales, 2016)

En los años siguientes, hasta la década de los 70, se probaron y desarrollaron múltiples métodos (electrodo cubierto de polietileno, pantalla oxigenadora, método burbuja de Riley...), que se descartaron porque daban problemas de difusión. La pulsioximetría como se conoce actualmente fue desarrollada en 1974, por Takuo Aoyagi y Michio Kishi, bioingenieros de Nihon Kohden, usando la relación de absorción de luz roja a infrarroja de componentes pulsantes en el sitio de medición. Un cirujano, Susumu Nakajima, y sus asociados probaron por primera vez el dispositivo en pacientes, procedimiento documentado en 1975. Este dispositivo fue comercializado por Biox en 1981, y por Nellcor en 1983. (Severinghaus, 1987)

Este descubrimiento revolucionó el mundo de los quirófanos, ya que antes de él la oxigenación de un paciente sólo podía ser medida por medio del estudio de los gases presentes en la sangre arterial, a través de un único punto de medición. Este proceso de medida tomaba algunos minutos de proceso en un laboratorio. Es importante tener en cuenta que, en ausencia de oxigenación, los daños cerebrales comienzan en 5 minutos, con muerte cerebral posterior en los

10 a 15 minutos siguientes. Con este avance se pudo llevar a cabo un seguimiento no invasivo de la oxigenación del paciente para así poder evitar estos problemas.

El uso del pulsioxímetro se extendió rápidamente en el hospital. Primero en el quirófano y posteriormente en las salas de recuperación y unidades de cuidados intensivos. Finalmente, en el año 2009 fue desarrollado el primer dispositivo para la pulsioximetría que utilizaba la yema del dedo con conectividad bluetooth, permitiendo así monitorizar el pulso y los niveles de saturación en los pacientes. Este dispositivo permite que las personas puedan comprobar su estado a través de registros online y supone un paso más en el despliegue de los sistemas de telemedicina para el hogar. (Canales, 2016)

2.1.2 Antecedentes de Oxímetro de Pulso y el COVID 19

A lo largo de la historia la electrónica y la biomedicina han innovado constantemente, desarrollando equipos que facilitan el monitoreo constante de nuestra salud y, por ende, la prevención de enfermedades. Con esto, han brindado tranquilidad a personas de todas las edades, especialmente adultos mayores, quienes agradecen contar con equipos confiables y duraderos.

En este artículo explicaremos para qué sirve el oxímetro, también conocido como oxímetro de pulso o pulsioxímetro, y por qué es de suma utilidad en estos tiempos de pandemia.

El oxímetro es un aparato médico que mide la saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardíaca. Gracias a esto, es posible saber más sobre la absorción de dicho gas en el organismo y determinar si el paciente padece alguna enfermedad que afecte a los pulmones.

El oxímetro se ha convertido en un objeto acaparador de atención. Como se comentó antes, debido a su practicidad y sus funciones, es el dispositivo predilecto de la pandemia.

Recientemente se han emitido comunicados que lo señalan como “un auxiliar para alertar de la mortal hipoxia silenciosa por COVID-19”, por lo que el Gobierno de la Ciudad de México lo incluye en los kits repartidos a enfermos de coronavirus que se recuperan en casa.

2.1.3 Antecedentes Actuales Globales

Muchas vidas salvadas en la pandemia del coronavirus.

Aoyagi falleció en abril de 2020, justo cuando el nuevo coronavirus empezaba a causar estragos en Japón. Había seguido investigando para el perfeccionamiento del oxímetro y formando a sus sucesores hasta un año y medio antes.

Fue una curiosa coincidencia que el oxímetro de pulso viviera un nuevo auge con la propagación de la pandemia. Cuando en todo el mundo empezaron a registrarse casos de una “neumonía silenciosa” que provocaba una insuficiencia respiratoria aguda sin síntomas previos, surgió la necesidad imperiosa de medir la concentración de oxígeno en sangre para diagnosticar a los pacientes. En Japón, la noticia de que a los pacientes con síntomas leves que se alojaban en hoteles se les suministraban termómetros y oxímetros para hacerles el seguimiento, estos dispositivos empezaron a agotarse en las tiendas de electrodomésticos y otros comercios. Si no se hubiera contado con aparatos capaces de determinar fácilmente una variable que indica el agravamiento de la enfermedad como es la concentración saturada de oxígeno en sangre, el número de víctimas hubiera crecido exponencialmente.

El Apple Watch Series 6, que salió a la venta en septiembre de 2020, lleva una aplicación que mide la concentración de oxígeno en sangre por la muñeca. El reloj proyecta una luz led verde y roja y una luz led de infrarrojos sobre las venas de la muñeca, lee la cantidad de luz reflejada con un fotodiodo y calcula el nivel de oxígeno en sangre interpretando el color de la sangre mediante un sofisticado algoritmo. Aunque no puede usarse en un contexto médico, resulta útil para comprobar las variaciones de la concentración de oxígeno en sangre durante la actividad física. El camino que abrió Aoyagi sigue ampliándose en la actualidad. (Mahito, 2020)

2.1.4 Antecedentes Actuales Nacionales

El diminuto dispositivo de menos de cinco centímetros de longitud puede aportar información valiosa sobre la salud de una persona en un cuadro de COVID-19 o cualquier enfermedad respiratoria.

El oxímetro es importante cuando el paciente de covid-19 ya tiene afectación pulmonar franca, también para detectar grados de afectación pulmonar por los bajos niveles de saturación de oxígeno.

Esto último enciende las alarmas y la necesidad de ser reevaluado por el médico tratante, explica el doctor Carlos Isaí Hernández, quien ha atendido a decenas de pacientes con COVID en el sur de Honduras durante todo el año que lleva la pandemia en el país.

Sin embargo, en la actualidad existen miles de hondureños que han optado por comprar este aparato de menos de cinco centímetros de longitud también llamado saturómetro para detectar a tiempo cualquier complicación respiratoria relacionada al mortal virus.



Figura 2.1 Oxímetro de pulso

La compra del saturómetro ha incrementado un 300% afirman proveedores de implementos médicos en Honduras.

Para el doctor Carlos Umaña, vicepresidente de los médicos del Seguro Social en San Pedro Sula, el uso de este aparato es "fundamental" en pacientes con COVID y debe ser usado cada cuatro horas para medir el nivel de oxigenación.

Aunque no lo recomiendan para su uso en casa, tampoco consideran inapropiado que quien desee haga una medición diaria de sus niveles de oxígeno. (Vásquez, 2021)

2.1.5 Antecedentes de Síntomas del COVID-19

Los síntomas más habituales de la COVID-19 son:

- Fiebre
- Tos seca
- Cansancio

Otros síntomas menos frecuentes y que pueden afectar a algunos pacientes:

- Pérdida del gusto o el olfato
- Congestión nasal
- Conjuntivitis (enrojecimiento ocular)
- Dolor de garganta
- Dolor de cabeza
- Dolores musculares o articulares
- Diferentes tipos de erupciones cutáneas
- Náuseas o vómitos
- Diarrea
- Escalofríos o vértigo

Entre los síntomas de un cuadro grave de la COVID-19 se incluyen:

- Disnea (dificultad respiratoria)
- Pérdida de apetito
- Confusión
- Dolor u opresión persistente en el pecho
- Temperatura alta (por encima de los 38° C)
- Otros síntomas menos frecuentes:
- Irritabilidad
- Merma de la conciencia (a veces asociada a convulsiones)
- Ansiedad

- Depresión
- Trastornos del sueño
- Complicaciones neurológicas más graves y raras, como accidentes cerebrovasculares, inflamación del cerebro, estado delirante y lesiones neurales.

Las personas de cualquier edad que tengan fiebre o tos y además respiren con dificultad, sientan dolor u opresión en el pecho o tengan dificultades para hablar o moverse deben solicitar atención médica inmediatamente. De ser posible, llame con antelación a su dispensador de atención de salud, al teléfono de asistencia o al centro de salud para que puedan indicarle el dispensario adecuado. (who.int, 2020)

¿Qué ocurre a las personas que contraen la COVID-19?

Entre las personas que desarrollan síntomas, la mayoría (alrededor del 80%) se recuperan de la enfermedad sin necesidad de recibir tratamiento hospitalario. Alrededor del 15% desarrollan una enfermedad grave y requieren oxígeno y el 5% llegan a un estado crítico y precisan cuidados intensivos.

Entre las complicaciones que pueden llevar a la muerte se encuentran la insuficiencia respiratoria, el síndrome de dificultad respiratoria aguda, la septicemia y el choque septicémico, la tromboembolia y/o la insuficiencia multiorgánica, incluidas las lesiones cardíacas, hepáticas y renales.

Rara vez, los niños pueden manifestar un síndrome inflamatorio grave unas semanas después de la infección. (who.int, 2020)

2.2 Definición Del Problema

El impacto de la pandemia por el virus del Coronavirus 19, se vive un momento difícil que ha afectado a muchas personas económicamente, influyendo en precios, en ingresos económicos, entre otras cosas, encontrando un problema de escases e inflación de instrumentos médicos.

Los instrumentos médicos, ya que son exportados han sido difíciles de conseguir, teniendo escases en el país por las altas demandas, como en este caso, son los pulsioxímetros, aparatos capaces de medir signos vitales como saturación de oxígeno y pulso cardiaco, siendo un instrumento importante para su uso por los efectos que causa el COVID 19 en nuestro organismo, es vital la obtención de estos como forma de prevención o de monitoreo propio de signos vitales durante la pandemia.

La pandemia ha tenido un efecto directo en varias áreas, afectando envíos aéreos o marítimos, afectando el personal en atenciones en las aduanas, cuales todo esto involucra la pausa de organismos importantes que son los encargados de manejar el producto que se necesita, teniendo la demanda de estos dispositivos de forma creciente, creando tiempos de escases en el país y en los centros de venta de dispositivos médicos, por razones como estas, se presenta la solución de poder promover la fabricación de manera local, ya teniendo información de cómo hacer uno de manera más accesible, promoviendo en si su fabricación y poder tener mejores precios para que el área de salud no sea afectada económicamente.

2.3 Preguntas De Investigación

1. ¿Cuál es el mejor microcontrolador a usar para un diseño optimo a bajo costo?
2. ¿Cuáles son las partes que está compuesto un pulsioxímetro?
3. ¿Qué porcentaje de ahorro que se tendrá de fabricación de un pulsioxímetro con el diseño a fabricar?
4. ¿Cuánto aumento el precio del pulsioxímetro a comparación de su precio inicial durante la pandemia?
5. ¿Cuáles fueron las razones o causas que afectaron la obtención y los precios de los pulsioxímetros durante la pandemia?

2.4 Hipótesis De Investigación

- H₁: Por las ventajas de fácil programación y adaptabilidad del microcontrolador Arduino Uno, será el microcontrolador por usar para el procesamiento de las mediciones de la saturación de oxígeno en la sangre y pulso cardiaco.
- H₂: El circuito más optimo consistirá de un microcontrolador Arduino UNO (o NANO también), un circuito acondicionado, sensor óptico y un sistema de seguridad.
- H₃: El diseño final de fabricación de un pulsioxímetro u oxímetros de pulso bajará un estimado de 15% gracias a mejores precios en el extranjero por la compra al por mayor.
- H₄: Los precios de los pulsioxímetros u oxímetros de pulso han un aumentado un 30% por causa de la pandemia.
- H₅: Los rebotes produjeron altos tiempos de escases de dispositivos médicos como los pulsioxímetros por consecuencia de su alta demanda en esos momentos.

2.4.1 Operacionalización De Las Variables

Tabla 2.1 *Operacionalización de Variables*

Variable	Definición Conceptual	Dimensiones	Definición Operacional
Precio	El precio es la cantidad necesaria para adquirir un bien, un servicio u otro objetivo. Suele ser una cantidad monetaria. (Sevilla, 2016)	Valores de venta y reventa de productos electrónicos médicos.	Precio comparativo actual en el mercado de los dispositivos médicos, específicamente los oxímetros.
Pandemia	Se llama pandemia a la propagación mundial de una nueva enfermedad. (who, 2010)	Meses desde Marzo del 2020 hasta la actualidad.	Situación actual que se vive a nivel mundial, situación que ha afectado mucho a la economía del país.
Programación de Arduino Uno	En el ámbito de la informática, la programación refiere a la acción de crear programas o aplicaciones a través del desarrollo de un código fuente, que se basa en el conjunto de instrucciones que sigue el ordenador para ejecutar un programa. (Raffino, 2020)	Plataforma de Arduino oficial. Códigos de referencia en instrumentación medica	Lenguaje de programación que se usa en el Arduino, lenguaje comprendido para dar las instrucciones de mediciones para controlar el circuito eléctrico y sus valores.

Adaptabilidad de los Arduino Uno	La habilidad de permanecer plenamente funcional mediante la adaptación a las circunstancias cambiantes (entorno, procedimientos, personas). (Method, 2020)	Funciones posibles con el microprocesador.	Gran adaptabilidad de funciones que tienen los microcontroladores Arduino Uno, para poder ser reprogramado las veces que se desea.
Saturación de oxígeno	La saturación del oxígeno es una dimensión de la cantidad de hemoglobina que esté limitada al oxígeno molecular apunte en un momento dado. Es un parámetro importante para los pacientes de manejo en un montaje clínico. (Dutta, 2018)	Rangos de saturación de oxígeno en la sangre normales establecidos por normativas internacionales de salud.	Valor vital medible actual de una persona sobre su porcentaje de oxigenación en la sangre y saber si ha sido afectado por el virus COVID u otra enfermedad.
Pulso Cardíaco	El pulso arterial es la percusión (el latido) que se genera cuando la sangre que bombea el corazón circula por las arterias y produce su expansión. (definicion, 2018)	Rangos de ritmo cardíaco normales establecidos por normativas de Cardiólogos.	Valor vital medible que representa de alguna forma la salud de una persona estando en una forma de descanso para poder ser calculado o medido correctamente.

Presupuesto de fabricación	En economía, un presupuesto se refiere a la cantidad de dinero que se necesita para hacer frente a cierto número de gastos necesarios para acometer un proyecto. (Galán, 2016)	Valores comerciales de componentes electrónicos, locales e internacionales.	Valor total que se tendrá en la suma de los valores de los componentes que tendrá el dispositivo una vez investigando los mejores precios.
Simulación de funcionamiento	La simulación computacional de sistemas, o apenas simulación, consiste en la utilización de ciertas técnicas matemáticas, empleadas en computadores, las cuales permiten imitar el funcionamiento de prácticamente cualquier tipo de operación o proceso del mundo real, es decir, es el estudio del comportamiento de sistemas reales a través del ejercicio de modelos. (paragon, 2016)	Plataforma de Proteus como herramienta de representación.	Demostración programada y representativa del funcionamiento del dispositivo una vez considerando todas las variables a medir.
Filtrado de señal	Todo proceso de medida de una señal viene acompañado de variaciones aleatorias de	Visualización de señales antes y después del filtrado de la misma.	Proceso que se usara un condensador por el que pasara la pulso cardiaco

	<p>mayor o menor intensidad a las que se les da el nombre genérico de ruido. El procedimiento para reducir o eliminar el ruido de una señal se conoce comúnmente como filtrado. (dialnet, 2015)</p>		<p>para tener una señal limpia de ruido.</p>
Amplificación de señales	<p>En palabras simples la amplificación es el proceso mediante el cual una señal aumenta su potencia. Para esto existen los denominados amplificadores electrónicos, los cuales se encargan de incrementar la intensidad de la corriente, la tensión o potencia de la señal en su entrada, obteniendo una señal aumentada a la salida. (isetchile, 2014)</p>	<p>Aumento de señal para mejor lectura y proceso.</p>	<p>Proceso que se usan los amplificadores operacionales para amplificar la señal del pulso cardiaco al ser poco, y poder medirlo.</p>

(Autoría Propia, 2021)

2.5 Justificación

La pandemia nos ha traído varios problemas, teniendo que prepararnos económicamente como mentalmente en la situación que estamos pasando. El COVID 19 como un virus mortal que ataca los pulmones y otros sistemas de nuestro organismo, requiere equipos especiales para poder medir signos vitales importantes para hacer análisis de nuestra salud.

Por consecuencia de la pandemia del COVID-19, el sector de salud ha sido el más afectado, haciendo que los valores y las demandas de los productos médicos suban exponencialmente, teniendo problemas con nuevos precios de reventa o comprar al por mayor de vendedores locales. Los precios de los instrumentos y dispositivos médicos han tenido una inflación muy alta al inicio de la pandemia, haciendo que la gente busque alternativas de productos. Los pulsioxímetros han sido los más afectados ya que han demostrado incrementos en los precios y en demandas en el país, tanta demanda que se acabaron por un tiempo, pero la demanda siguió creciendo, ya que es un producto necesario para el manejo de los signos vitales de alguien con problemas de oxígeno en la sangre y que puede ser afectado por el virus Covid-19.

La situación ha hecho que busquemos alternativas para poder hacer y crear productos económicos, haciendo que la compra de los componentes sea más viable y más accesible al público, y se orienta a tomar la decisión de hacer un pulsioxímetro de forma económica y casera de alguna manera, pero también dando una pauta para poder promover su fabricación localmente para que tenga mejores precios que importando producto extranjero que no es muy accesible para mucha gente y en especial doctores que necesitan estos instrumentos.

Al tener una pauta o forma de poder crear un instrumento médico a bajo costo, puede ayudar a largo plazo a las áreas de salud, como es en este caso, se busca la optimización de un sistema médico que es necesario en los tiempos de pandemia, que sea accesible ya que los precios se han elevado. Teniendo información sobre este componente importante para saber datos de nuestra salud, podría potenciar su fabricación local así como que sea accesible al público, como se sabe que se ha tenido una época de escases de estos instrumentos los cuales llevan a problemas más grandes afectando al público afectado por el virus o por alguna enfermedad sanguínea.

3 OBJETIVOS

3.1 General

Diseñar un pulsioxímetro de manera más económica utilizando un Arduino Uno que ayude a disminuir su costo un 15% para ayudar el sector de salud de la universidad de UNITEC/CEUTEC con respecto a la inflación de precios de los mismos durante la pandemia del COVID-19.

3.2 Especifico

- Determinar el mejor microcontrolador para su implementación en el diseño de un pulsioxímetro y hacer los cálculos de los signos vitales.
- Determinar el circuito y diseño de un pulsioxímetro para su fabricación.
- Considerar un diseño a fabricar que sea óptimo con componentes que ayuden a disminuir su precio de fabricación.
- Comparar la inflación de precios que los pulsioxímetros han tenido en la pandemia.
- Identificar las causas y razones por las que la inflación de los precios de los pulsioxímetros paso y los tiempos de escases de estos mismos en el país.

4 MARCO TEÓRICO

4.1 Estructura de la Sangre

Como sustancia principal de estudio para el cálculo de los signos vitales, es importante conocer los valores que lo componen, estos componentes son divididos en 4 primordiales que son utilizados para los cálculos dentro de un pulsioxímetro y la obtención de los valores de los signos vitales.

4.1.1 La sangre

La sangre es un tejido líquido que recorre el organismo, a través de los vasos sanguíneos que transporta las células necesarias para llevar a cabo las funciones vitales (respirar, formar sustancias, defenderse de agresiones). La cantidad de sangre de una persona está en relación con su edad, peso, sexo y altura. Una persona adulta tiene entre 4,5 y 6 litros de sangre, es decir, un 7% de su peso corporal.

La sangre transporta los principios nutritivos desde el aparato digestivo hasta las células, donde se recogen también las sustancias de desecho para eliminarlas gracias a los riñones, el hígado y otros órganos de excreción. También es la encargada de regular el transporte de oxígeno y la eliminación del anhídrido carbónico. Tiene un papel importante en funciones como la coagulación, la inmunidad y el control de la temperatura corporal. (donasang, 2020)

4.1.2 Los glóbulos rojos

Tipo de glóbulo sanguíneo (célula de la sangre) que se produce en la médula ósea y se encuentra en la sangre. Los glóbulos rojos contienen una proteína llamada hemoglobina, que transporta oxígeno desde los pulmones a todas las partes del cuerpo. El número de glóbulos rojos en la sangre es uno de los componentes de una prueba llamada recuento sanguíneo completo (RSC), que se usa para determinar la presencia de afecciones como la anemia, la deshidratación, la desnutrición y la leucemia. También se llama corpúsculo rojo, eritrocito y GR. (Cancer, 2019)

4.1.3 La hemoglobina

El análisis de hemoglobina mide los niveles de hemoglobina en la sangre. La hemoglobina es una proteína de los glóbulos rojos que lleva oxígeno de los pulmones al resto del cuerpo. Los niveles anormales de hemoglobina podrían ser signo de un trastorno de la sangre.

Otros nombres: Hb, Hgb.

(fmasfarmacias, 2020)

4.1.4 Saturación del oxígeno

La saturación del oxígeno mide el porcentaje de la oxihemoglobina (hemoglobina del oxígeno-salto) en la sangre, y se representa como la saturación arterial del oxígeno (sao₂) y saturación venosa del oxígeno (SvO₂). La saturación del oxígeno es un parámetro vital para definir el contenido en oxígeno de la sangre y el lanzamiento del oxígeno.

Cada molécula de la hemoglobina contiene cuatro grupos del heme que puedan atar fácilmente el oxígeno molecular presente en la sangre. Esto significa que una molécula de la hemoglobina puede atar a cuatro moléculas del oxígeno durante transporte en la sangre. (fmasfarmacias, 2020)

4.2 Leyes Científicas

La técnica de medición de un oxímetro de pulso se basa en principios espectrofotométricos tales como las leyes de Lambert y Beer.

4.2.1 Ley de Lambert

Al atravesar la luz monocromática una solución, la intensidad de la luz transmitida disminuye con el aumento del espesor de la solución. Esta relación es logarítmica y se puede expresar mediante la siguiente ecuación (1):

$$I_t = I_i \times 10^{-k \times d} \quad (1)$$

Donde:

- I_t : Intensidad transmitida.
- I_i : Intensidad incidente.
- k : Coeficiente dependiente de la solución
- d : Espesor.

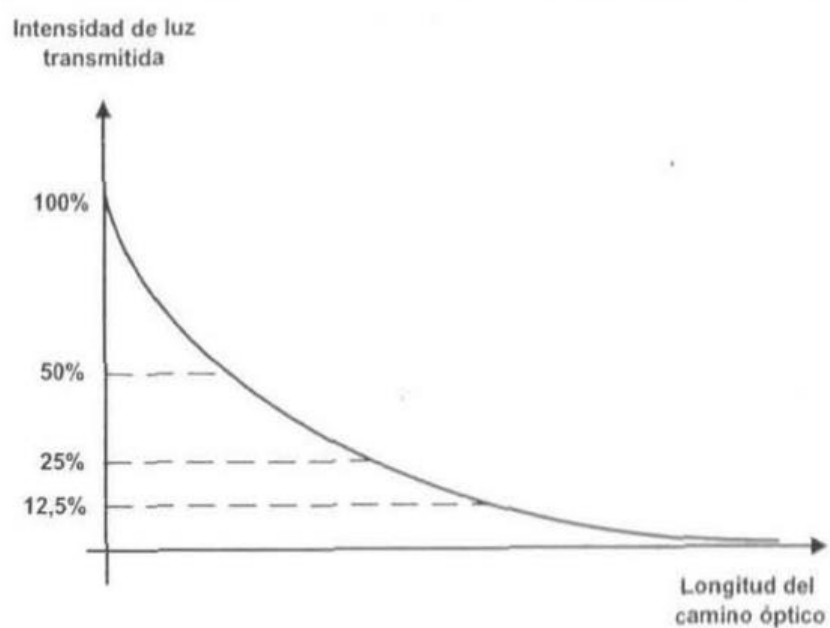


Figura 4.1 Representación gráfica de la ley de Lambert.

4.2.2 Ley de Beer

A diferencia de la anterior, la ley de Beer relaciona la disminución de la intensidad de luz transmitida a través de una solución. como consecuencias de la concentración de dicha solución. Esta ley (2) puede expresarse matemáticamente de la siguiente forma:

$$I_t = I_i \times 10^{-k_2 \times c} \quad (2)$$

Donde:

- I_t : Intensidad transmitida.
- I_i : Intensidad incidente.
- k_2 : Coeficiente dependiente de la solución
- c : Concentración.

4.2.3 Ley de Lambert-Beer

Se obtiene al relacionar los efectos del espesor o longitud del camino óptico (ley de Lambert) y la concentración de la solución (Ley de Beer)(3).

$$I_t = I_i \times 10^{-a \times c} \quad (3)$$

Donde:

a : Coeficiente de extinción molecular que es función del tipo de solución (soluto) y la longitud de onda (λ) aplicada.

c : Concentración.

d: Espesor.

Si reemplazamos el producto de los coeficientes $a \times d \times c$ por el parámetro A, entonces (4):

$$I_t = I_i \times 10^{-A} \quad (4)$$

Definimos al parámetro A como absorbancia.

El valor numérico de la absorbancia dependerá del tipo de soluto y la longitud de onda (color) de la luz aplicada. Esto resulta como consecuencia de contener internamente al coeficiente de extinción molecular a .

Se define a la relación I_t/I_i en (5) y (6) como transmitancia T:

$$\frac{I_t}{I_i} = 10^{-A} \quad (5)$$

$$T = 10^{-A} \quad (6)$$

El parámetro T indica qué porción del total de señal que incide sobre la solución (intensidad I_i) atraviesa la misma (intensidad transmitida I_t). La señal transmitida tendrá un valor menor o igual a la señal emitida que incide sobre la solución, debido a la absorción del objeto de análisis. Por lo tanto, el parámetro T tendrá un valor entre 0 y 1.

El parámetro A se puede escribir de la siguiente forma:

$$A = -\log T = \log \frac{1}{T} \quad (7)$$

Si multiplicamos el coeficiente de transmitancia por 100, obtendremos un valor de transmitancia porcentual $T\%$:

$$T_{\%} = T \times 100 \quad (8)$$

A partir de la ecuación anterior, podemos expresar el parámetro absorbancia como:

$$A = -\log T = -\left[\log\left(\frac{T_{\%}}{100}\right)\right] \quad (9)$$

Si la solución no absorbe luz, la transmitancia porcentual $T\%$ será igual a 100. En este caso, la absorbancia será igual a 0:

$$A = 2 - \log 100 = 0 \quad (10)$$

Si la luz es totalmente absorbida, la transmitancia porcentual $T\%$ será igual a 0. Por lo tanto, la absorbancia será infinita.

$$A = 2 - \log 0 = \infty \quad (11)$$

(Daneri, 2007)

4.3 Márgenes de Ritmo Cardíaco y Saturación de Oxígeno

HOMBRES: VALORES DE REFERENCIA PULSACIONES EN REPOSO POR MINUTO				
EDAD (AÑOS)	INADECUADO (PPM)	NORMAL (PPM)	BUENO (PPM)	EXCELENTE (PPM)
20 - 29	86 o más	70 - 84	62 - 68	60 o menos
30 - 39	86 o más	72 - 84	64 - 70	62 o menos
40 - 49	90 o más	74 - 88	66 - 72	64 o menos
50 o más	90 o más	76 - 88	68 - 74	66 o menos

MUJERES: VALORES DE REFERENCIA PULSACIONES EN REPOSO POR MINUTO				
EDAD (AÑOS)	INADECUADO (PPM)	NORMAL (PPM)	BUENO (PPM)	EXCELENTE (PPM)
20 - 29	96 o más	78 - 94	72 - 76	70 o menos
30 - 39	98 o más	80 - 96	72 - 78	70 o menos
40 - 49	100 o más	80 - 98	74 - 78	72 o menos
50 o más	104 o más	84 - 102	76 - 82	74 o menos

Figura 4.2 Márgenes de pulsaciones normales en reposo por minuto según género y edad.

(elcomercio, 2021)

Estado de saturación de Oxígeno según la altura sobre el nivel del mar						
m.s.n.m.	0	1000	3000	3400	3600	3900
Normal	93 -100	92-99	88-96	87 - 95	84 - 93	83 - 92
Hipoxia Leve	88 - 92	88 - 91	84 - 87	83 - 86	80 - 83	79 - 82
Hipoxia Moderada	85 - 88	84 - 87	80 - 83	79 - 82	76 - 79	75 - 78
Hipoxia Severa	< 85	< 83	<79	<78	< 75	<74

Figura 4.3 Estados de Saturación de Oxígeno Normales

(abb, 2020)

4.4 Funcionamiento

Un oxímetro de pulso indica la saturación de oxígeno arterial y el pulso del paciente, midiendo la absorción de luz a dos longitudes de onda determinadas. La sonda de medición aplicada al paciente emite pulsos de luz que pasan a través del tejido. Estos pulsos son captados mediante un fotodetector ubicado en el extremo opuesto del tejido. El tejido absorbe una cierta cantidad de luz. El fotodetector convierte la señal lumínica recibida en una señal eléctrica, cuyo nivel es proporcional a la intensidad de luz censada. La señal del fotodetector ingresa al equipo para ser amplificada y procesada. El circuito electrónico convierte la señal eléctrica pulsante recibida desde la sonda de medición a valores de pulso y saturación de oxígeno (SaO_2). (Daneri, 2007)

4.4.1 ¿Como opera un pulsioxímetro?

Para la determinación de la saturación de hemoglobina arterial con oxígeno (SpO_2), el oxímetro de pulso o pulsioxímetro usa la espectrofotometría basada en que la oxihemoglobina u hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la desoxihemoglobina o hemoglobina reducida (Hb) absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja (640-660nm) y la luz infrarroja (910-940nm). La HbO_2 absorbe más la luz infrarroja y permite el paso de la luz roja; por el contrario, la Hb absorbe más la luz roja (R) y permite el paso de la luz infrarroja (IR). El ratio de la absorción de la luz R e IR mide el grado de oxigenación de la hemoglobina.

Los oxímetros de pulso tienen dos sensores o sondas con diodos emisores de luz (DEL), uno para luz IR y otro para la R, además, de un fotodiodo detector. Para medir el oxígeno los DEL y el fotodiodo detector deben ponerse en puntos opuestos dejando en medio el tejido translucido (pulpejo del dedo, pabellón auricular, etc.). El mecanismo que permite la lectura de la oxigenación es que en cada pulsación de la sangre arterial se transmiten valores lumínicos, detectando al mismo tiempo la frecuencia cardiaca. Asumiendo que solo la sangre arterial pulsa a esto se denomina componente arterial pulsátil (CA). La cantidad de luz absorbida cambia de acuerdo con la cantidad de sangre en el lecho tisular y la presencia de HbO_2/Hb . Por otro lado existe un componente estático (CE) que está formado por los tejidos, huesos, piel y la sangre

venosa. La siguiente fórmula (14) muestra como del cociente de la luz R e IR se obtiene la SpO2:

$$I_t = \frac{\left(\frac{CA \text{ luz } R}{CE \text{ luz } R}\right)}{\left(\frac{CA \text{ luz } IR}{CE \text{ luz } IR}\right)} = SPO2\% \quad (12)$$

El resultado de la anterior fórmula es llevado a algoritmos calibrados que están almacenados en el microprocesador del aparato. Los algoritmos derivan de mediciones en voluntarios sanos sometidos a diferentes concentraciones mezcladas y decrecientes de oxígeno que generalmente son únicas para cada fabricante. Los actuales oxímetros además de la SpO2 y la frecuencia cardíaca muestran una onda pletismográfica de la absorción de luz. La SpO2 mostrada en la pantalla representa la media de la medición de los últimos 3 a 6 segundos, los datos se actualizan cada 0.5 a 1 segundo.

La precisión y exactitud dependen de las diferentes marcas y estudios realizados que van de desde más o menos 10% a menos de 2%, pero en sujetos con saturaciones de oxígeno por encima de 70%; por esto se ha visto que el funcionamiento de los oxímetros disminuyen su precisión grandemente cuando las SpO2 están por debajo de 70% (esto se debe a que se tiene un número limitado de sujetos para calibrar a bajos niveles de saturación), lo cual llevaría a serias dudas de su interpretación en pacientes muy hipoxémicos sobre todo en grandes alturas; como menciona un autor, el oxímetro puede fallar "cuando más se lo necesita". La Food and Drug Administration (FDA) considera que las mediciones de cada nuevo oxímetro y sensor deben ser comparados con muestras medidas en sangre arterial con un co-oxímetro en un rango de 70 a 100%. (Salas, 2012)

4.4.2 Calibración y Configuración de un Pulsioxímetro

El oxímetro hace uso de la ley de Lambert y de Beer debido a que la absorción depende de la concentración y longitud del camino que proyecta la luz, aspectos fundamentales para calcular el valor de la saturación de oxígeno en sangre. La ley de Lambert y Beer se presenta solo bajo situaciones controladas, algo difícil de lograr en oxímetros de pulso debido a la variación de luz

que se puede presentar en el ambiente donde se encuentra el individuo portador del oxímetro y más por poca homogeneidad en el color rojo de la sangre pues en ella se presentan otros componentes como glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas entre otros que varían la uniformidad del color. Esto hace que se presenten obstáculos en la absorción de la luz, por lo que es necesario ajustar los parámetros de las leyes de Lambert y de Beer. Para minimizar los errores que se presentan debido a la variación de la absorción de la luz y poder el calcular de mejor forma la saturación de oxígeno se hace uso de una curva de calibración la cual viene estandarizada por el sensor en su hoja de datos. No obstante, para lograr esta curva se usan voluntarios previamente con el objetivo de calibrar la saturación del oxígeno con mediciones invasivas que requieren extracción de sangre. La calibración de un sensor permite relacionar la variable medida con la salida del dispositivo para asegurar exactitud entre las mediciones. Para esto se usa una curva de calibración, la cual ya se encuentra estandarizada para corregir errores de medición. (Daneri, 2007)

4.4.3 ¿Cómo se afecta la exactitud de las mediciones en los oxímetros de pulso?

La validez (medir lo que quiere medir) y confiabilidad de las mediciones (reproducibilidad de la medición) de los oxímetros de pulso convencionales, puede verse afectada por diversas circunstancias:

- El movimiento, esta es la más común, sobre todo en niños muy pequeños o recién nacidos. La premisa clave de la oximetría de pulso convencional era que el único componente pulsátil en movimiento era la sangre arterial. Esta premisa es errónea, especialmente cuando hay movimiento. Durante el movimiento o "ruido", la longitud de la óptica se modifica y supera la señal real; por lo tanto, el movimiento constituye una limitación física para la oximetría de pulso. Esto se debe que el movimiento de la sangre venosa, que el oxímetro de pulso detecta como si fuera sangre arterial pulsátil; durante el movimiento, existe una especie de "chapoteo o movimiento de vaivén" de la sangre venosa a baja presión. En estas situaciones, el CA es variable debido principalmente al movimiento de la sangre venosa.

Dado que la oximetría de pulso convencional mide los componentes pulsátiles arteriales y los no arteriales, el movimiento de la sangre venosa "confunde" al monitor, que ofrecerá niveles de saturación falsamente bajos. Los sensores con adhesivos son una potencial solución a este problema.

- Baja perfusión: la perfusión del lecho vascular entre el diodo emisor de luz (DEL) y el sensor de la sonda del monitor determina la magnitud de la señal disponible para el oxímetro de pulso. Al disminuir la perfusión, también lo hace la magnitud de la señal, como la pulsación arterial es necesaria para la medición, los estados de baja perfusión como el choque, gasto cardiaco bajo y la hipotermia puede alterar las lecturas. Cuando la perfusión desciende hasta niveles demasiado bajos, la magnitud de la señal se aproxima al nivel de ruido básico del sistema en la electrónica del SpO₂, lo que permite que el ruido supere a la señal fisiológica. Esta situación puede darse en los niños que recibieron un gran volumen de transfusiones y tienen elevada la presión venosa. La dopamina puede ocasionar lo mismo por vasoconstricción que se asocia a pulsación venosa inversa. Estas situaciones que producen

alteraciones de la lectura de SpO₂, serían salvadas actualmente por los oxímetros de última generación.

- Pigmentación de la piel y pintura de uñas: la piel oscura potencialmente tendría errores con lecturas de SpO₂ menores de 80% y el esmalte de uñas, absorbe la luz a 660 nm o 940 nm pueden interferir con la capacidad del oxímetro de pulso para interpretar la SaO₂.
- Interferencia electromagnética: la energía electromagnética externa como la proveniente de tomógrafos, electrocauterios, celulares u otros pueden ocasionar interferencia de la correcta lectura del oxímetro y además producir un sobrecalentamiento del sensor, lo cual lleva a lecturas bajas de SpO₂ y falsas alarmas.
- Interferencia de la luz ambiental, la luz intensa blanca (fototerapia, luces de quirófanos, etc.) o roja pueden interferir con la lectura de los oxímetros porque alteran la función de los fotodetectores. Esta dificultad puede evitarse cubriendo el sensor con un material no transparente.
- Variantes de Hemoglobinas, existen 2 situaciones en las que se puede afectar la lectura de los oxímetros:

Carboxihemoglobina (Cobb), la mayor presencia de esta molécula en la sangre sobreestima los valores de oxigenación arterial porque la Cobb absorbe la luz roja en un grado similar al de la HbO₂ (oxi-hemoglobina), por lo cual incrementaría 1% de la SO₂ por cada 1% de Cobb circulante. Esto tendría sobre todo implicancia en las intoxicaciones por CO (frecuentes en pediatría por el sahumerio aplicado a los niños en nuestro medio) donde los valores de saturación deben corroborarse por un co-oxímetro (aparato para determinar Cobb y Metahemoglobina) o determinación de gases en sangre arterial. Este problema también puede presentarse en pacientes fumadores.

Metahemoglobina, su presencia es normalmente menor al 1% y no da problemas, pero en intoxicaciones por sulfonamidas, uso de anestésicos, óxido nítrico y hemoderivados artificiales

puede elevarse causando alteración de la lectura porque la metahemoglobina absorbe la luz en forma similar a la HbO₂, lo cual no puede ser discriminado por el microprocesador del oxímetro. Ante la sospecha de esta alteración también debe usarse un co-oxímetro.

La policitemia, la Hb fetal, la anemia con Hb > a 5g/dl con función cardiovascular preservada no parecen interferir la lectura de los oxímetros. En niños con enfermedad de células falciformes las lecturas pueden ser poco confiables.

Las múltiples causas de errores en la lectura de las SPO₂ hacen que casi el 86% de las alarmas sean falsas cuando un oxímetro es regulado a umbrales normales de saturación, por lo cual se postula que el monitoreo continuo con oxímetro de pulso no tiene valor en pacientes relativamente estables. (Salas, 2012)

4.5 Tipos de Oxímetros

Entre muchos tipos de oxímetros, nos enfocaremos en los más importantes y también a los que se encuentran actualmente en el país, cada tipo tiene su funcionalidad y especialidad las cuales se representan a continuación:

4.5.1 Oxímetro de muñeca



Figura 4.4 Pulsioxímetro de Muñeca

El pulsioxímetro de muñeca es un oxímetro de pulso que se coloca en la muñeca, similar a un reloj de pulsera y el sensor se coloca en el dedo, conectando las dos partes mediante un alambre para la vigilancia continua del paciente. Se utilizan normalmente en los centros de sueño en los pacientes que sufren de apnea del sueño.

4.5.2 Pulsioxímetro de dedo



Figura 4.5 Pulsioxímetro de dedo

Es el tipo de pulsioxímetro que se usa en institutos médicos, hospitales y muchas personas los utilizan en sus domicilios y a nivel personal. Se coloca en el dedo y tiene un pequeño ordenador con pantalla. El pulsioxímetro de dedo es portátil, y se puede guardar en el bolsillo o en el bolso. Es fácil de utilizar, ya que simplemente se desliza en el dedo índice y así, mide y muestra las lecturas en la pantalla del nivel de oxígeno en la sangre. Entre todos los oxímetros de pulso, este es el más fácil de usar ya que incluso si la persona que va a utilizar no sabe nada acerca de cómo obtener las lecturas del oxímetro, será capaz de hacerlo correctamente debido a su sencillez, eficiencia y practicidad. En casos de emergencia puede incluso ser utilizado en el dedo del pie.

4.5.3 Oxímetro de Sobremesa



Figura 4.6 Pulsioxímetro de sobremesa ACCURO II

Estos pulsioxímetros de sobremesa son grandes y comparados con todos los otros son de los más caros. La pantalla viene con una sonda para dedo, la cual se conecta y mantiene constante el monitoreo.

Este tipo de pulsioxímetro tiene un bipeo (sonido) continuo y cuando éste sube o se baja sobre cierto nivel del umbral el bipeo se vuelve más rápido. Por lo tanto, este tipo de oxímetro es muy útil para pacientes en hospitales o salas de emergencia. Además, también cuenta con otras herramientas de seguimiento como la presión arterial.

4.5.4 Pulsioxímetro portátil o de mano



Figura 4.7 Pulsioxímetro portátil de altas prestaciones Choicemed

Es el oxímetro de pulso más comúnmente utilizado ya que es portátil y la mayoría de los pacientes hacen uso de él (junto al oxímetro de dedo) para controlar en casa su nivel de oxígeno de la sangre. Tiene un clip que tiene que ser puesto en el dedo o el lóbulo de la oreja. La pantalla está en el clip que muestra la lectura. La luz infrarroja pasa a través de las venas y si hay un coágulo de sangre o la mano está fría pueden no dar la lectura correcta. Los pulsioxímetros portátiles son útiles para los pilotos, escaladores y atletas de montaña cuyos niveles de oxígeno pueden disminuir a grandes altitudes o con ejercicio en los que es importante verificar los niveles de oxígeno en la sangre.

4.5.5 Pulsioxímetro pediátrico



Figura 4.8 Pulsioxímetro de dedo Pediátrico

Este dispositivo es en realidad un tipo de oxímetro de dedo y está diseñado para adaptarse a dedos muy pequeños. Cuenta con una abertura más pequeña para que los sensores se ajusten fácilmente a los dedos de los niños. Algunos dispositivos también tienen sensor alrededor del dedo del pie o la palma del paciente minimizando los problemas que pueden ser causados por el movimiento del paciente y es posible enganchar el paciente mucho mejor. Con el sensor apropiado también pueden tomar lecturas de la frente y del oído, aunque no se recomienda que pesen menos de 22 kilos. (Guerra, 2017)

4.6 Componentes

4.6.1 Microcontrolador

Se hace la elección de escoger el microcontrolador Arduino Uno, como principal y único microcontrolador gracias por su versatilidad de adaptación en circuitos electrónicos, lo cual hace simple y flexible poder entender el lenguaje de programación que se desarrollará. Estará cargo de analizar las señales entrantes del circuito, calcular los valores de los signos vitales y mandar estos valores hacia el display a escoger para mostrar los valores medidos.

El Arduino es una placa basada en un microcontrolador ATMEL. Los microcontroladores son circuitos integrados en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales las escribes con el lenguaje de programación que puedes utilizar en el entorno Arduino IDE. Estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa.

El microcontrolador de Arduino posee lo que se llama una interfaz de entrada, que es una conexión en la que podemos conectar en la placa diferentes tipos de periféricos. La información de estos periféricos que conectes se trasladará al microcontrolador, el cual se encargará de procesar los datos que le lleguen a través de ellos.

El tipo de periféricos que puedas utilizar para enviar datos al microcontrolador depende en gran medida de qué uso le estés pensando dar. Pueden ser cámaras para obtener imágenes, teclados para introducir datos, o diferentes tipos de sensores. (Fernandez, 2020)

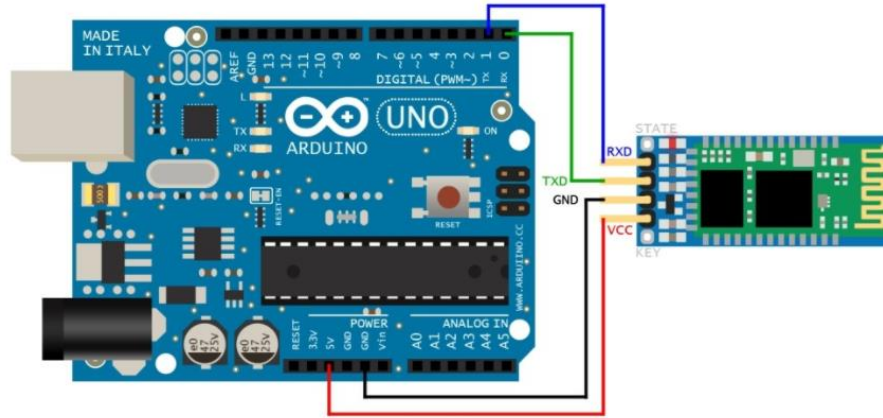


Figura 4.9 Placa de Arduino UNO

Otro microcontrolador a poder usar es el microcontrolador Arduino NANO, siendo un microcontrolador de un tamaño muy reducido, de igual gama que un Arduino UNO ayuda mucho a disminuir su tamaño.

Descripción:

Arduino es la plataforma de desarrollo de proyectos en electrónica y robótica más utilizada a nivel mundial, esto debido a su facilidad de aprendizaje y uso, abundante documentación y múltiples aplicaciones. Arduino Uno R3 es una tarjeta de desarrollo que utiliza el microcontrolador ATmega328P (Atmel), es la versión más recomendada para iniciarse en esta plataforma.

Arduino Uno original posee 14 entradas/salidas digitales (6 pueden usarse como PWM), 6 entradas analógicas, un resonador cerámico de 16 MHz, conexión USB, conector de alimentación, conector ICSP y un botón de Reset. La tarjeta contiene todo lo necesario para el funcionamiento del microcontrolador; basta conectarlo al puerto USB o alimentarlo con una fuente de voltaje continuo o una batería para empezar a usarlo.

Especificaciones:

- Microcontrolador: ATmega328P
- Chip USB: ATmega16U2

- Voltaje de Operación: 5V
- Voltaje de alimentación: 6-20V (7-12V recomendado)
- Pines digitales I/O: 14 (6 salidas PWM)
- Entradas analógicas: 6
- Corriente máxima entrada/salida: 40mA
- Memoria flash: 32K
- Memoria SRAM: 2K
- Memoria EEPROM: 1K
- Velocidad de reloj: 16Mhz

(CDTecnologia, CDTecnologia, 2021)

4.6.2 Sensor Óptico

Se toma la decisión de hacer de forma manual y casera el sensor que estará a cargo de la lectura de los signos vitales. Estará compuesto de 2 LEDS, uno rojo (660nm) y uno infrarrojo(920nm), con misión de la emisión de luz, cada LED estará en conjunto con un fotorreceptor que será encargado de hacer la detección de luz absorbida una vez pase por las venas y arterias.

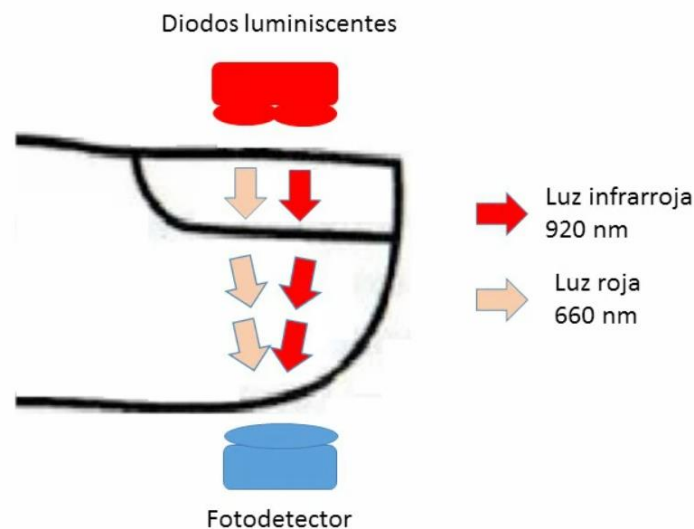


Figura 4.10 Sensor conformado por 2 LED y un Fotodetector

Componentes del Sensor Óptico

Fotorreceptor:

Características:

Fotodiodo de silicio especialmente adecuado para aplicaciones de 350 nm a 1100 nm. Alojado en un paquete de metal de alta fotosensibilidad y herméticamente sellado con lente de vidrio plano, sensor óptico rápido y ancho de banda de alta modulación.

Especificaciones:

- Espectros Detectados: Infrarrojo, Luz Visible, Ultravioleta
- Longitud de Onda de la Sensibilidad de Pico: 850nm
- Tipo de Paquete: TO-18
- Tipo de Montaje: Montaje en orificio pasante
- Número de Pines: 2
- Material del Diodo: Si
- Mínima Longitud de Onda Detectada: 350nm
- Máxima Longitud de Onda Detectada: 1100nm
- Longitud: 5.6mm
- Anchura: 5.6mm
- Altura: 5.5mm
- Fotosensibilidad de Pico: 0.55A/W
- Ángulo de Sensibilidad Media: 40°
- Polaridad: Directo

(CDTecnologia, CDTecnologia, 2021)

Led Infrarrojo



Figura 4.11 IR Infrarrojo 5mm par led emisor y receptor

Descripción:

- LED infrarrojo del diodo emisor de luz del diodo emisor del tubo de transmisión infrarrojo de 5m m LED 940nm
- Artículo: 940nm infrarrojos LED que emiten Diodo
- Longitud de onda: 940 nm
- Color de la lente: agua clara
- Artículo: LED infrarrojo
- Tamaño: Aprox. 5 mm
- Tamaño de la pierna: pierna larga
- Voltaje: 1.5-1.6 V
- Ángulo de visión: 30 grados

(CDTecnologia, CDTecnologia, 2021)

LED Rojo:

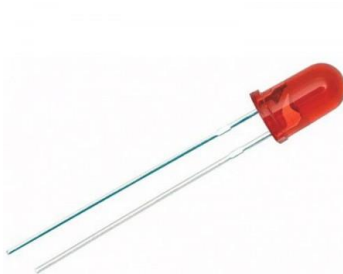


Figura 4.12 LED Rojo

4.6.3 Display de Proyección

Este tipo de dispositivo LCD compatible con Arduino, permitirá reproducir por pantalla los niveles de porcentaje de saturación de oxígeno en sangre y pulsaciones por minuto del sujeto sometido a estudio. El modelo LMB162HBC es el más básico para realizar proyectos con esta plataforma.

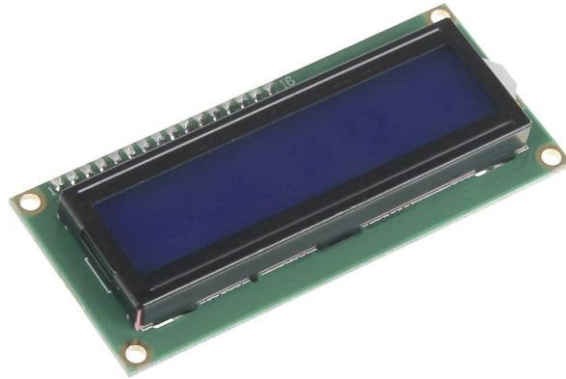


Figura 4.13 Pantalla LCD 16x2

Descripción:

- Incorpora una interfaz I2C en la misma placa para una sencilla configuración y menor cableado ya que utiliza solamente 2 pines (SDA y SCL).
- Permite visualizar mensajes y caracteres que provengan de cualquier microcontrolador del mercado, incluidos Arduino, PIC, Raspberry Pi, etc.
- Puede desplegar 16 caracteres en dos filas, completando un total de 32 caracteres alfanuméricos, e incluso diferentes símbolos que ayudaran a potenciar la información que se desee mostrar en él.
- Se alimenta con 5v y es compatible con variadas librerías existentes en la web.

Características:

- Módulo LCD 16x2 con retroiluminación color azul

- Amplio ángulo de visión
- Gran contraste
- Basado en el conocido controlador estándar HD44780
- Útil para instrumentación, equipos de redes, almacenamiento y visualización de datos, etc.
- Escritura de símbolos y caracteres
- Capacidad para 16 caracteres en cada línea (modelo de 2 líneas)
- Tensión de alimentación: 5V DC
- Dimensiones: 80mm x 36mm x 12mm
- Área de visualización: 64.5mm x 16mm

(CDTecnologia, CDTecnologia, 2021)

También se puede usar una pantalla OLED para que su funcionamiento sea más atractivo estéticamente y también gracias a su capacidad de bits de su pantalla, calidad de proyección de imagen y eficiencia por su parte de consumo de energía, hace que su utilización para poder proyectar un electrocardiograma sea posible, sin necesidad de aumentar su precio gracias a que su precio está en el mismo margen de precio de una pantalla LCD.

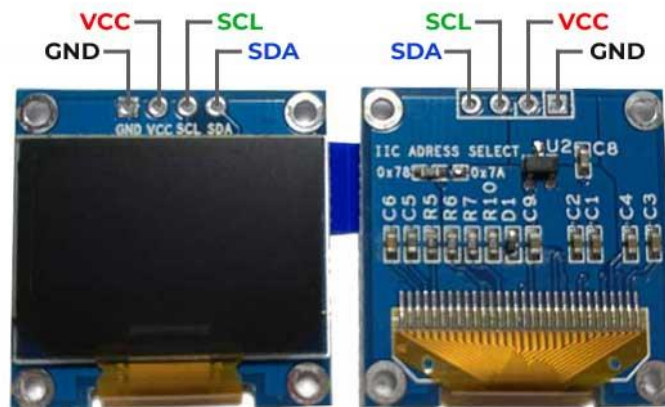


Figura 4.14 Pantalla OLED

Descripción:

- Este módulo de pantalla OLED es de 0.96 pulgadas en diagonal, Resolución: 128 x 64, Ángulo de visión: > 160°, Voltaje de soporte: 3.3V-5V DC, Consumo de energía: 0.04W durante el funcionamiento normal, Pantalla completa iluminada 0.08W, Color: Azul
- Módulo OLED de 0,96 pulgadas para mostrar información gráfica y textual directamente en tus proyectos de microcontroladores. Soporta muchos chips: Arduino UNO y Mega, Raspberry pi, 51 MCU, STIM 32, etc.
- Controlador integrado IC: SSD1306, comunicación: interfaz I2C/IIC, sólo necesita dos puertos I/O. Este Arduino pantalla oled se puede utilizar con diferentes máquinas fácilmente.
- No hay fuentes incrustadas dentro del controlador OLED, el usuario puede crear las fuentes a través del software de generación de fuentes
- No necesita luz de fondo, la unidad de visualización puede ser auto luminosa. Tiene superalto contraste, puntos brillantes y nítidos, incluso fuentes diminutas bastante legibles.

Especificaciones:

- Voltaje de alimentación: 3.3 a 5V CC
- Conductor: SSD1306
- Tipos de control: Arduino, MSP430, STM32 / 2, entre otros
- Interfaz: I2C
- Resolución: 128x64 píxeles
- Monocromo: Pixeles blancos
- Angulo de visión: > 160°
- Consumo: 0.08 W máx.
- Temperatura de trabajo: -30° C a 70° C
- Dimensiones: 27x27x4,1 milímetro
- Tecnología: OLED White

Definición del pin:

- GND: OLED Power Ground
- VCC: OLED Power Positive 3.3-5 V
- SCL: OLED IIC reloj
- SDA: Línea de datos OLED IIC

(CDTecnologia, CDTecnologia, 2021)

4.6.4 Circuito Acondicionado, Manipulación de Señales**Filtro Pasa Alta Pasivo**

Estará conformado por un capacitor o condensador de 1uF conectado en serie con una resistencia de 47 ohmios.

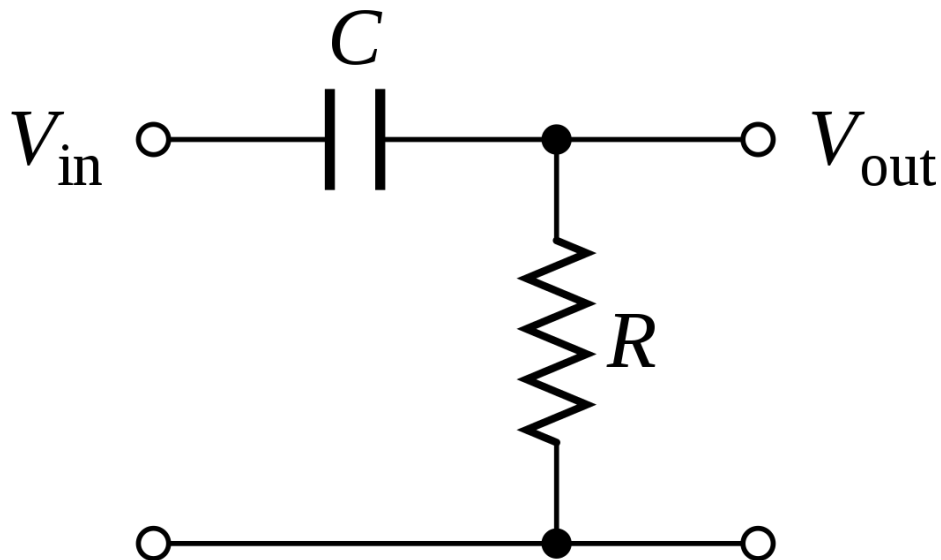


Figura 4.15 Filtro pasa alta pasivo

Permite el paso de señales con alta frecuencia, eliminando las frecuencias bajas. Su símbolo y su curva de respuesta en frecuencia son:

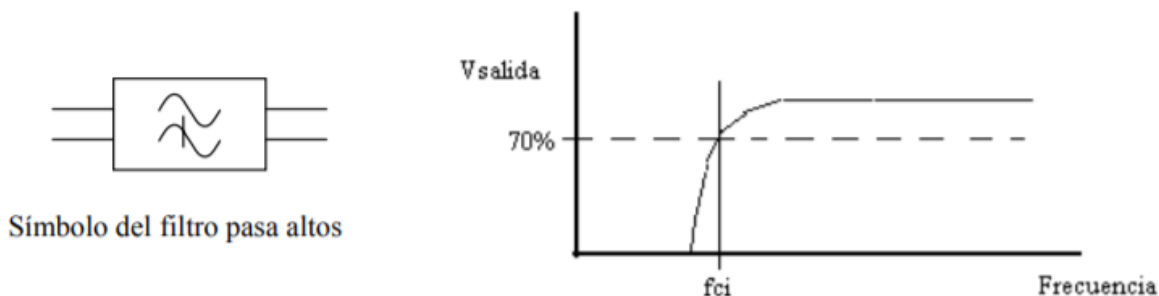


Figura 4.16 Símbolo y curva de respuesta de frecuencia de filtro pasa altos

Para la ganancia de la frecuencia de corte se obtiene la siguiente formula:

$$F = \frac{1}{2\pi RC} \quad (13)$$

Amplificador De Transimpedancia.

Los amplificadores operacionales (AO) con realimentación de corriente son frecuentemente llamados amplificadores de Transimpedancia porque su función de transferencia de lazo abierto es una impedancia. El término TIA también se utiliza para denotar a otros circuitos más generales como los convertidores corriente-voltaje (conversor I-V), independientemente del tipo de realimentación que se utilice.

"La denominación de amplificador de Transimpedancia que se aplica al amplificador corriente-tensión puede resultar confusa. Los amplificadores operacionales realimentados con corriente (CFA, Current Feedback Amplifier) también se denominan amplificador de Transimpedancia. Sin embargo, el amplificador operacional utilizado en los circuitos de acondicionamiento para fotodiodos, es normalmente realimentado en tensión (VFA, Voltage Feedback Amplifier)".

Los TIA o conversores I-V constituyen un bloque fundamental en cualquier sistema de medición de luz. En el TIA se transforma la corriente generada por el fotodiodo cuando sobre él incide la luz, en un voltaje proporcional.

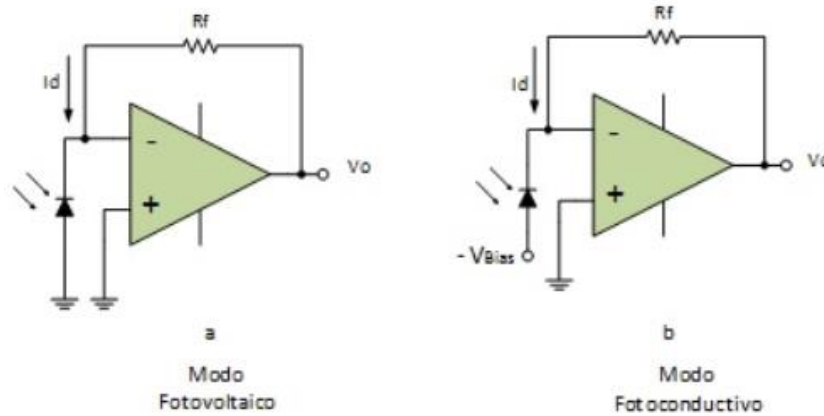


Figura 4.17 Amplificador de Transimpedancia

Para valor de ganancia se obtiene la siguiente formula:

$$V_R = 1 \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \quad (14)$$

Amplificación De Señal

Se hará la amplificación de la señal recibida por medio de amplificadores operacionales, el que se escogió es el modelo LM358 (OPAMP).

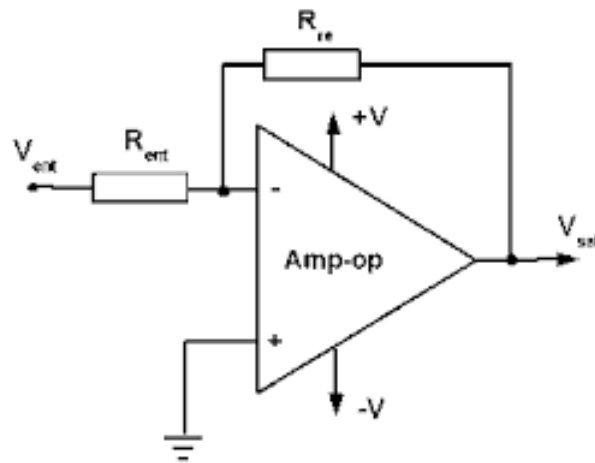


Figura 4.18 Diagrama de un Amplificador Operacional LM358 (OP-PAMP)

Un amplificador operacional (A.O. también op-amp), es un amplificador de alta ganancia directamente acoplado, que en general se alimenta con fuentes positivas y negativas, lo cual permite que obtenga excursiones tanto por arriba como por debajo de masa o punto de referencia que se considere. Se caracteriza especialmente porque su respuesta en: frecuencia, cambio de fase y alta ganancia que se determina por la realimentación introducida externamente. Por su concepción, presenta una alta impedancia (Z) de entrada y muy baja de salida. (Garcia, 2010)

4.7 Diagrama de Bloques de Funcionamiento

El diseño óptimo para el software y el hardware del pulsioxímetro u oxímetro de pulso, es el siguiente:

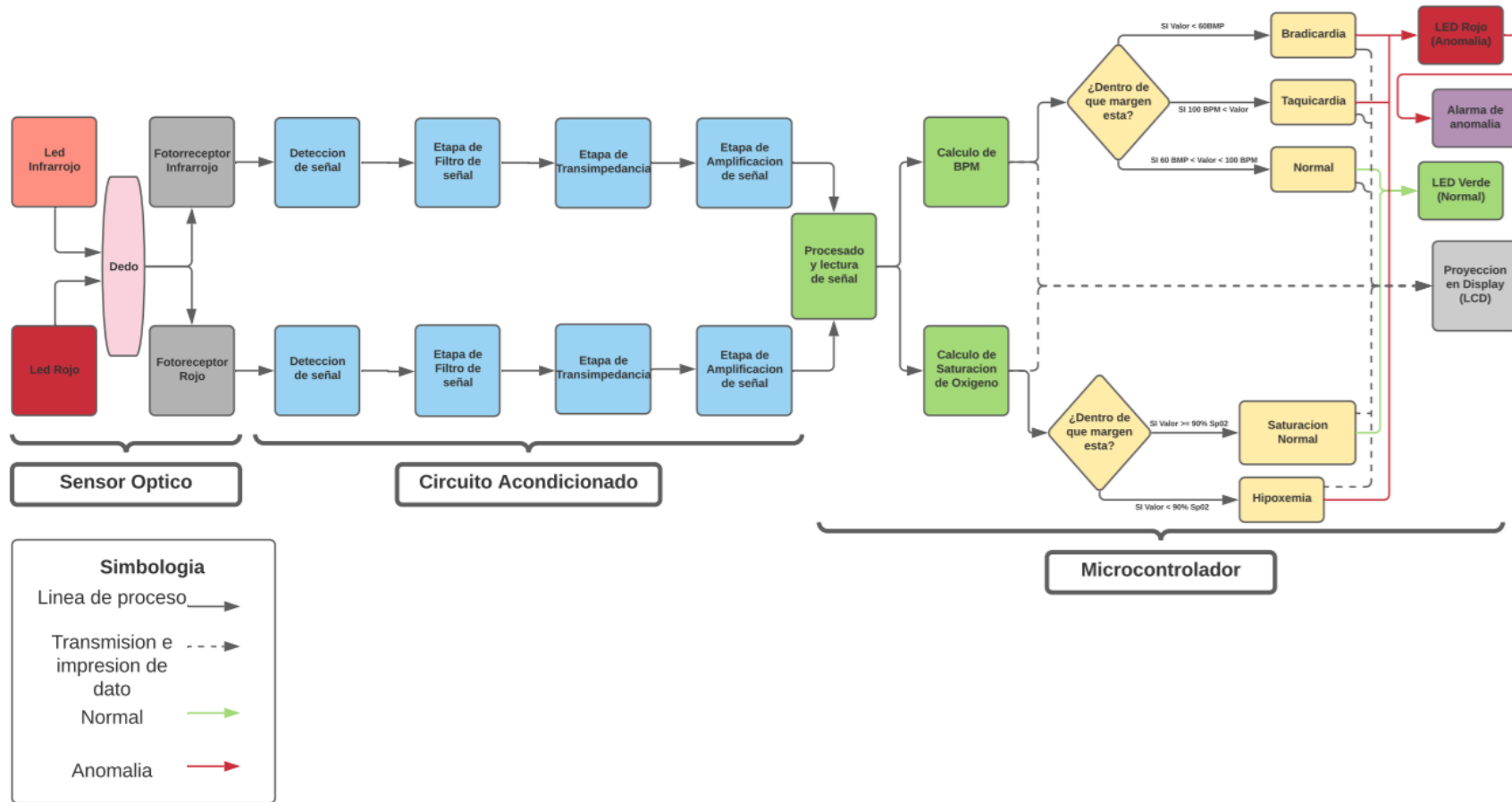


Figura 4.19 Diagrama de Bloques de Procesos Diseñados

(Autoría Propia, 2021)

4.7.1 Descripción

Este este diseño sigue una configuración de división de señales por medio de dos fotorreceptores, haciendo la división mencionada, cada fotorreceptor especializado a captar las señales de luz de los LEDs debido, haciendo así la generación de las señales de corriente directa y alterna, con esto se adentra al proceso del circuito acondicionado que modificara la señal recibida y poder enviarla al microcontrolador como forma de dato. Otra forma de poder hacer la separación de las señales es por medio de un multiplexor, pero con esta adaptación al circuito haría que el precio aumentara un poco a comparación de usar un fotorreceptor adicional en el sistema de lectura y separación.

El último paso será el proceso en el microcontrolador, que tendrá una configuración de seguridad para medir y comparar los márgenes que se reciban de las señales vitales, mostrando los valores de las BMP y la saturación de oxígeno en la sangre, también tendrá un extra que será una alarma y un par de Leds que serán los encargados de dar el margen de los valores mostrados, forma normal o emergencia por anomalía (los márgenes que se programan en el software del microcontrolador dependerán de cada persona, en el caso nuestro será una programación estándar, haciendo que sus márgenes estén dentro de los márgenes estándares establecidos por secretarías de salud).

5 METODOLOGÍA

5.1 Enfoque y Métodos:

El enfoque y método de la investigación es mixto (cuantitativo y cualitativo), determinado por los objetivos e hipótesis que se plantean, se buscan respuestas teóricas de forma analítica, con datos numéricos que se recopilarán para obtener como resultado final un diseño práctico.

Esta investigación es tipo No Experimental, tipo Transversal Descriptivo por las características que se tienen y los objetivos a cumplir.

Los métodos por seguir en este proyecto serán por medio del método histórico y empírico para indagar en los tiempos durante la pandemia, la situación que se vivió a principios de ella, estudiarlos y describirlos así comparando los valores de los precios, aumento de casos, entre otros, que hubo durante esos momentos.

Características:

- Se hace el estudio de los sucesos de la pandemia, de cómo ha afectado de manera directa los precios de los pulsioxímetros u oxímetros de pulso por la alta demanda y escasez que hubo en el país.
- No se realizan experimentos.
- Las muestras ya existen y se van a investigar.
- Se estudia el fenómeno de la pandemia, sus efectos económicamente.
- Se observan los valores donde se presentan las variables para obtener los datos y describirlos.
- Se tienen preguntas estadísticas de relación causal pero la variable independiente no puede ser manipulada.

5.2 Población y Muestra

Población:

Empresa MEY-KO Honduras Medical Center.

Muestra:

La muestra de esta investigación es tipo No Probabilístico o Dirigida por Conveniencia.

Se toma la decisión de seleccionar la empresa MEY-KO Honduras Medical Center por conveniencia, analizando su sector de ventas con respecto a los pulsioxímetros.

Se analizarán los cambios en las ventas con respecto al precio durante la pandemia y antes de la pandemia y se hará el análisis sobre la escasez y alta demanda que hubo.

Factores por analizar:

- Precio de venta de pulsioxímetros, antes y durante la pandemia.
- Factores externos que afectaron los precios de los oxímetros en el país.
- Factores externos que afectaron la obtención de los oxímetros en el país.
- Tiempos de escases que hubo en el país.

5.3 Unidad de análisis y respuesta

Por conveniencia, se selecciona a una persona que trabaja en una empresa de venta de equipos médicos.

5.4 Técnicas e instrumentos

Instrumentos:

- Investigación documental.
- Entrevistas estructuradas.
 - ✓ Respuestas abiertas y claras
 - ✓ Información fácil de procesar
 - ✓ Opiniones abiertas de profesionales

5.5 Fuentes de Información

Fuentes primarias:

- Periódicos (El Heraldo y La Prensa).
- Entrevista (Mey-Ko Honduras Medical Center)






Fuentes secundarias:

- Investigaciones

5.6 Cronología De Trabajo

Tabla 5.1 Cronología de Trabajo

Cronología de Trabajo												
	Semana de Inicio y Fecha	Semana Final y Fecha	Semanas de Trabajo									
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
			19/07 - 25/07	26/07 - 01/08	02/08 - 08/08	09/08 - 15/08	16/08 - 22/08	23/08 - 29/08	30/08 - 05/09	06/09 - 12/09	13/09 - 19/09	20/09 - 26/09
1. Desarrollo De Introducción	8 06/08	9 19/09									
2. Desarrollo De Planteamiento Del Problema	1 19/07	6 29/08									
3. Desarrollo De Objetivos	5 16/08	6 29/08									
4. Desarrollo De Marco Teórico	3 02/08	7 05/09									
5. Desarrollo De Metodología	5 16/08	7 05/09									
6. Desarrollo De Resultados	5 16/08	9 19/09									
7. Desarrollo De Conclusiones	6 23/08	8 12/09									

8. Desarrollo De Recomendaciones Y Sugerencias	7 30/08	9 19/09	
9. Desarrollo De Bibliografía	1 19/07	9 19/09	
10. Desarrollo De Apéndices	1 19/07	9 19/09	
11. Revisión Y Correcciones De Documento Final	8 06/09	9 19/09	
12. Creación De Presentación De Proyecto	10 20/09	10 26/09	

En esta tabla se detallan las fechas de las partes del informe que se fueron desarrollando por las 10 semanas del periodo 1 Q3.

(Autoría Propia, 2021)

6 RESULTADOS

6.1 Respuestas de Entrevista

Persona entrevistada: María Fuentes, Administradora de Ventas de Grupo MEY-KO Honduras.

Se hizo la gestión para poder hacer las preguntas con esta empresa, con misión de conocer la situación de venta de dispositivos médicos en el país, sabiendo si fueron afectados por la pandemia y si sus precios fueron afectados de igual manera.

Preguntas contestadas:

- 1. ¿Cree que la pandemia afectó mucho el área del mercado del equipo médico en el país? ¿De qué formas piensa?**

Si, antes se vendían equipos que normalmente eran para estudiantes del área de medicina, de esa forma se mantenían las ventas por ese tipo de ingresos, entrando a la pandemia disminuyo exponencialmente la venta de producto médico, para estudiantes y para doctores igualmente, por la alta demanda de equipo que fuera especializado para tratamientos de COVID-19. Esto afecto mucho las ventas, ahora hemos entrado a un tipo de normalidad y las ventas se han levantado hasta un punto estable.

- 2. ¿La pandemia afecto la importación de los oxímetros de pulso al país? ¿Cómo?**

Definitivamente, por la alta demanda que se tenían, en especial equipos para tratamiento o detección de COVID-19 en pacientes, estos equipos, como los oxímetros de pulso, termómetros con sensor, entre otros, fueron vendiéndose por grandes cantidades al principio, teniendo producto en las instalaciones o localmente, pero el efecto del COVID-19 llego, que causo los paros de vuelos, envíos internacionales marítimos, paro de equipo de trabajadores en las aduanas, clausura de fronteras, estos son los más notables que tuvieron un efecto

directo en la obtención de producto para su venta en el país, haciendo que tuviéramos tiempos de escases.

**3. ¿La pandemia afecto los precios de envío de los oxímetros y oxímetros de pulso?
¿Cómo?**

Si, al tener un cierre de envíos por medio de barcos o aviones, se tuvo una alta demanda de estos productos, haciendo que su adquisición fuera difícil, de la misma forma que pasa con cualquier producto escaso, la reventa de estos mismos por altos precios, causando una competición entre distribuidores que tenían acceso a estos productos. Otros factores que también tuvieron juego en el aumento de precios fue el aumento de precio por los envíos, ya que las aerolíneas tenían cupos o personal reducido, causando el aumento de precio, todo repercutiendo en los precios directamente.

4. ¿Cuáles fueron los precios de los oxímetros y oxímetros de pulso antes de la pandemia?

Estaban a 900 lempiras antes de la pandemia.

5. ¿Cuáles fueron los precios de los oxímetros y oxímetros de pulsos durante la pandemia?

Subieron a Lps. 1200 por la escasez y el alto precio de la compra más envío, el oxímetro llegó a un pico de precio de Lps. 1500, actualmente está por los Lps. 750 que sería el normal o el más económico y también a Lps. 1200 que sería el especial con electrocardiograma integrado en su sistema y pantalla.

6. ¿Cuántos oxímetros de pulso u oxímetros son vendidos mensualmente?

Lo mejor fue en Junio, Julio de 2020 hubo mucha venta, Semana Santa hubo brote, por los casos aumento su venta, 40 mensuales.

7. ¿Hubo una alta demanda de oxímetros de pulso al principio de la pandemia?

Si, hubo mucha demanda por el efecto de la pandemia por el virus COVID 19, al saber que estos dispositivos eran necesarios para la detección, se vendieron casi todos, entrando a la pandemia no hubo problema, sino hasta el paro de vuelos, de empresas que nos abastecían con el producto y el paro de aduanas.

8. ¿Hubo momentos de escases de oxímetros de pulso durante la pandemia? ¿Cuánto tiempo?

Noviembre - Diciembre en 2020 y en Enero – Febrero en 2021 hubo escases por la alta cantidad de casos que aumentaron por el rebrote de navidad, se empezó el año sin producto, esperando dos meses más para su adquisición, luego en Abril – Mayo 2021 se volvió a tener escasez de estos dispositivos.

(Fuentes, 2021)

6.2 Análisis de información obtenida por medio de la entrevista y periódicos

6.2.1 Cuadro de efectos causados por la pandemia hacia el pulsioxímetro (Tiempo y Escasez)

Tabla 6.1 Cuadro de Efectos de Pandemia

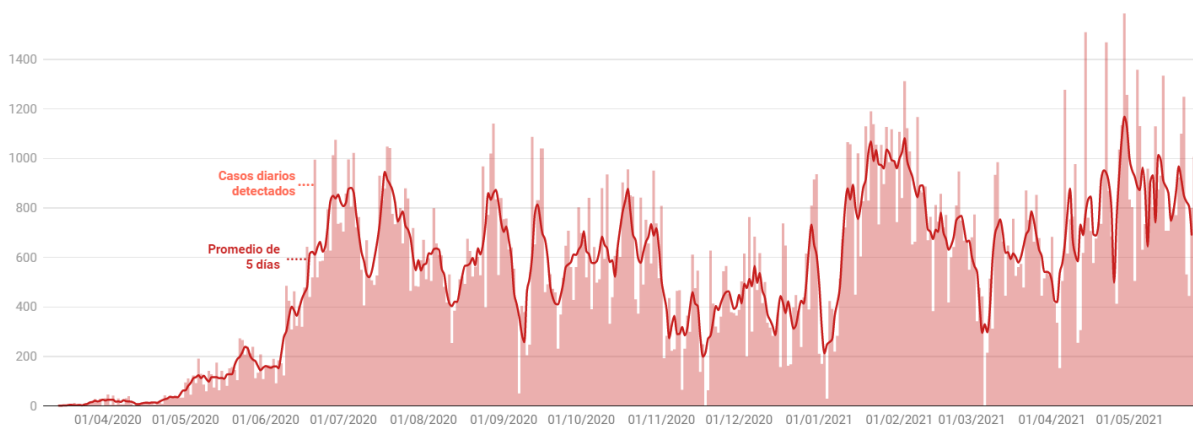
Situación	Razones o causas
Altos precios de los Pulsioxímetro	<ul style="list-style-type: none"> • Alta demanda por altos casos de COVID-19 en el país. • Reventa de producto médico en tiempos de escases a un alto precio por la alta demanda. • Aumento de precio de importación de equipos médicos. • La escasez de este dispositivo durante los rebrotes por causa de las vacaciones, aumento su precio. • La competencia entre precios de otras empresas y distribuidores.
Tiempos de escasez de Pulsioxímetros	<ul style="list-style-type: none"> • Paros de vuelos. • Paros de envíos internacionales. • Paro de personal en las aduanas. • Paro de personal de correo nacional. • Cierres absolutos de fronteras.

Este cuadro expresa las razones o causas que fueron mencionadas por parte de la entrevistada para la recopilación de información sobre los pulsioxímetros de la empresa de Grupo MEY-KO Honduras.

(Autoría Propia, 2021)

6.2.2 Grafica de casos y rebrotes en Honduras

Casos diarios detectados



El promedio se calcula con base en 5 días (dos previos, el presente y dos siguientes)
Gráfico: Eduardo Domínguez | EL HERALDO • Fuente: Sinager • Creado con [Datawrapper](#)

Figura 6.1 Grafica de casos de Marzo de 2020 a Abril de 2021

(Domínguez, 2021)

6.2.3 Tiempos de Escasez durante la Pandemia



Figura 6.2 Grafica de tiempos de escases durante la pandemia

(Autoría Propia, 2021)

6.2.4 Precio de Pulsioxímetro con respecto al tiempo

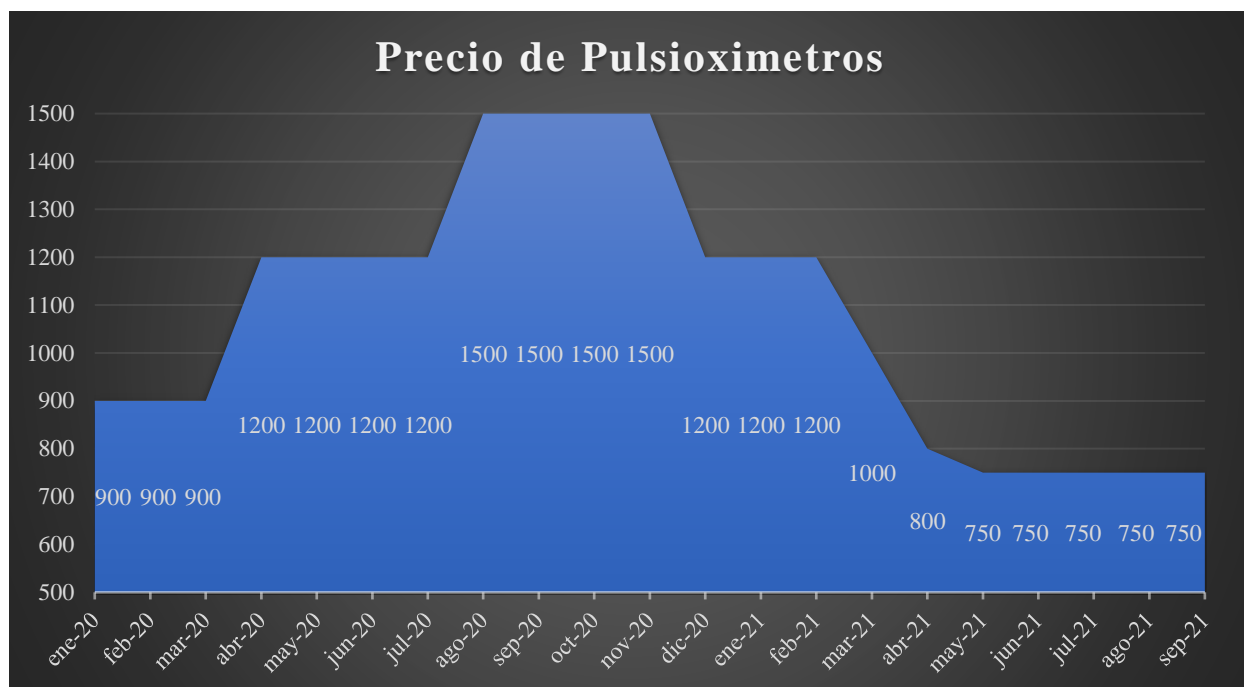


Figura 6.3 Grafica de Precio vs Tiempo

(Autoría Propia, 2021)

6.2.5 Análisis de Graficas

- Haciendo un análisis entre las gráficas de escases y disponibilidad, se ve una relación de aumento de casos de COVID-19, entrando a noviembre del 2020 que fue el mes donde empezó la escases de pulsioxímetros, se comenzó con baja cantidad de casos de COVID-19, pero avanzando en los meses en la gráfica, se puede ver un gran aumento de casos hasta el mes de febrero de 2021, llevando esto a que estos mismos meses se tuvo escases, luego se pudo suministrar con producto en el mes de marzo del 2021. Por consecuencia a los altos casos de COVID-19, el suministro se agotó entrando a dos meses otra vez de escases que fueron de abril y mayo del 2021, observando en la gráfica de casos, mayo fue el mes que tuvo el gran pico de casos en el país, esto viniendo de las vacaciones de semana santa, que tuvieron mucho juego en los rebrotes en el país.

6.3 Simulación

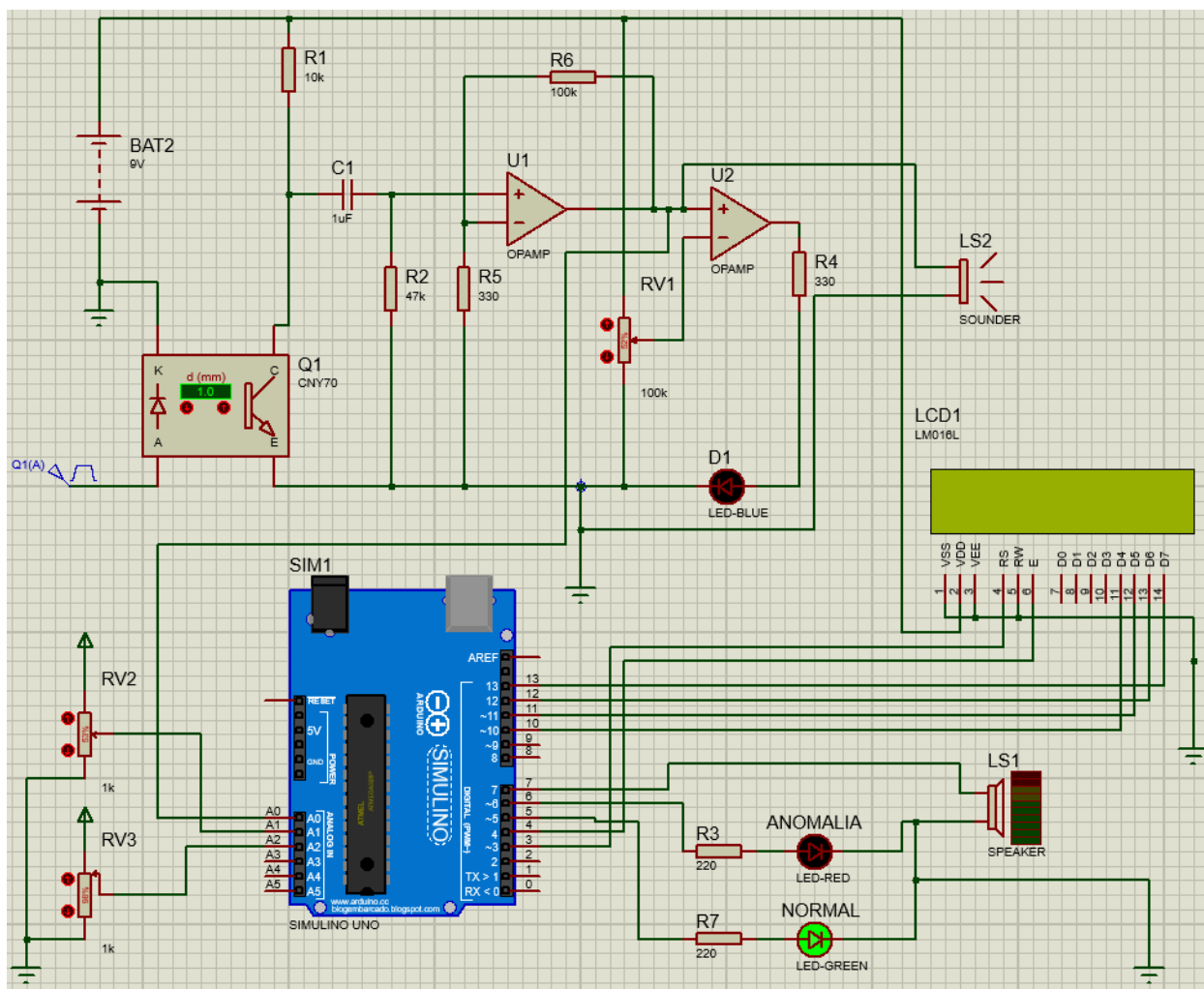


Figura 6.4 Circuito de Simulación de un Pulsioxímetro

(Autoría Propia, 2021)

En este circuito desarrollado, se usan las siguientes etapas para que su funcionamiento sea óptimo.

6.3.1 Sensor

Estos sensores están conformados por 1 LED IR 950nm, 1 LED Rojo 650nm y dos fotorreceptores (750-1000nm y Fototransistor 450-1100nm) que estarán divididos para poder tener la detección de cada señal de forma independiente y se tendrá una mejor lectura de estas. Para en el caso de la simulación de usa un sensor CNY70 para poder simulador la lectura por medio de LED Infrarrojo y un fotorreceptor.

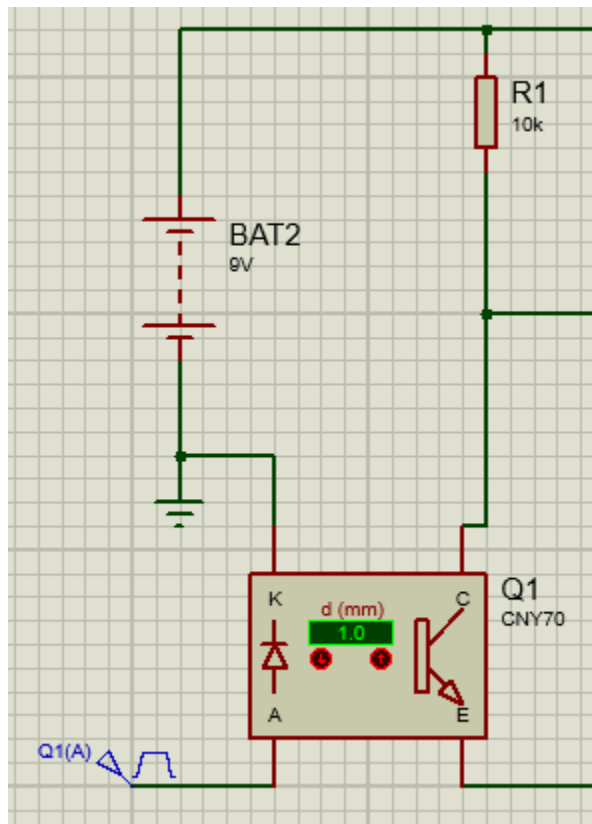


Figura 6.5 Diagrama de sensores en el circuito de simulación

6.3.2 Etapa de Filtrado de Señal

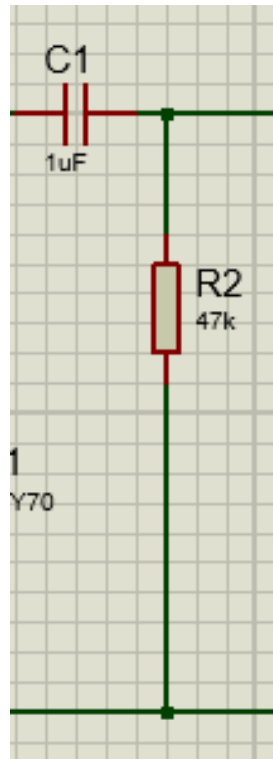


Figura 6.6 Filtrado Filtro pasa alto pasivo de señal en el circuito a fabricar.

En esta etapa se hace por medio de un filtrado analógico, de forma de filtro pasa banda, para tener una señal. El valor obtenido será la ganancia se determina a continuación:

$$F = \frac{1}{2\pi RC} \quad (15)$$

$$\frac{1}{2\pi(47 \times 10^3)(1 \times 10^{-6})} = 3.39 \text{ Hz}$$

Se obtiene una ganancia de 3.39 Hz de frecuencia de corte.

6.3.3 Etapa de Transimpedancia, tratamiento o adecuamiento de la señal

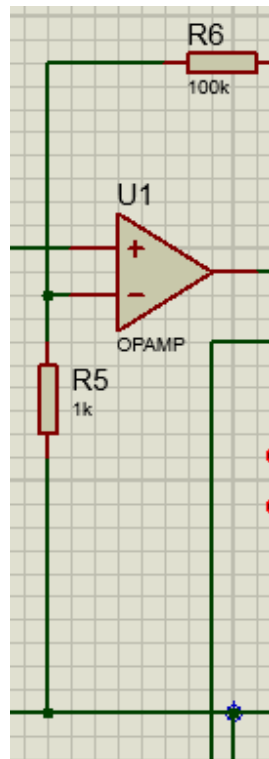


Figura 6.7 Transimpedancia en el diagrama del circuito

En esta etapa el amplificador operacional (LM358) con una primera etapa encargada de convertir la corriente a voltaje amplificador o amplificador de Transimpedancia. Nos permite convertir una corriente en un voltaje, que en este caso sería la corriente producida por el fotorreceptor fluiría por la resistencia en un bucle de retroalimentación en el amplificador operacional.

En este caso la resistencia que es 100k ohmios que se usa, es grande y esta ayuda al ajuste de ganancia en esta etapa de Transimpedancia. Se tiene el filtro que es un circuito de retroalimentación para ayudar a reducir el ruido de alta frecuencia. Al final se obtiene un amplificador que no invierte, el cual amplifica e ingresa el voltaje de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$VR = 1 \left(\frac{R2}{R1} \right) \quad (16)$$

Donde:

R2: es la resistencia del bucle de retroalimentación.

R1: es la resistencia que está conectada a tierra.

$$VR = 1 \left(\frac{100 \times 10^3 \Omega}{330 \Omega} \right)$$

$$VR = 303.03$$

Se obtiene una ganancia total de 303.03.

6.3.4 Etapa de señal de salida amplificada

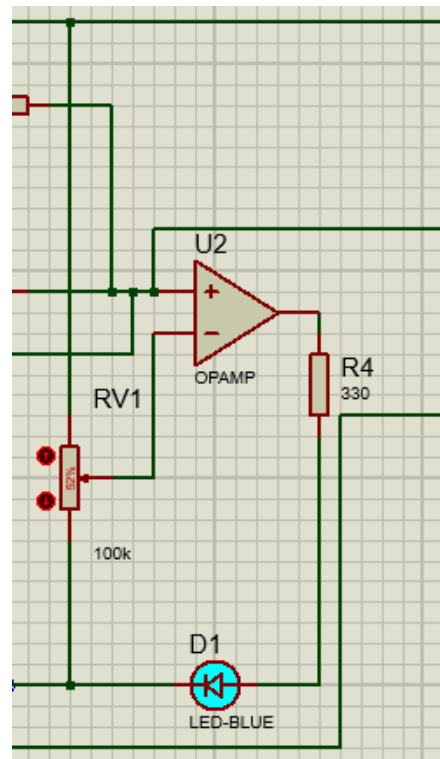


Figura 6.8 Modificación en circuito de simulación del Pulsioxímetro

En cuestión de la simulación, se obedecen todas las etapas mencionadas atrás, sobre el diseño, pero se hace la modificación de añadir un potenciómetro y un amplificador operacional extra, para poder hacer la comparativa de las señales entrantes y por medio de un LED poder visualizar el pulso cardiaco representado por él.

En esta etapa se hace la modificación de la señal de salida del amplificador operacional controlado por el potenciómetro y poder calcular el porcentaje correcto para hacer la visualización de los latidos en el LED a cambiar los valores en el potenciómetro.

En esta etapa se hace la toma de datos o de la señal de salida del amplificador operacional entrante al Arduino. La señal en la salida de nuestra etapa de amplificación de CA se lee mediante el convertidor analógico digital en nuestro Arduino.

6.4 Funcionamiento de Simulación

- Etapa de Encendido, mensaje del dispositivo.

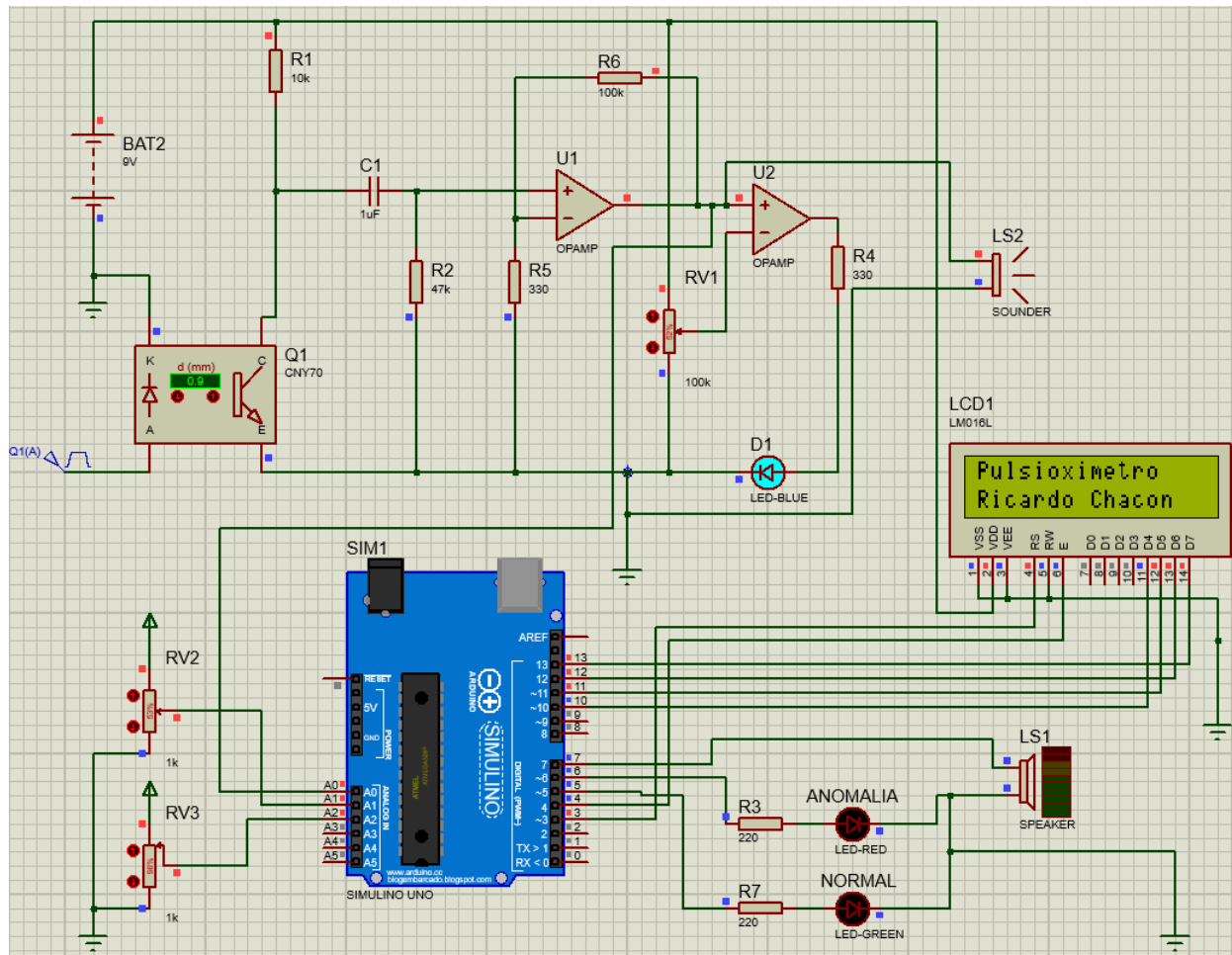


Figura 6.9 Primera Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro.

- Etapa de Medición de Signos Vitales

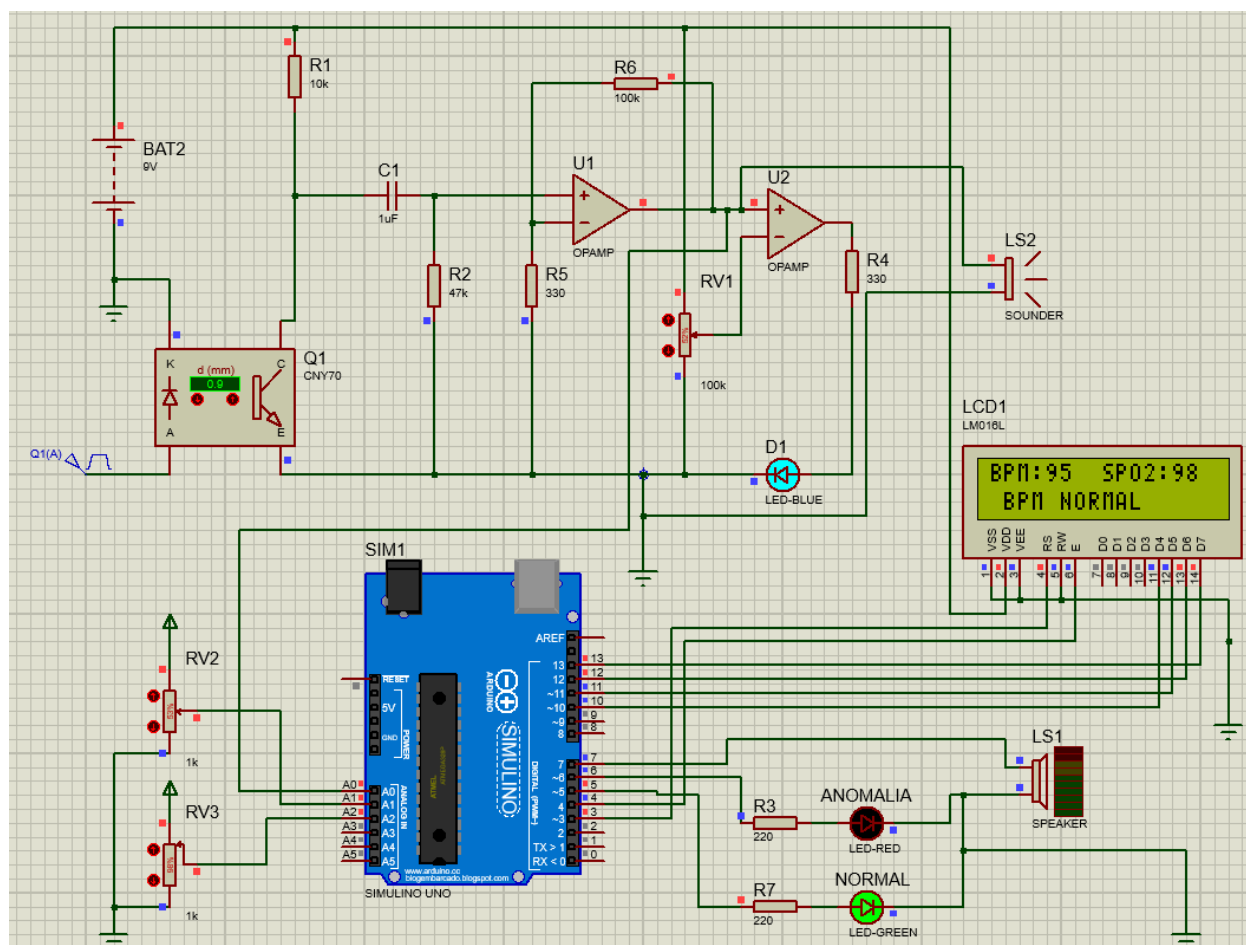


Figura 6.10 Segunda Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro, Medición de Signos Vitales de Ritmo Cardíaco

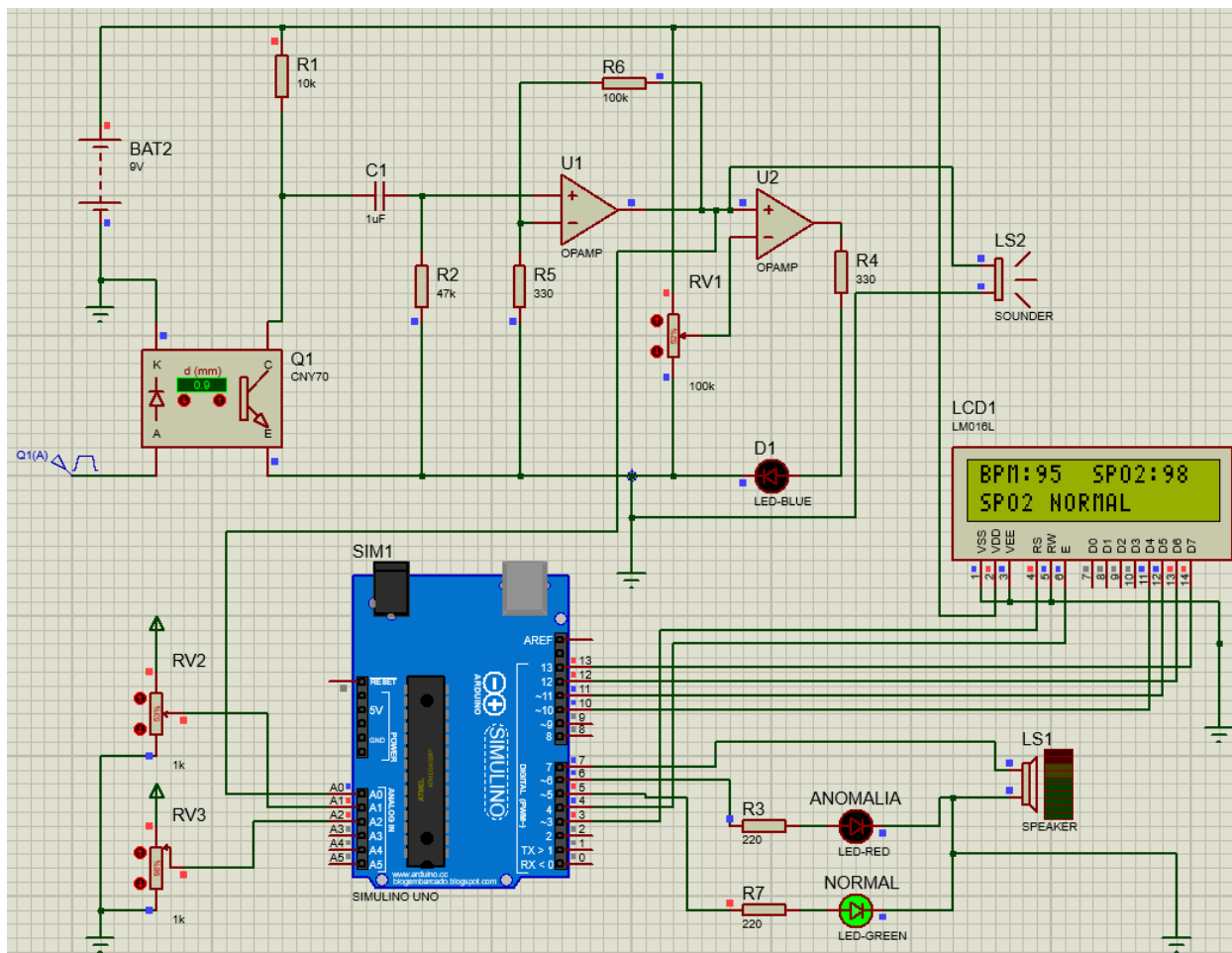


Figura 6.11 Segunda Etapa de Funcionamiento del Pulsioxímetro, Medición de Signos Vitales de Saturación de Oxígeno

Si todo está bien, dentro de los márgenes seguros de los signos vitales medidos por el pulsioxímetro, se encenderá un LED verde demostrando que los signos son normales.

- Etapas de Advertencia o Alarma integrada en el circuito.

En esta etapa se hace la detección constante de estado cardiaco, comparando los valores establecidos que están dentro de lo normal al estar en reposo, si se sale de estos márgenes se detecta si es Bradicardia o Taquicardia, estableciendo márgenes seguros de 60 a 100 como normal, 60 o menos posible Bradicardia y 100 y más latidos por minuto como Taquicardia.

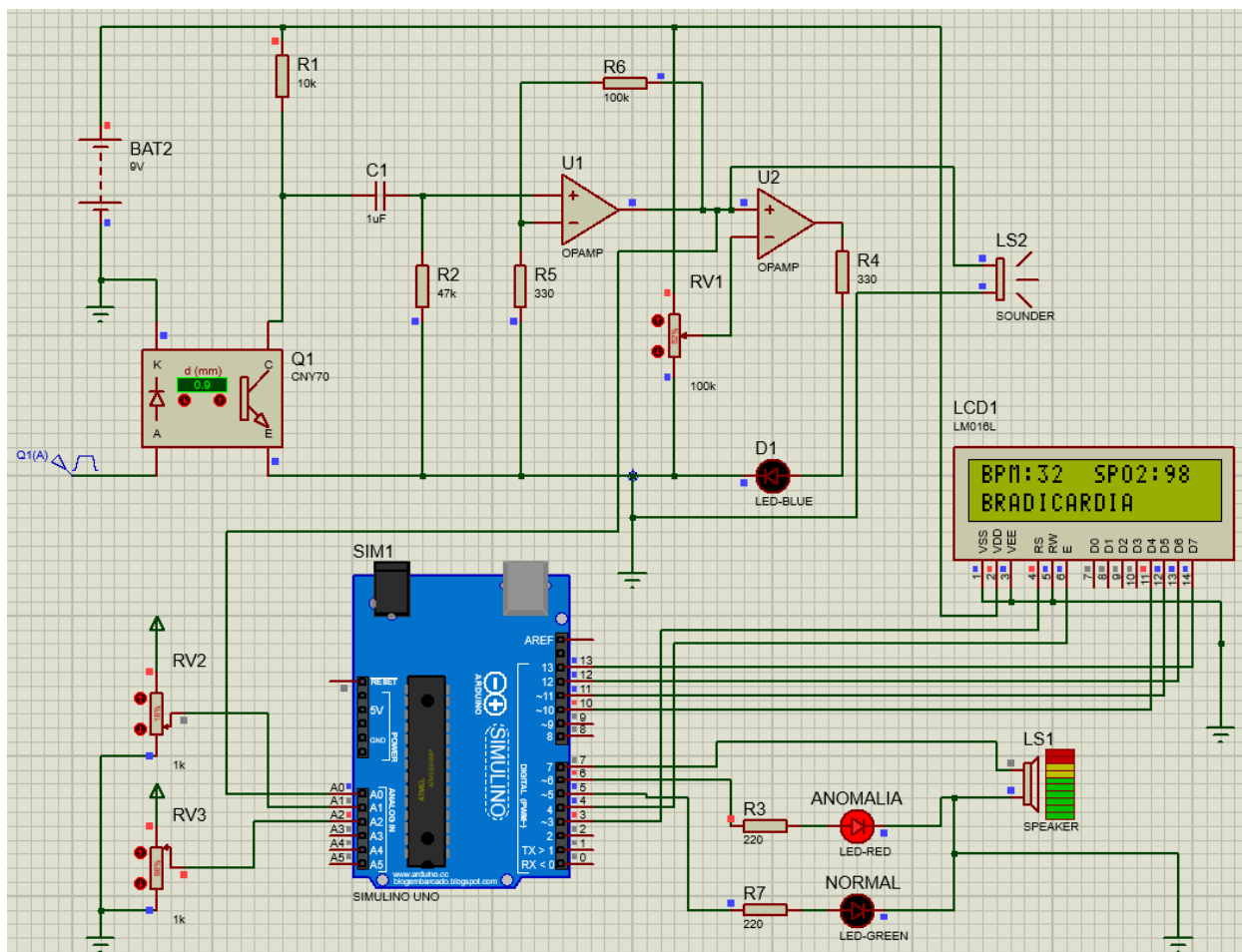


Figura 6.12 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Bradicardia

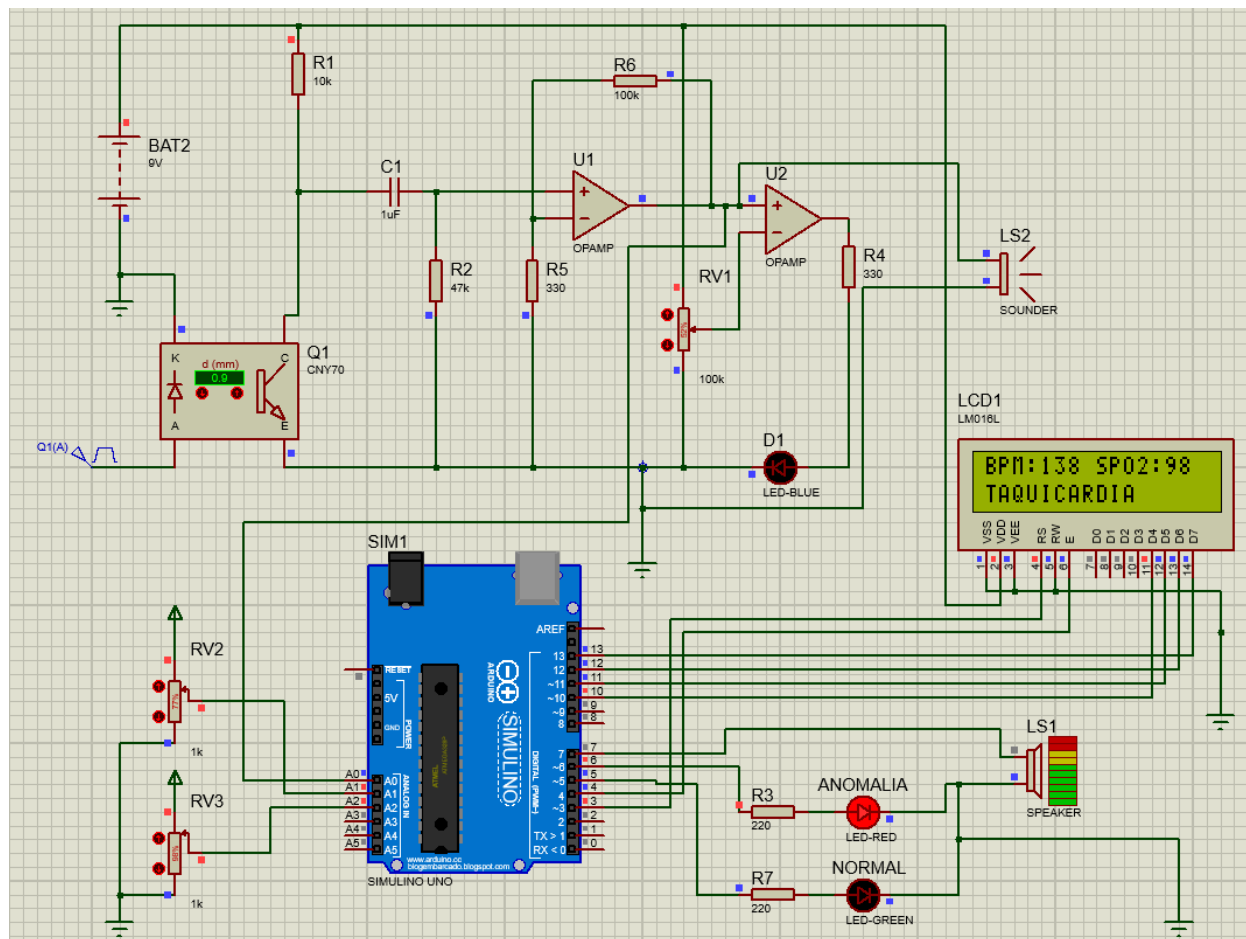


Figura 6.13 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Taquicardia

En esta etapa se hace la detección constante de estado de saturación de oxígeno, comparando los valores establecidos que están dentro de lo normal al estar en reposo, si se sale de estos márgenes se detecta si es Hipoxemia si se baja del 90% de saturación de oxígeno en la sangre.

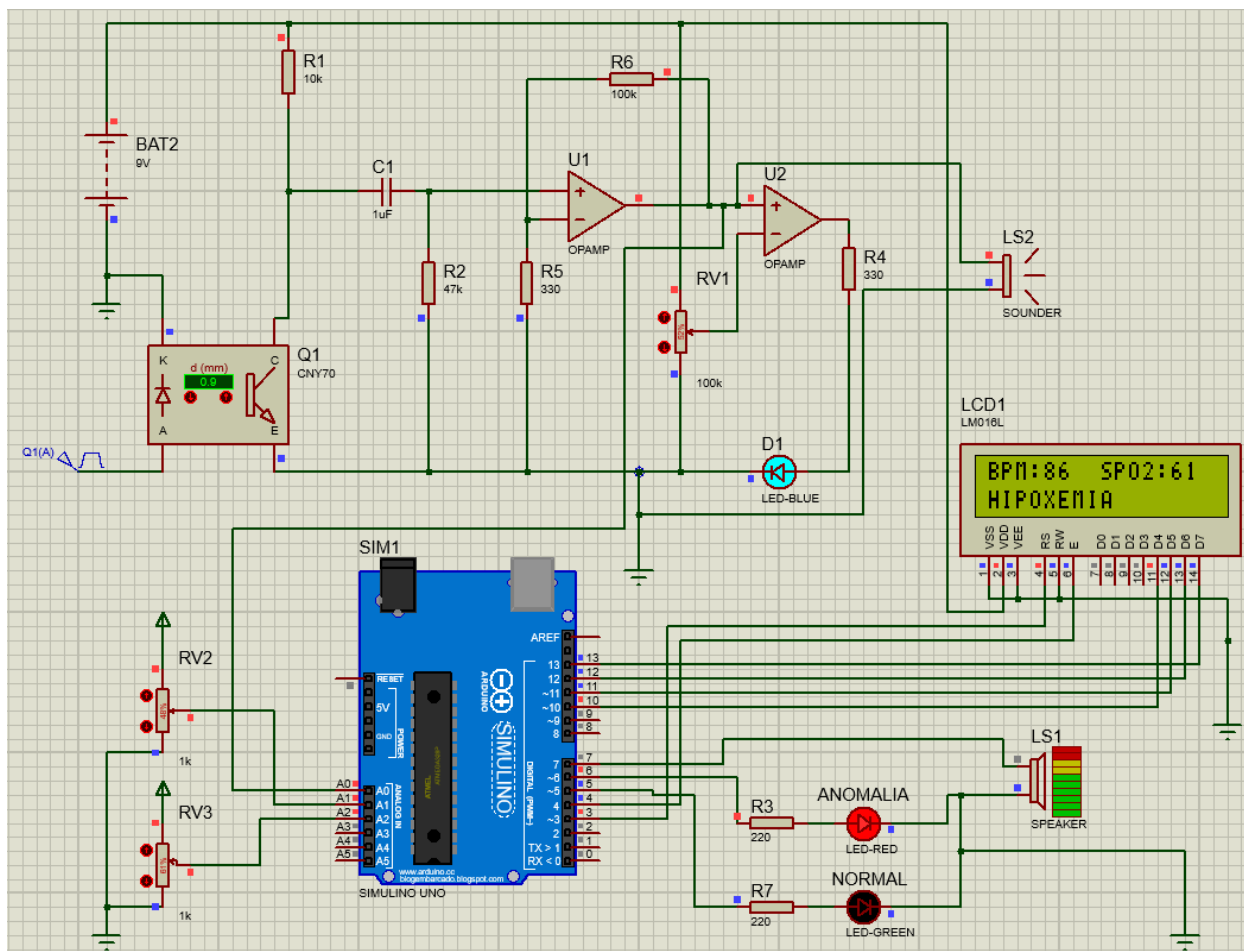


Figura 6.13 Etapa de Advertencia del Pulsioxímetro, detección de Hipoxemia

6.5 Presupuesto

Tabla 6.2 Tabla de Presupuestos

Presupuesto para prototipo de Pulsioxímetro			
COMPONENTE	Cantidad	Valor (\$)	Total
LED Rojo (660nm)	2	0.1	0.2
LED Infrarrojo (950nm)	1	2	2
Fotorreceptor (750-1000nm y 450-1100nm)	2	3	6
Arduino Uno	1	4	4
Resistencias (100k ohmios)	2	0.1	0.2
Resistencias (47k ohmios)	4	0.1	0.4
Resistencias (10k ohmios)	2	0.1	0.2
Resistencias (330 ohmios)	2	0.1	0.2
Resistencias (47 ohmios)	2	0.1	0.2
Capacitor (4.7uF)	2	0.1	0.2
Capacitor (1uF)	2	0.1	0.2
Amplificador Operacional (LM358)	1	1	2
LCD 16x2	1	9	9
Mano de obra	1	3	3
		Total a pagar (\$):	27.8
		Total a pagar (Lps):	667.2

(Autoría Propia, 2021)

Comparando el presupuesto total obtenido de fabricación se logra hacer el cálculo del ahorro en comparación del precio pico de los pulsioxímetros durante la pandemia, lo cual nos da un valor de Lps. 832.8 de ahorro, que representa un 55.52% menos que el valor pico total.

Actualmente se encuentra Lps. 750 lo cual se tiene un ahorro de 11.04%.

6.6 Comprobación de las hipótesis

- El microcontrolador más apto a usar fue el microcontrolador Arduino UNO, comprobando la hipótesis H1, el lenguaje flexible y adaptable que tiene el microcontrolador ayuda mucho a su ejecución, también añadir que es libre, lo cual tiene grandes posibilidades de adaptación a los requerimientos que se necesiten.
- Se comprueba la hipótesis H2, el cual hace mención a las partes que se estará añadiendo dentro del diseño del pulsioxímetro y estas mismas partes si fueron utilizadas dentro del hardware del pulsioxímetro.
- Haciendo la comparación del precio del pulsioxímetro (Lps. 1500, precio pico) y el presupuesto que se calculó para la fabricación a bajo costo (casi Lps. 667.2), se estima un ahorro de un 55.52%, con estos datos se toma la hipótesis estadística H3 como errónea y se acepta la alternativa cual menciona una cantidad mayor al 30%.
- Se hace la comprobación de la hipótesis estadística H4, teniendo la aprobación de la alternativa, el aumento de los precios de los pulsioxímetros fue de un 60%, precio pico en la pandemia siendo así Lps. 1500.
- Se comprueba la hipótesis H5, que hace mención a la causa de los rebrotes con respecto a los problemas de obtención de los pulsioxímetros y se acepta gracias a los resultados de la entrevista que menciona este factor durante la pandemia.

7 CONCLUSIONES

- El microcontrolador Arduino en general tiene muchas ventajas como es su programación y adaptabilidad, gracias a esto se puede lograr el diseño mediante su implementación y de esta forma hacer los cálculos de los signos vitales de forma efectiva.
- Se debe de tener en mente el mejor posible a fabricar en físico, acoplado todos los elementos que involucran el circuito acondicionado como circuito principal en la placa PCB a imprimir, se puede tener tamaños no muy cómodos o no muy viables para promover su fabricación y su venta al público ya que puede presentar problemas de conexión en el circuito.
- Los precios locales de los componentes electrónicos para el diseño de un pulsioxímetro óptimo ayudaron mucho a poder concretar lo que se deseaba en primer instante aunque, es posible disminuir su costo un poco más al tener mejores distribuidores de materiales electrónicos al tener un mejor precio de compra.
- Los precios de los pulsioxímetros aumentaron mucho en comparación a su precio base, demostrando la importancia de este dispositivo durante la pandemia, siendo un dispositivo de monitoreo de signos vitales, se obtiene una alta demanda teniendo como resultado su inflación de precio.
- Las dos razones o causas que más tuvieron efecto en la escases e inflación del precio del pulsioxímetros en el país fueron el cierre de fronteras y los rebrotes, causando un paro en el ingreso del producto médico al país, afectando el área de salud en su totalidad, subsistiendo con el producto ya interno que no pudo abastecer la alta demanda que se tenía en los momentos llevando a tiempos de escases o de reventa de productos a un alto precio, con solo este factor causado por la pandemia se obtienen altos problemas de atención en el país observando la gran importancia de este dispositivo durante la pandemia que ya es algo hoy en día fundamental tener uno en el hogar.

8 RECOMENDACIONES Y SUGERENCIAS

8.1 Recomendaciones de uso y fabricación

- Usar exactamente los elementos o materiales que se diseñen previamente antes de construir, sino se puede tener fallos o que no se vea la señal.
- Colocar el “dedo” entre el LED y el FOTOTRANSISTOR, colocarlo de forma “Relajada”(con soporte sobre la misma palma).
- Presionar un poco el FOTOTRANSISTOR con la “Yema del Dedo” para obtener una mejor señal.

8.2 Recomendaciones de display

El display en algunos casos es opcional, ya que con conexión directa a una computadora se puede visualizar las gráficas si uno desea, el display que se haga la elección es de determinar sus márgenes y pines a conectar, ya que serán enviados a través del microcontrolador que se hará a su elección, considerar también la cantidad de baudios que se usaran en la programación por medio de las hojas técnicas, es importante considerar estos criterios.

8.3 Recomendaciones de Programación

La programación de los pulsioxímetros u oxímetros de pulso están conformados por bucles de lectura constante, algo a tener en cuenta siempre que se hagan pruebas, para tener lecturas constantes y disminuir los márgenes entre lectura lo menos posible. La programación está a criterios de quien lo diseñe, se puede hacer de muchas formas, todo dependerá de los materiales que usara para poder construirlo, la adaptación de la programación solo se necesitara hacer conversiones en cuestiones de tamaños, numero de pines o hasta el display que se usara, todo esto hay que considerarlo al momento de poder diseñarlo.

9 BIBLIOGRAFÍA

- abb, u. (2020). *universo abb*. Obtenido de universo abb: <https://universoabb.com/pulsaciones-normales-en-reposo/>
- Canales, M. G. (2016). *Estudio de la saturación de oxígeno a través de pulsioximetría*. Madrid.
- Cancer, I. N. (2019). *cancer.gov*. Obtenido de cancer.gov: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/globulo-rojo>
- CDTecnologia. (2021). *CDTecnologia*. Obtenido de CDTecnologia: <https://cdtecnologia.net/arduino/24-arduino-uno-original.html>
- CDTecnologia. (2021). *CDTecnologia*. Obtenido de CDTecnologia: <https://cdtecnologia.net/diodos/1036-led-infrarrojo-5mm-de-950nm-5-unidades.html>
- CDTecnologia. (2021). *CDTecnologia*. Obtenido de CDTecnologia: <https://cdtecnologia.net/inicio/487-pantalla-lcd-16x2-con-interfaz-i2c-.html>
- CDTecnologia. (2021). *CDTecnologia*. Obtenido de CDTecnologia: <https://cdtecnologia.net/pantallas/2602-pantalla-oled-096-pulgadas-i2c-128x64.html>
- CDTecnologia. (2021). *CDTecnologia*. Obtenido de CDTecnologia: <https://cdtecnologia.net/transistor/1454-fotodiodo-bpx65.html>
- Daneri, P. A. (2007). Oxímetro de Pulso. En P. A. Daneri, *Electromedicina* (págs. 151-173). Buenos Aires: Hispano Americana S.A.
- definicion. (2018). *definicion*. Obtenido de definicion: <https://definicion.de/pulso-arterial/>
- dialnet. (2015). *dialnet*. Obtenido de dialnet: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2326981#:~:text=Todo%20proceso%20de%20medida%20de,se%20conoce%20com%C3%BAnmente%20como%20filtrado.>
- Domínguez, E. (27 de Abril de 2021). *El Heraldó*. Obtenido de El Heraldó: <https://www.elheraldo.hn/interactivos/1381569-529/coronavirus-honduras-mapa-casos>
- donasang. (2020). *donasang*. Obtenido de donasang: https://www.donasang.org/que-es-la-sang/es_index.html
- Dutta, S. S. (2018). *news-medical*. Obtenido de news-medical: [https://www.news-medical.net/health/What-is-Oxygen-Saturation-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/What-is-Oxygen-Saturation-(Spanish).aspx)

elcomercio. (6 de Febrero de 2021). *elcomercio*. Obtenido de elcomercio:

<https://elcomercio.pe/tecnologia/ciencias/coronavirus-covid-19-guia-de-accion-rapida-ante-sospechas-y-confirmacion-de-coronavirus-noticia/>

Fernandez, Ú. (3 de Agosto de 2020). *xataka*. Obtenido de xataka:

<https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>

fmasfarmacias. (2020). *fmasfarmacias*. Obtenido de fmasfarmacias:

<https://fmasfarmacias.com/analisis-y-control-parametros/>

Fuentes, M. (30 de Agosto de 2021). Preguntas sobre efectos de la pandemia en el comercio de oxímetros de pulso en el país. (R. Chacon, Entrevistador)

Galán, J. S. (9 de Febrero de 2016). *economipedia*. Obtenido de economipedia:

<https://economipedia.com/definiciones/presupuesto.html>

Garcia, V. (9 de Noviembre de 2010). *diario electronico hoy*. Obtenido de diario electronico

hoy: <https://www.diarioelectronicohoy.com/blog/el-amplificador-operacional>

Guerra, J. (15 de Julio de 2017). *tecnomed2000*. Obtenido de tecnomed2000:

<http://blog.tecnomed2000.com/2017/07/15/tipos-de-pulsioximetros-u-oximetros-de-dedo/>

hetpro-store. (2019). *hetpro-store*. Obtenido de hetpro-store: [https://hetpro-](https://hetpro-store.com/TUTORIALES/cny70-sensor-optico/)

[store.com/TUTORIALES/cny70-sensor-optico/](https://hetpro-store.com/TUTORIALES/cny70-sensor-optico/)

isetchile. (2014). *isetchile*. Obtenido de isetchile: [https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-](https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-como-funciona-la-amplificacion-de-senal-celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar%20un,datos%20e%20intern)

[como-funciona-la-amplificacion-de-senal-](https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-como-funciona-la-amplificacion-de-senal-celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar%20un,datos%20e%20intern)

[celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se](https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-como-funciona-la-amplificacion-de-senal-celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar%20un,datos%20e%20intern)

[%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar](https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-como-funciona-la-amplificacion-de-senal-celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar%20un,datos%20e%20intern)

[%20un,datos%20e%20intern](https://www.isetchile.cl/novedades/que-es-y-como-funciona-la-amplificacion-de-senal-celular#:~:text=En%20palabras%20simples%20la%20amplificaci%C3%B3n,una%20se%C3%B1al%20aumenta%20su%20potencia.&text=Los%20beneficios%20de%20instalar%20un,datos%20e%20intern)

Mahito, F. (30 de Octubre de 2020). *nippon*. Obtenido de nippon:

<https://www.nippon.com/es/japan-topics/g00960/>

Method, T. (2020). *biblioteca de competencias*. Obtenido de biblioteca de competencias:

<https://www.bibliotecadecompetencias.com/es/Competencia/Adaptabilidad>

paragon. (2016). *paragon*. Obtenido de paragon: [https://www.paragon.com.br/es/academico-](https://www.paragon.com.br/es/academico-2/que-es-simulacion/)

[2/que-es-simulacion/](https://www.paragon.com.br/es/academico-2/que-es-simulacion/)

Raffino, M. E. (1 de Octubre de 2020). *concepto.de*. Obtenido de concepto.de:

<https://concepto.de/programacion/>

- Salas, D. H. (2012). Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, 120.
Obtenido de scielo: http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1024-06752012000200011#:~:text=La%20oximetr%C3%ADa%20de%20pulso%20es,arterial%20se%20denomina%20PaO2.
- Severinghaus, J. W. (1987). *History of blood gas analysis*. Journal of clinical monitoring.
- Sevilla, A. (29 de Enero de 2016). *economipedia*. Obtenido de economipedia:
<https://economipedia.com/definiciones/precio.html>
- Vásquez, S. J. (10 de Marzo de 2021). Usar el oxímetro: cómo puede salvar una vida de las garras del covid-19. *La Prensa*, págs. 15-16.
- who. (24 de Febrero de 2010). *who*. Obtenido de who:
https://www.who.int/csr/disease/swineflu/frequently_asked_questions/pandemic/es/
- who.int. (12 de Octubre de 2020). *who.int*. Obtenido de who.int: <https://www.who.int/es/news-room/q-a-detail/coronavirus-disease-covid-19>

10 ANEXOS

10.1 Anexos 1: Código de Programación de Arduino

10.1.1 Programación de Arduino para simulación:

Código de Arduino, estableciendo márgenes de seguridad, con funcionamiento de alarma para advertir de anomalías según los valores que se detecten.

```
#include<LiquidCrystal.h>
```

```
LiquidCrystal lcd(3, 4, 10, 11, 12, 13);
```

```
int pulso =0;
```

```
int lr =0;
```

```
int li =0;
```

```
void setup()
```

```
{ pinMode(A0, INPUT);
```

```
  pinMode(A1, INPUT);
```

```
  pinMode(A2, INPUT);
```

```
  pinMode(5, OUTPUT);
```

```
  pinMode(6, OUTPUT);
```

```
  pinMode(7, OUTPUT);
```

```
lcd.begin(16,2);
```

```
lcd.setCursor(0,0);

lcd.print("Pulsioximetro");

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("Ricardo Chacón");

delay(1500);

lcd.clear();

}

void loop()

{ pulso = analogRead(A0);

  lr = analogRead(A1);

  li = analogRead(A2);

  lr = map(lr,0,1023,00,180);

  li = map(li,0,1023,00,100);

  lcd.clear();

  lcd.setCursor(0,0);

  lcd.print("BPM:");

  lcd.setCursor(4,0);

  lcd.print(lr);
```

```
lcd.setCursor(8,0);

lcd.print("SPO2:%");

lcd.setCursor(13,0);

lcd.print(li);

if(li<90)

{  digitalWrite(7,HIGH);

    digitalWrite(6,HIGH);

    lcd.setCursor(0,1);

    lcd.print("HIPOXEMIA");

}

else

{  digitalWrite(7,LOW);

    digitalWrite(6,LOW);

}

if (li>=90&&li<=100)

{  digitalWrite(5,HIGH);

    lcd.setCursor(0,1);

    lcd.print("SPO2 NORMAL");

}
```

```
else

{ digitalWrite(5,LOW);

}

delay(1000);

if (lr>100&&lr<=180)

{ digitalWrite(7,HIGH);

digitalWrite(6,HIGH);

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("TAQUICARDIA");

}

else if (lr<=60)

{ digitalWrite(7,HIGH);

digitalWrite(6,HIGH);

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("BRADICARDIA");

}

else

{ digitalWrite(7,LOW);

digitalWrite(6,LOW);
```

```
}  
  
if (lr>=60&&lr<=100)  
  
{ digitalWrite(5,HIGH);  
  
  lcd.setCursor(0,1);  
  
  lcd.print(" BPM NORMAL");  
  
}  
  
else  
  
{ digitalWrite(5,LOW);  
  
}  
  
delay(1000);  
  
}
```

10.1.2 Código de Programación de Arduino para fabricación:

Este código complementa las etapas de lectura, separación de señales al tener dos fotorreceptores, se analizan de forma individual obteniendo los valores de cada señal para su uso en los cálculos de la saturación de oxígeno en la sangre y el cálculo del ritmo cardiaco.

```
#include <LiquidCrystal.h>

//***** Conexion LCD 16x2 ****//

LiquidCrystal lcd(3, 4, 10, 11, 12, 13);

// *** Variables *** //

float spo2=0; // %spo2

float spo2total=0; //sumatoria de ambas señales

//Sensores Fototransistores//

int sensor=A0; //Fototransistor 790nm - 1050nm IR (950nm)

int valorSensor;

int sensor2=A1; //Fototransistor 400nm - 1100nm ROJO

int valorSensor2;

unsigned int intensidad_infrarrojo; // intensidad reflejada HbO2 (oxihemoglobina)

unsigned int intensidad_rojo; //intensidad refleada Hb (hemoglobina)

////

const int numReadings = 100; //numero de muestras para promedio
```

```
int readings[numReadings]; // Lecturas de la entrada analogica

int index = 0; // El indice de la lectura actual

int total = 0; // Total

float average = 0; // Promedio

//Variables de Calculo de BPM//

int buzzer=A2;

///// FRECUENCIOMETRO ///

long rango=5; // este es el rango por el que se disparará la salida 2 y pasa a estado lógico 1

long ultimamedicion; // contiene el valor de la última medición que disparó a lógico 1, la salida 2

int ciclo=0; // 1=alto 0=bajo

int cambiodeciclo=0;

int picodetension;

int valledetension=1023;

long contadorciclo;

int senal;

//Millis//

boolean estadoBPM = true; //guarda el estado del led (encendido o apagado)

boolean estadoLed = true; //guarda el estado del led (encendido o apagado)

int intervaloEncendido =200; // tiempo que esta encendido el led
```

```
int IntervaloApagado = 50; // tiempo que esta apagado el led

int IntervaloBPM = 15000; // tiempo que esta apagado el led

int IntervaloBPM2 = 1; // tiempo que esta apagado el led

unsigned long tiempoAnteriorEncendido = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar

unsigned long tiempoAnteriorApagado = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar

unsigned long tiempoAnteriorBPM = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar

unsigned long tiempoAnteriorBPM2 = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar

////////////////////////////////////

int pulsos=0;

int pulsos2=0;

//*****//

void setup()

{

Serial.begin(9600);

pinMode(buzzer, OUTPUT);

pinMode(A0, INPUT);

pinMode(A1, INPUT);

pinMode(A2, INPUT);

pinMode(5, OUTPUT);
```



```
pinMode(6, OUTPUT);

pinMode(7, OUTPUT);

// Iniciamos todas las lecturas a la entrada 0

for (int thisReading = 0; thisReading < numReadings; thisReading++)

readings[thisReading] = 0;

  lcd.begin(16,2);

  lcd.setCursor(0,0);

  lcd.print("Pulsioximetro");

  lcd.setCursor(0,1);

  lcd.print("Ricardo Chacón");

  delay(500);

  lcd.clear();

}

int bandera = 0;

void loop()

{

  ///***** LCD 16X2 *****///

  lcd.clear();

  lcd.setCursor(0,0);
```

```
lcd.print("BPM:");

lcd.setCursor(4,0);

lcd.print(average);

lcd.setCursor(8,0);

lcd.print("%SPO2:");

lcd.setCursor(13,0);

lcd.print(average);

if(average<90)

{ digitalWrite(7,HIGH);

digitalWrite(6,HIGH);

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("HIPOXEMIA");

}

else

{ digitalWrite(7,LOW);

digitalWrite(6,LOW);

}

if (average>=90&&average<=100)

{ digitalWrite(5,HIGH);
```

```
    lcd.setCursor(0,1);

    lcd.print("SPO2 NORMAL");

}

else

{  digitalWrite(5,LOW);

}

if (pulsos2>100&&pulsos2<=180)

{  digitalWrite(7,HIGH);

    digitalWrite(6,HIGH);

    lcd.setCursor(0,1);

    lcd.print("TAQUICARDIA");

}

else if (pulsos2<=60)

{  digitalWrite(7,HIGH);

    digitalWrite(6,HIGH);

    lcd.setCursor(0,1);

    lcd.print("BRADICARDIA");

}

else
```

```
{ digitalWrite(7,LOW);  
  
  digitalWrite(6,LOW);  
  
}  
  
if (pulsos2>=60&&pulsos2<=100)  
  
{ digitalWrite(5,HIGH);  
  
  lcd.setCursor(0,1);  
  
  lcd.print(" BPM NORMAL");  
  
}  
  
else  
  
{ digitalWrite(5,LOW);  
  
}  
  
delay(1000);  
  
//lectura de Fototransistores  
  
valorSensor=analogRead(sensor);  
  
intensidad_infrarrojo=valorSensor;  
  
valorSensor2=analogRead(sensor2);  
  
intensidad_rojo=valorSensor2;  
  
// calculo de % de saturacion de Oxigeno basada en la Ley de Beer-Lambert  
  
spo2total=((float)intensidad_rojo+(float)intensidad_infrarrojo);
```

```
spo2=((float)intensidad_infrarrojo/spo2total);
```

```
spo2=100.0*spo2;
```

```
spo2=spo2+47;
```

```
// Restamos la ultima lectura:
```

```
total= total - readings[index];
```

```
// Leemos del sensor:
```

```
readings[index] = spo2;
```

```
// Añadimos la lectura al total:
```

```
total= total + readings[index];
```

```
// Avanzamos a la proxima posicion del array
```

```
index = index + 1;
```

```
// Si estamos en el final del array...
```

```
if (index >= numReadings)
```

```
// ...volvemos al inicio:
```

```
index = 0;
```

```
// Calculamos el promedio:
```

```
average = total / numReadings;
```

```
// Lo mandamos a la PC como un valor ASCII
```

```
//*****Calculo de BPM*****//
```

```
senal=analogRead(A2); //guardamos el valor en la variable senal
```

```
if (senal >= ( ultimamedicion+10)&& ciclo ==0 ) // La salida 2 pasa a 1 logico si la tensión  
medida en la entrada analógica 0 es mayor que la anterior lectura + latensión de RANGO
```

```
{
```

```
    ultimamedicion = senal; // SE ASIGANA A LA VARIABLE ULTIMAMEDICION EL  
    VALOR LEIDO POR LA ENTRADA ANALÓGICA CERO
```

```
    ciclo=1;
```

```
}
```

```
if (senal>picodetension) // SI LA TENSIÓN MEDIDA POR LA ENTRADA CERO, ES LA  
MAYOR DETECTADA, SE ASIGNA A LA VARIABLE PICODETENSIÓN EL VALOR  
LEYDO POR AL ENTRADA CERO ANALÓGICA
```

```
{
```

```
    picodetension=senal; // SE ASIGNA EL VALOR LEYDO POR LA ENTRADA CERO  
    ANALÓGICA A LA VARIABLE PICODETENSIÓN.
```

```
}
```

```
pulsos++;
```

```
delay(1);
```

```
if((millis()-tiempoAnteriorEncendido)>=intervaloEncendido)&& ciclo==1){ //si ha transcurrido  
el periodo programado
```

```
    estadoLed=false; //actualizo la variable para apagar el led
```

```
    picodetension=senal;//SE ASIGNA A LA VARIABLE PICODETENSIÓN EL VALOR DE  
    LA TENSIÓN LEIDA POR EL PUERTO ANALÓGICO CERO
```

```
valledetension=senal;//SE ASIGNA A LA VALLEDETENSION EL VALOR DE LA  
TENSION LEIDA POR EL PUERTO ANALÓGICO CERO
```

```
digitalWrite(12,estadoLed); //apago el led
```

```
digitalWrite(buzzer,1);
```

```
tiempoAnteriorApagado = millis(); //guarda el tiempo actual para comenzar a contar el  
tiempo apagado
```

```
}
```

```
if (senal >= ( ultimamedicion + 2 ) // La salida 2 pasa a 1 logico si la tensión medida en la  
entrada analógica 0 es mayor que la anterior lectura + latensión de RANGO
```

```
{
```

```
    ultimamedicion = senal; // SE ASIGNA A LA VARIABLE ULTIMAMEDICION EL  
    VALOR LEIDO POR LA ENTRADA ANALÓGICA CERO
```

```
    ciclo=0;
```

```
}
```

```
    if (senal>valledetension) // SI LA TENSION MEDIDA POR LA ENTRADA CERO, ES LA  
    MAYOR DETECTADA, SE ASIGNA A LA VARIABLE PICODETENSION EL VALOR  
    LEYDO POR AL ENTRADA CERO ANALÓGICA
```

```
{
```

```
    valledetension = senal; // SE ASIGNA EL VALOR LEYDO POR LA ENTRADA CERO  
    ANALÓGICA A LA VARIABLE PICODETENSION.
```

```
}
```

```
digitalWrite(12, 0); //encendido el led
```

```
noTone(buzzer);
```

```

    delay(1);

    if(millis()-tiempoAnteriorBPM >= IntervaloBPM){ //si ha transcurrido el periodo programado

        estadoBPM=false;

        pulsos2=pulsos;

        tiempoAnteriorBPM=millis(); //guarda el tiempo actual para comenzar a contar el tiempo
        apagad

        pulsos = 0;

    }

    if(millis()-tiempoAnteriorBPM2>=IntervaloBPM2){ //si ha transcurrido el periodo programado

        estadoBPM=true;

        Serial.print("BPM: ");

        pulsos2=(pulsos2+pulsos2)/2;

        Serial.print(pulsos2);

        tiempoAnteriorBPM2 = millis(); //guarda el tiempo actual para comenzar a contar el tiempo
        apagado

    }

    if((millis()-tiempoAnteriorApagado>=IntervaloApagado)&&estadoLed==false && ciclo==1)
    //PULSO

    { //si ha transcurrido el periodo programado

        //pulsos++;

        picodetension=senal;//SE ASIGNA A LA VARIABLE PICODETENSIÓN EL VALOR DE
        LA TENSIÓN LEIDA POR EL PUERTO ANALÓGICO CERO

```



```
valledetension=senal;//SE ASIGNA A LA VALLEDETENSION EL VALOR DE LA  
TENSION LEIDA POR EL PUERTO ANALÓGICO CERO
```

```
estadoLed=true; //actualizo la variable para encender el led
```

```
digitalWrite(buzzer,1);
```

```
digitalWrite(12,estadoLed); //enciendo el led
```

```
tiempoAnteriorEncendido=millis(); //guarda el tiempo actual para comenzar a contar el  
tiempo encendido
```

```
}
```

```
/******* SERIAL PLOTTER *****/
```

```
Serial.print(spo2);
```

```
Serial.print(",");
```

```
Serial.println(average, DEC);
```

```
delayMicroseconds(1000);
```

```
Serial.print(pulsos);
```

```
Serial.print(",");
```

```
Serial.println(pulsos2, DEC);
```

```
delayMicroseconds(1000);
```

```
}
```

10.2 Anexos 2: Diseño y etapas de diseño establecido en Proteus para fabricación.

10.2.1 Diseño de Circuito para fabricación y uso médico

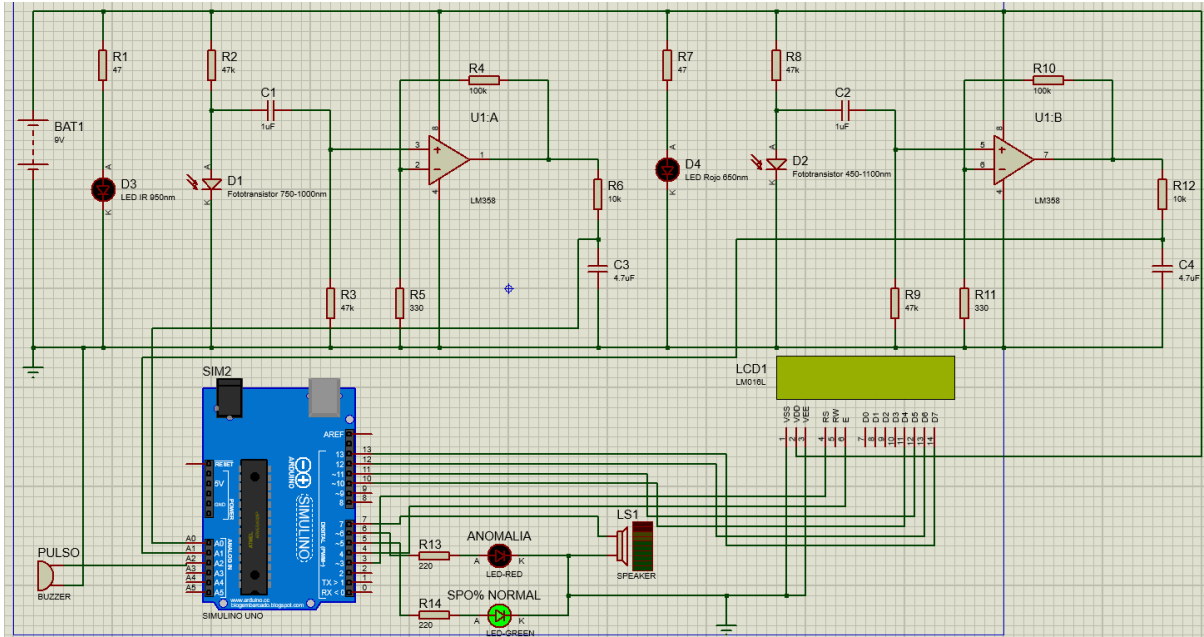


Figura 10.1 Diagrama de Circuito final para fabricación

En este circuito desarrollado, se hace usan diferentes etapas para que su funcionamiento sea óptimo.

10.2.2 Etapas

10.2.3 Sensor

Estos sensores están conformados por 1 LED IR 950nm, 1 LED Rojo 650nm y dos Fototransistor (750-1000nm y Fototransistor 450-1100nm) que estarán divididos para poder tener la detección de cada señal de forma independiente y se tendrá una mejor lectura de estas.

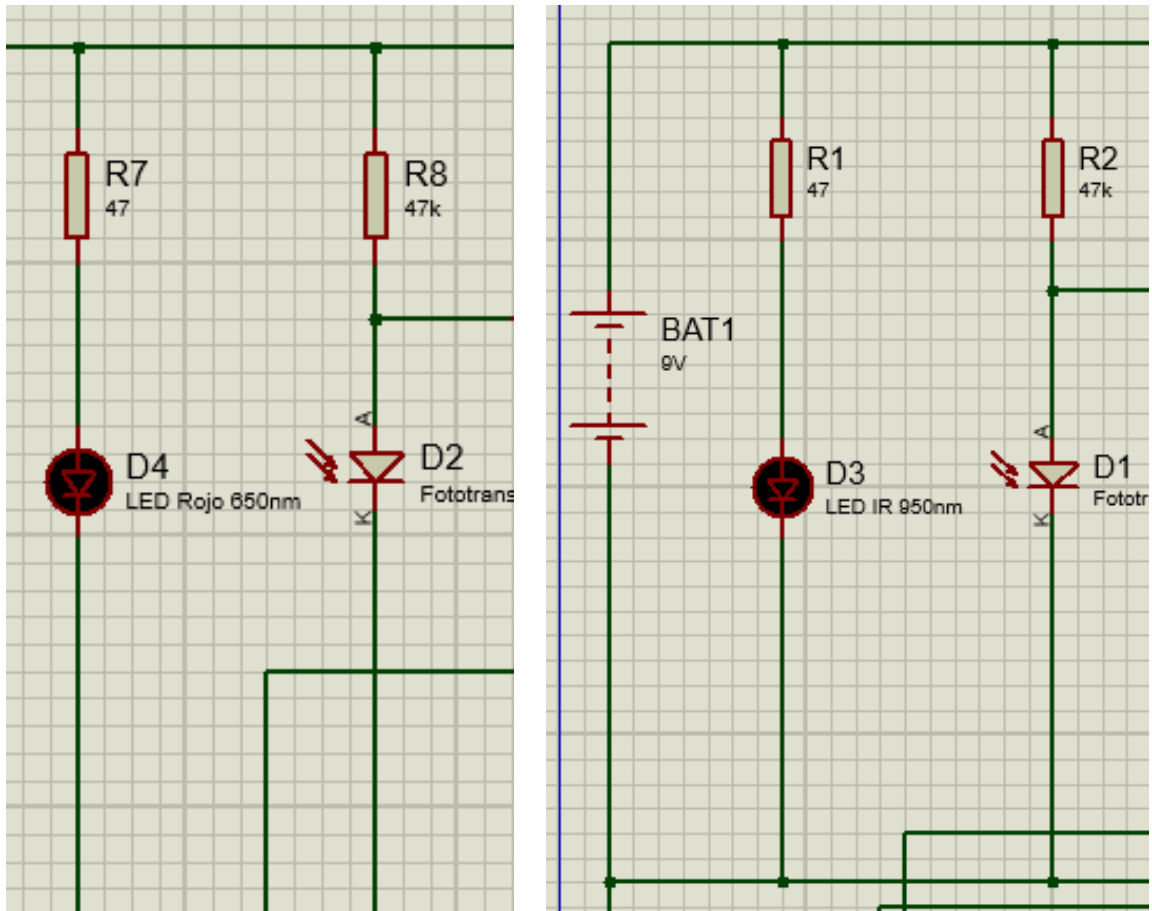


Figura 10.2 Diagrama de sensores en el circuito

10.2.4 Etapa de Filtrado de Señal

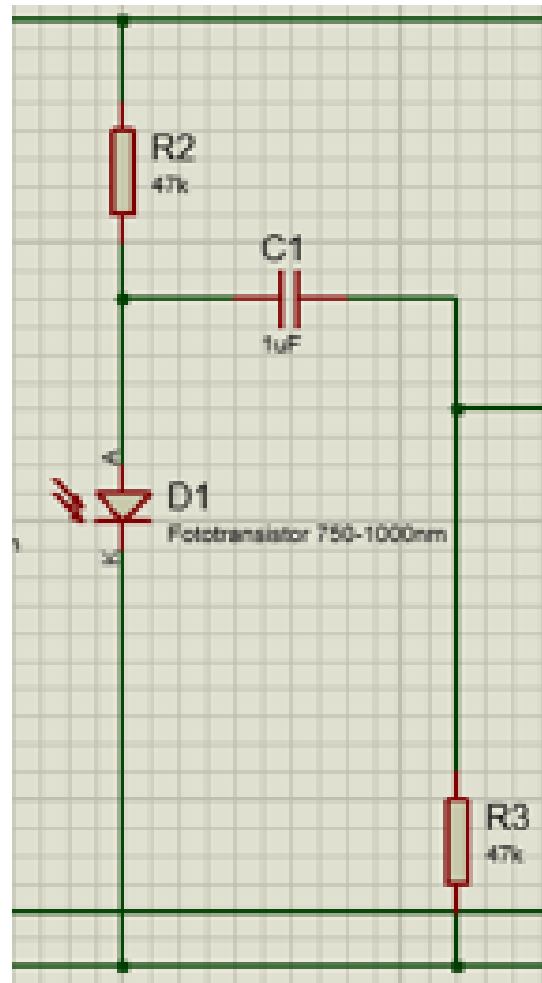


Figura 10.3 Filtrado de señal en el circuito.

En esta etapa se hace por medio de un filtrado analógico, de forma de filtro pasa banda, para tener una señal. El valor obtenido será la ganancia se determina a continuación:

$$F = \frac{1}{2\pi RC} \quad (17)$$

$$\frac{1}{2\pi(47 \times 10^3)(1 \times 10^{-6})} = 3.39 \text{ Hz}$$

Se obtiene una ganancia de 3.39 Hz de frecuencia de corte.

10.2.5 Etapa de Transimpedancia, tratamiento o adecuamiento de la señal

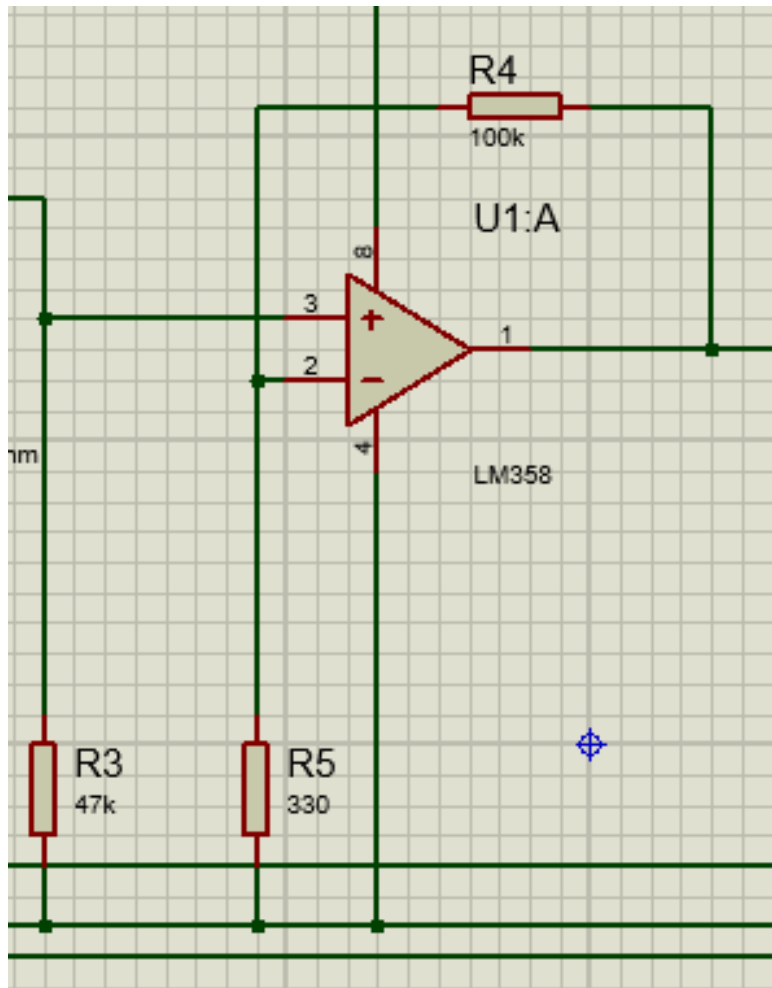


Figura 10.4 Transimpedancia en el diagrama del circuito

En esta etapa el amplificador operacional (LM358) con una primera etapa encargada de convertir la corriente a voltaje amplificador o amplificador de Transimpedancia. Nos permite convertir una corriente en un voltaje, que en este caso sería la corriente producida por el fotorreceptor fluiría por la resistencia en un bucle de retroalimentación en el amplificador operacional.

En este caso la resistencia que es 100k ohmios que se usa, es grande y esta ayuda al ajuste de ganancia en esta etapa de Transimpedancia. Se tiene el filtro que es un circuito de retroalimentación para ayudar a reducir el ruido de alta frecuencia. Al final se obtiene un

amplificador que no invierte, el cual amplifica e ingresa el voltaje de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$VR = 1 \left(\frac{R2}{R1} \right) \quad (18)$$

Donde:

R2: es la resistencia del bucle de retroalimentación.

R1: es la resistencia que está conectada a tierra.

$$VR = 1 \left(\frac{100 \times 10^3 \Omega}{330 \Omega} \right)$$

$$VR = 303.03$$

Se obtiene una ganancia total de 303.03.

10.2.6 Etapa de señal de salida amplificada

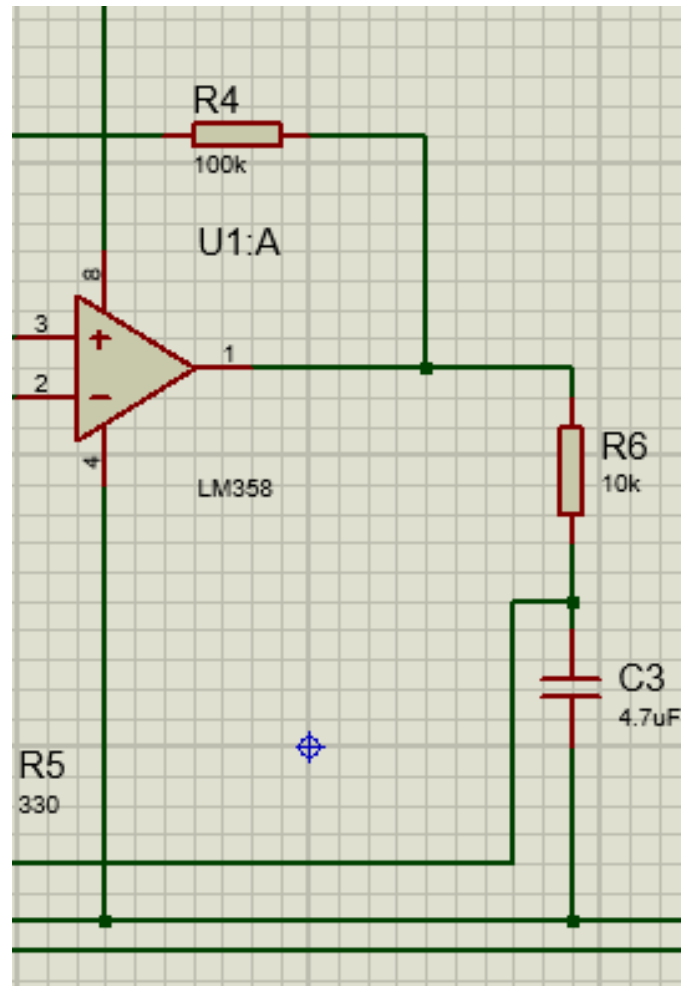


Figura 10.5 Etapa de señal amplificada

En esta etapa se hace la toma de datos o de la señal de salida del amplificador operacional entrante al Arduino. La señal en la salida de nuestra etapa de amplificación de CA se lee mediante el convertidor analógico digital en nuestro Arduino.

10.3 Anexos 3, Diagramas 2D y 3D de diseño óptimo del circuito eléctrico diseñado para la fabricación del pulsioxímetro

10.3.1 Diagrama de circuito óptimo a fabricar por medio de impresión en PCB

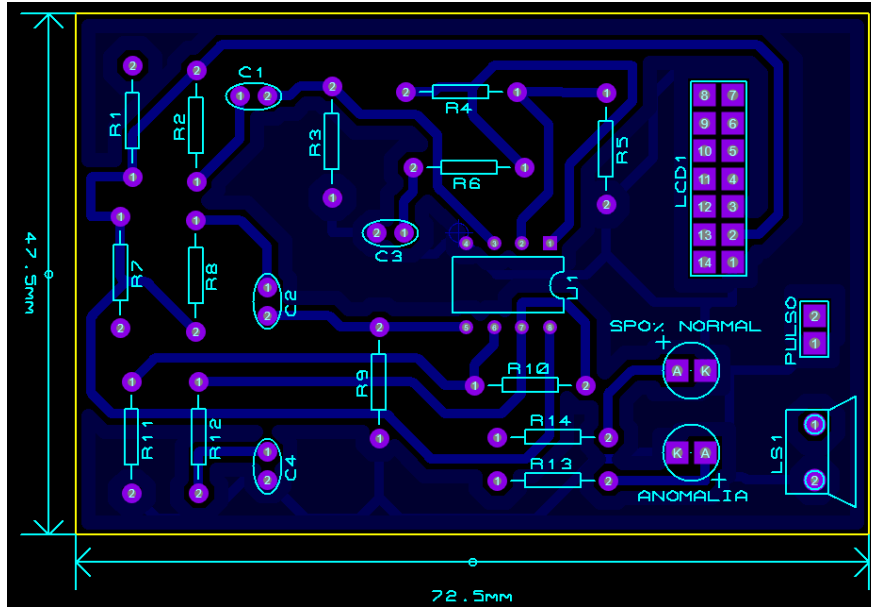


Figura 10.6 Circuito en PCB vista en Proteus

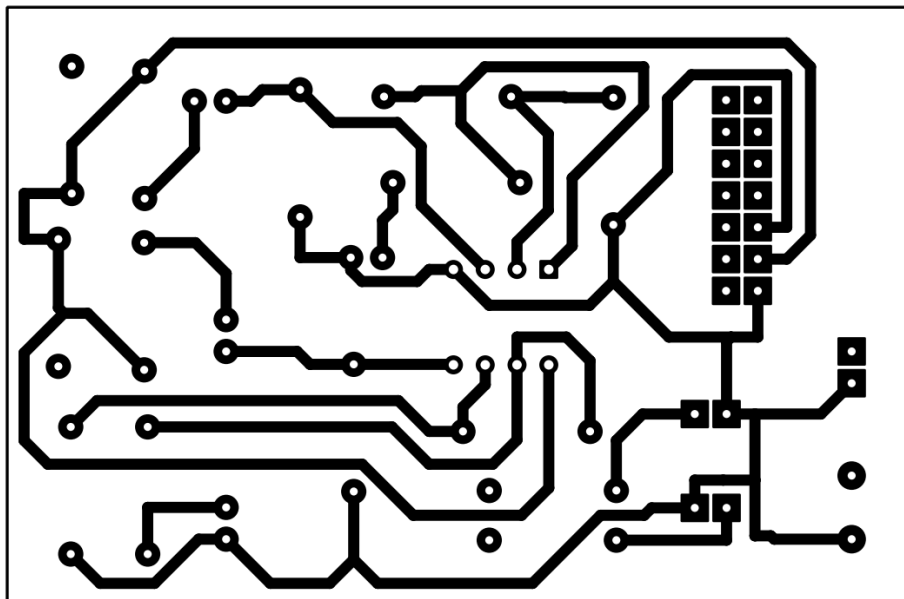


Figura 10.7 Circuito en PCB lista para impresión

En una placa de PCB con dimensiones de 72.5mm x 47.5mm.

Mejor opción de dimensiones por prueba y error para un funcionamiento óptimo y también eficiencia de espacio en la placa.

10.3.2 Vista 3D de placa de circuito en PCB (diseñado en proteus)

10.3.3 Vista Superior



Figura 10.8 Vista Superior de Circuito en Placa PCB

10.3.4 Vista Frontal

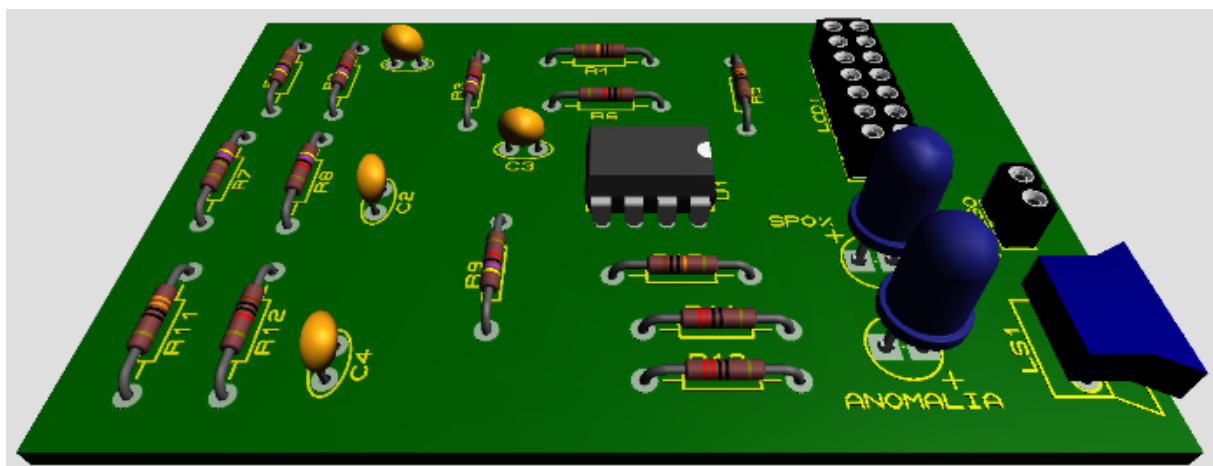


Figura 10.9 Vista Frontal de Circuito en Placa PCB

10.3.5 Vista Izquierda

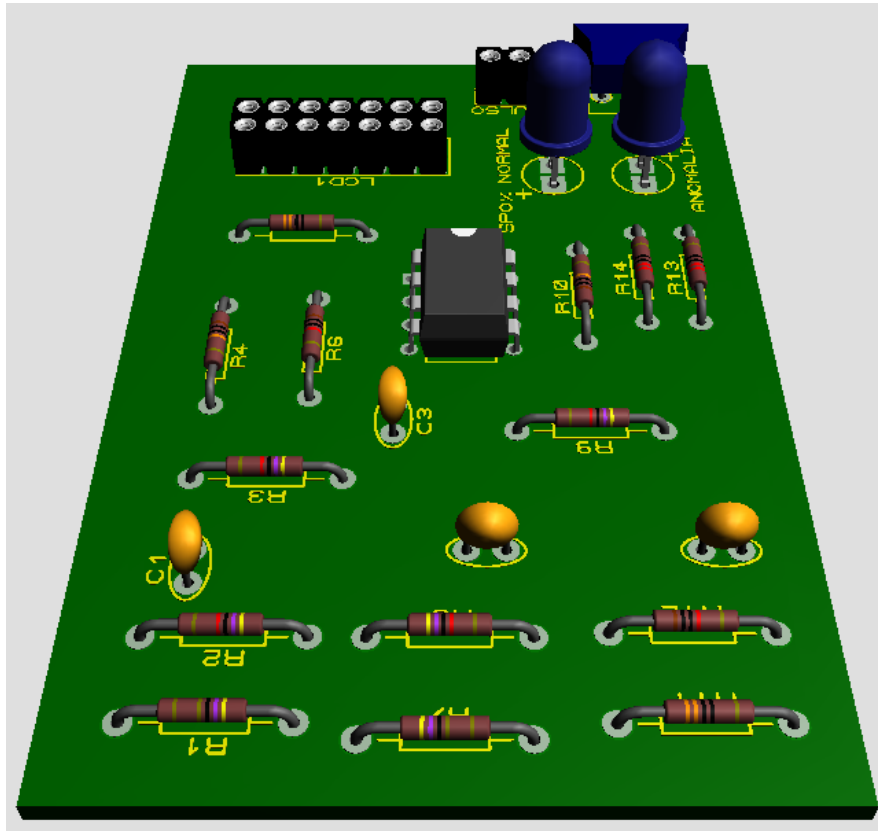


Figura 10.10 Vista Izquierda de Circuito en Placa PCB

10.3.6 Vista Trasera

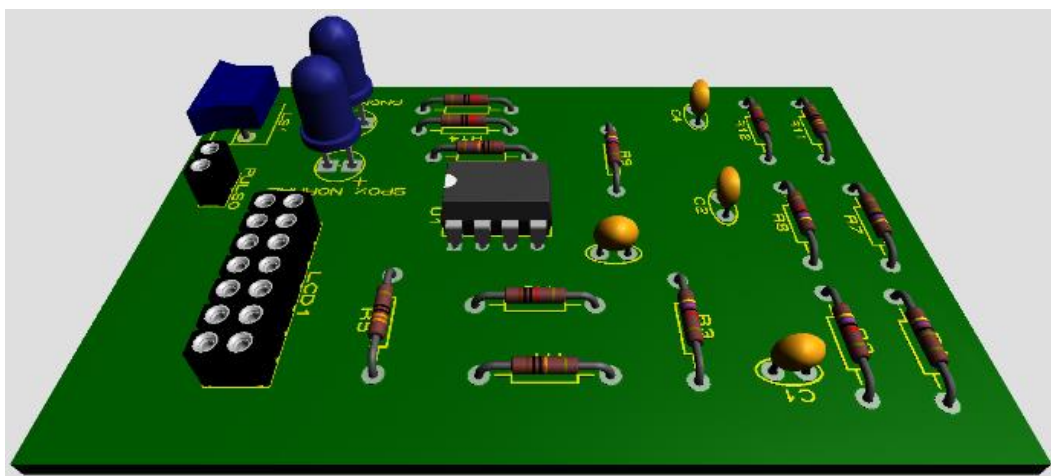


Figura 10.11 Vista Trasera de Circuito en Placa PCB

10.3.7 Vista Derecha

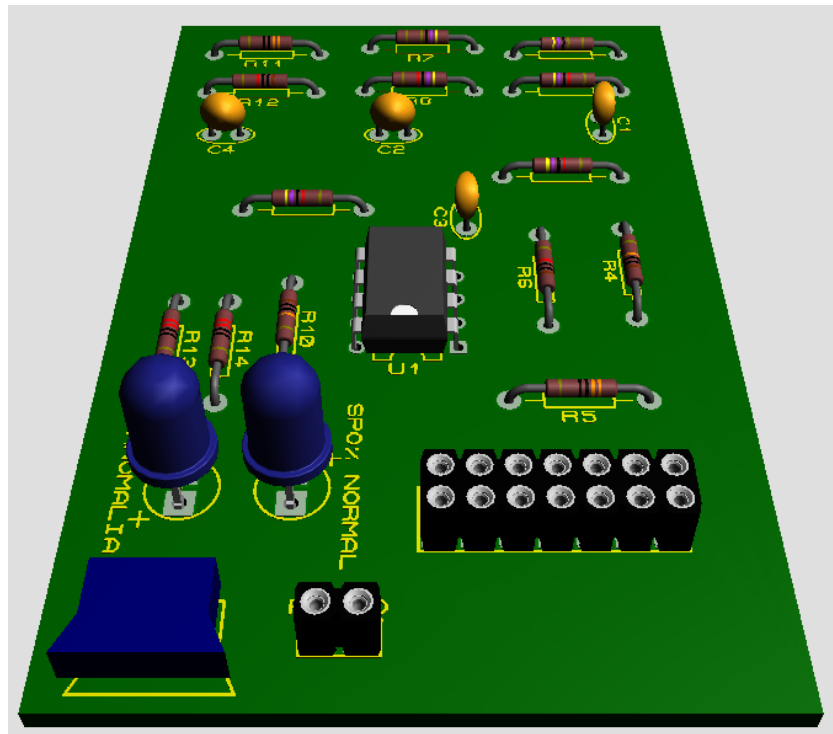


Figura 10.12 Vista Derecha de Circuito en Placa PCB

10.3.8 Vista Baja

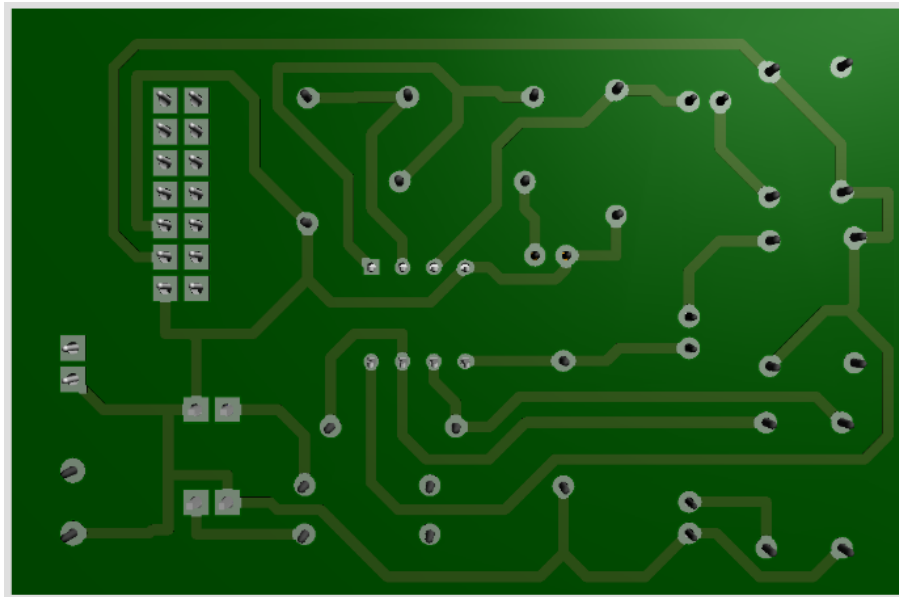


Figura 10.13 Vista Baja de Circuito en Placa PCB

10.4 Anexos 4: Entrevista usada para la recopilación de datos

10.4.1 Entrevista

CENTRO UNIVERSITARIO TECNOLÓGICO

Facultad de Ingeniería



Proyecto de Graduación

“Entrevista”

1. ¿Cree que la pandemia afectó mucho el área del mercado del equipo médico en el país?
¿De qué formas piensa?

2. ¿La pandemia afectó la importación de los oxímetros de pulso al país? ¿Cómo?

3. ¿La pandemia afectó los precios los precios de envío de los oxímetros y oxímetros del pulso?

4. ¿Cuáles fueron los precios de los oxímetros y oxímetros de pulso antes de la pandemia?

5. ¿Cuáles fueron los precios de los oxímetros y oxímetros de pulsos durante la pandemia?

6. ¿Cuántos oxímetros de pulso u oxímetros son vendidos mensualmente?

7. ¿Hubo una alta demanda de oxímetros de pulso al principio de la pandemia?

8. ¿Hubo momentos de escases de oxímetros de pulso durante la pandemia? ¿Cuánto tiempo?

9. ¿Cuánto es el precio mayor que ha llegado a costar un oxímetro de pulso durante la pandemia?

10.5 Anexos 5: Hojas Técnicas de componentes primarios del dispositivo

10.5.1 Hoja Técnica, LED Infrarrojo 950 nm



TSUS540.

Vishay Semiconductors

Infrared Emitting Diode, 950 nm, GaAs

Description

TSUS540. series are infrared emitting diodes in standard GaAs on GaAs technology, molded in a clear, blue-grey tinted plastic package. The devices are spectrally matched to silicon photodiodes and phototransistors.



99-0285

Features

- Low cost emitter
- Low forward voltage
- High radiant power and radiant intensity
- Suitable for DC and high pulse current operation
- Standard T-1 1/4 (∅ 5 mm) package
- Comfortable angle of half intensity $\phi = \pm 22^\circ$
- Peak wavelength $\lambda_p = 950 \text{ nm}$
- High reliability
- Good spectral matching to Si photodetectors
- Lead-free component
- Component in accordance to RoHS 2002/95/EC and WEEE 2002/96/EC

Applications

Infrared remote control and free air transmission systems with low forward voltage and comfortable radiation angle requirements in combination with PIN photodiodes or phototransistors.

Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	150	mA
Peak Forward Current	$t_p/T = 0.5, t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FM}	300	mA
Surge Forward Current	$t_p = 100 \mu\text{s}$	I_{FSM}	2.5	A
Power Dissipation		P_V	210	mW
Junction Temperature		T_J	100	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range		T_{amb}	- 55 to + 100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	- 55 to + 100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t \leq 5 \text{ sec}, 2 \text{ mm from case}$	T_{sol}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/ Ambient		$R_{\theta JA}$	375	K/W

TSUS540.

Vishay Semiconductors



Electrical Characteristics

$T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	V_F		1.3	1.7	V
Temp. Coefficient of V_F	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{VF}		-1.3		mV/K
Reverse Current	$V_R = 5\text{ V}$	I_R			100	μA
Junction capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_j		30		pF

Optical Characteristics

$T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit
Temp. Coefficient of ϕ_w	$I_F = 20\text{ mA}$	TK_{ϕ_w}		-0.8		%/K
Angle of Half Intensity		ϕ		± 22		deg
Peak Wavelength	$I_F = 100\text{ mA}$	λ_p		950		nm
Spectral Bandwidth	$I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$		50		nm
Temp. Coefficient of λ_p	$I_F = 100\text{ mA}$	TK_{λ_p}		0.2		nm/K
Rise Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_r		800		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_r		400		ns
Fall Time	$I_F = 100\text{ mA}$	t_f		800		ns
	$I_F = 1.5\text{ A}$	t_f		400		ns
Virtual Source Diameter		\varnothing		2.9		mm

Type Dedicated Characteristics

$T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Part	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 1.5\text{ A}$, $t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	TSUS5400	V_F		2.2	3.4	V
		TSUS5401	V_F		2.2	3.4	V
		TSUS5402	V_F		2.2	2.7	V
Radiant Intensity	$I_F = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	TSUS5400	I_w	7	14	35	mW/sr
		TSUS5401	I_w	10	17	35	mW/sr
		TSUS5402	I_w	15	20	35	mW/sr
	$I_F = 1.5\text{ A}$, $t_p = 100\text{ }\mu\text{s}$	TSUS5400	I_w	60	140		mW/sr
		TSUS5401	I_w	85	160		mW/sr
		TSUS5402	I_w	120	190		mW/sr
Radiant Power	$I_F = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	TSUS5400	ϕ_w		13		mW
		TSUS5401	ϕ_w		14		mW
		TSUS5402	ϕ_w		15		mW



Typical Characteristics (Tamb = 25 °C unless otherwise specified)

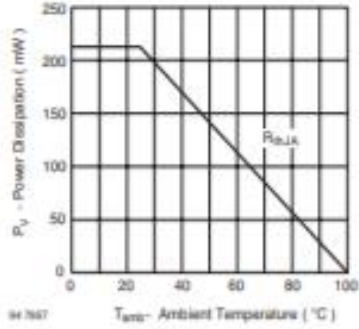


Figure 1. Power Dissipation vs. Ambient Temperature

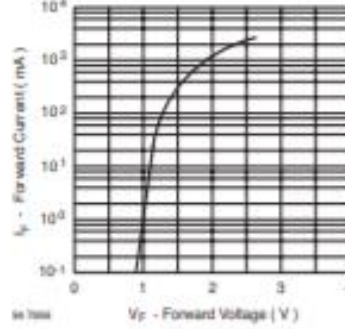


Figure 4. Forward Current vs. Forward Voltage

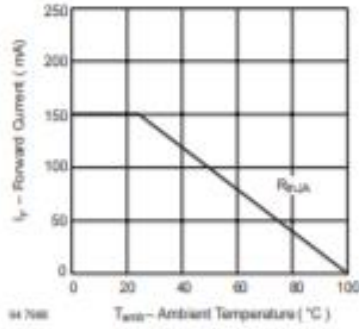


Figure 2. Forward Current vs. Ambient Temperature

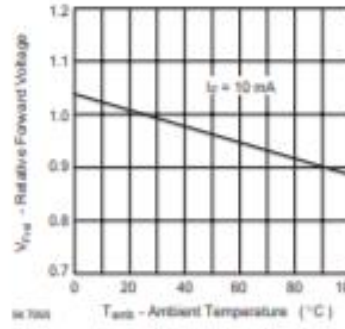


Figure 5. Relative Forward Voltage vs. Ambient Temperature

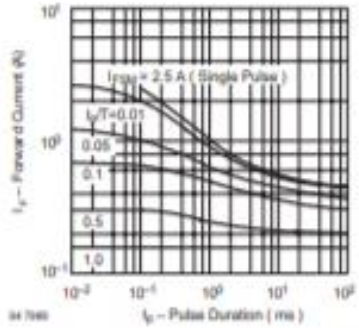


Figure 3. Pulse Forward Current vs. Pulse Duration

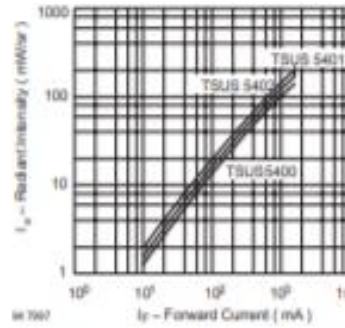


Figure 6. Radiant Intensity vs. Forward Current

TSUS540.

Vishay Semiconductors

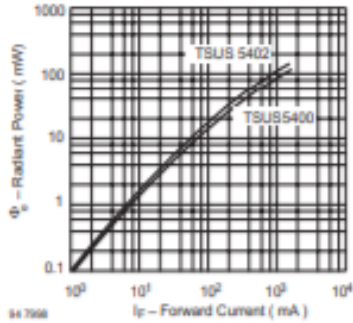


Figure 7. Radiant Power vs. Forward Current

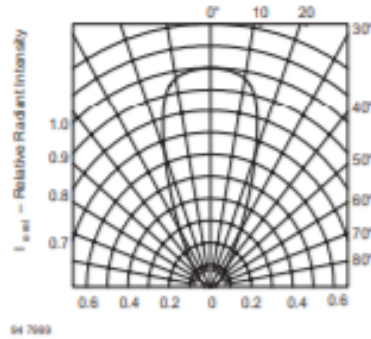


Figure 10. Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

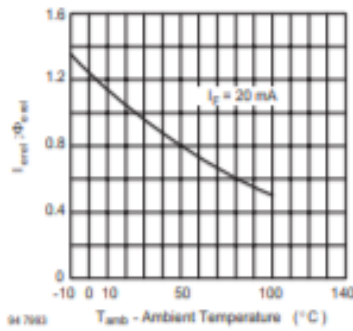


Figure 8. Rel. Radiant Intensity/Power vs. Ambient Temperature

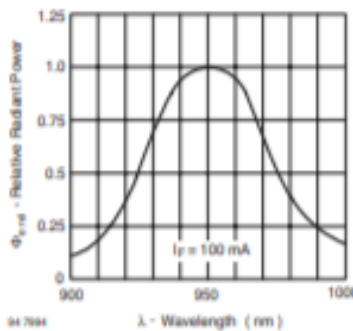
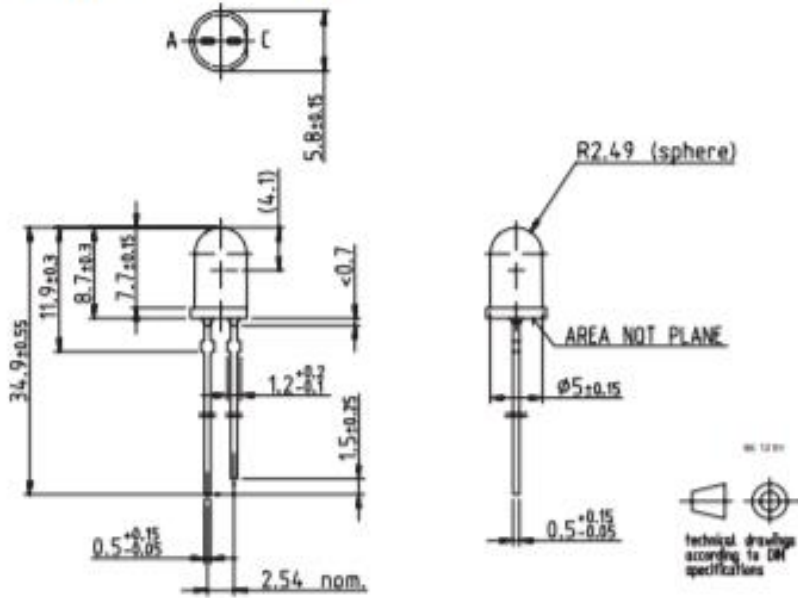


Figure 9. Relative Radiant Power vs. Wavelength



Package Dimensions in mm





Ozone Depleting Substances Policy Statement

It is the policy of Vishay Semiconductor GmbH to

1. Meet all present and future national and international statutory requirements.
2. Regularly and continuously improve the performance of our products, processes, distribution and operating systems with respect to their impact on the health and safety of our employees and the public, as well as their impact on the environment.

It is particular concern to control or eliminate releases of those substances into the atmosphere which are known as ozone depleting substances (ODS).

The Montreal Protocol (1987) and its London Amendments (1990) intend to severely restrict the use of ODS and forbid their use within the next ten years. Various national and international initiatives are pressing for an earlier ban on these substances.

Vishay Semiconductor GmbH has been able to use its policy of continuous improvements to eliminate the use of ODSs listed in the following documents.

1. Annex A, B and list of transitional substances of the Montreal Protocol and the London Amendments respectively
2. Class I and II ozone depleting substances in the Clean Air Act Amendments of 1990 by the Environmental Protection Agency (EPA) in the USA
3. Council Decision 88/540/EEC and 91/690/EEC Annex A, B and C (transitional substances) respectively.

Vishay Semiconductor GmbH can certify that our semiconductors are not manufactured with ozone depleting substances and do not contain such substances.

We reserve the right to make changes to improve technical design and may do so without further notice.

Parameters can vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by the customer. Should the buyer use Vishay Semiconductors products for any unintended or unauthorized application, the buyer shall indemnify Vishay Semiconductors against all claims, costs, damages, and expenses, arising out of, directly or indirectly, any claim of personal damage, injury or death associated with such unintended or unauthorized use.

Vishay Semiconductor GmbH, P.O.B. 3535, D-74025 Heilbronn, Germany
Telephone: 49 (0)7131 67 2831, Fax number: 49 (0)7131 67 2423

10.5.2 Hoja Técnica de LED Rojo 660 nm

Kingbright

2mm FLAT TOP LED LAMP

Part Number: L-13HD

Bright Red

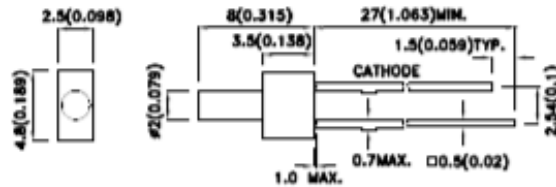
Features

- Mounts flush with panel.
- Low power consumption.
- Suitable for audio panel indicator.
- Fits 2mm hole in panel up to 3.5mm (.138").
- Long life - solid state reliability.
- RoHS compliant.

Description

The Bright Red source color devices are made with Gallium Phosphide Red Light Emitting Diode.

Package Dimensions



Notes:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is $\pm 0.25(0.01)$ unless otherwise noted.
3. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.
4. The specifications, characteristics and technical data described in the datasheet are subject to change without prior notice.



SPEC NO: DSAD0479

REV NO: V.7

DATE: APR/13/2010

PAGE: 1 OF 6

APPROVED: WYNEC

CHECKED: Allen Liu

DRAWN: Y.F.Lv

ERP: 1101009210

Kingbright

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (mcd) [2] @ 10mA		Viewing Angle [1]
			Min.	Typ.	2θ1/2
L-13HD	Bright Red (GaP)	RED DIFFUSED	0.4	1.5	70°

Notes:

1. θ1/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 of the optical peak value.
2. Luminous intensity/ luminous Flux: +/-15%.

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
λpeak	Peak Wavelength	Bright Red	700		nm	Ir=20mA
λD [1]	Dominant Wavelength	Bright Red	660		nm	Ir=20mA
Δλ1/2	Spectral Line Half-width	Bright Red	45		nm	Ir=20mA
C	Capacitance	Bright Red	40		pF	Vr=0V;f=1MHz
Vf [2]	Forward Voltage	Bright Red	2.25	2.5	V	Ir=20mA
Ir	Reverse Current	Bright Red		10	μA	Vr = 5V

Notes:

1. Wavelength: +/-1nm.
2. Forward Voltage: +/-0.1V.

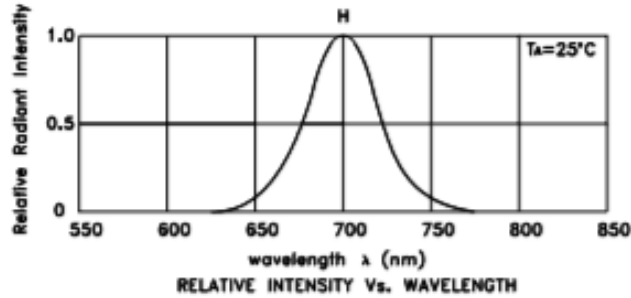
Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	Bright Red	Units
Power dissipation	62.5	mW
DC Forward Current	25	mA
Peak Forward Current [1]	130	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 3 Seconds	
Lead Solder Temperature [3]	260°C For 5 Seconds	

Notes:

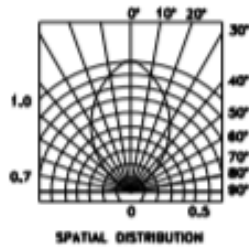
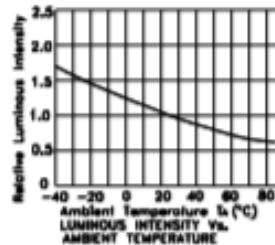
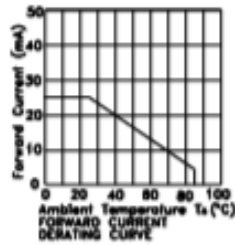
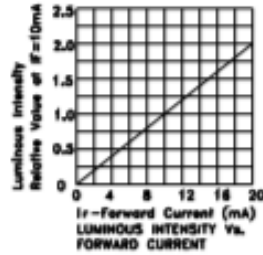
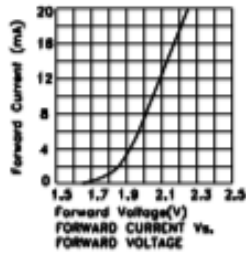
1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
2. 2mm below package base.
3. 5mm below package base.

Kingbright



Bright Red

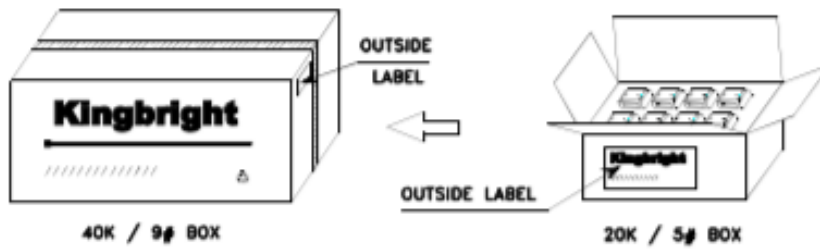
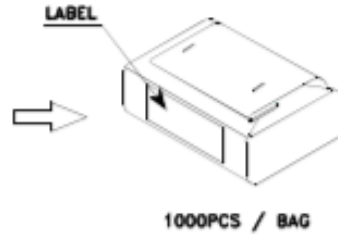
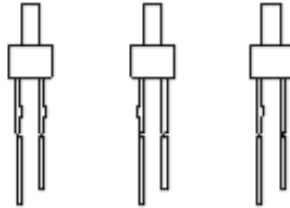
L-13HD



Kingbright

PACKING & LABEL SPECIFICATIONS

L-13HD



Kingbright		
P/NO: L-13xxx		
QTY: 1000 pcs	Q.C.	Q.C. XX-XX-XXXX PASSED
S/N: XXXX		
CODE: XXX		
LOT NO:		
RoHS Compliant		

Kingbright

LED MOUNTING METHOD

- The lead pitch of the LED must match the pitch of the mounting holes on the PCB during component placement. Lead-forming may be required to insure the lead pitch matches the hole pitch. Refer to the figure below for proper lead forming procedures.

(Fig. 1)

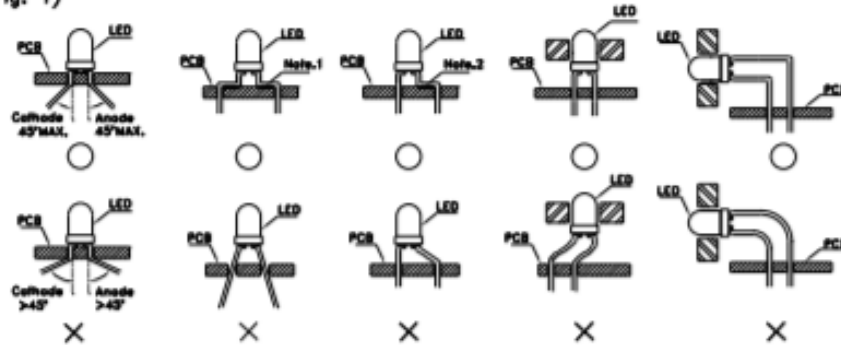


Fig.1

"○" Correct mounting method "X" Incorrect mounting method

Note 1-2 : Do not route PCB trace in the contact area between the leadframe and the PCB to prevent short-circuits.

- When soldering wire to the LED, use individual heat-shrink tubing to insulate the exposed leads to prevent accidental contact short-circuit.

(Fig. 2)



Fig. 2

- Use stand-offs (Fig. 3) or spacers (Fig. 4) to securely position the LED above the PCB.

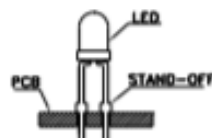


Fig. 3

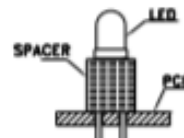


Fig. 4

Kingbright

LEAD FORMING PROCEDURES

1. Maintain a minimum of 2mm clearance between the base of the LED lens and the first lead bend. (Fig. 5 and 6)

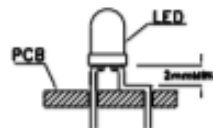


Fig. 5

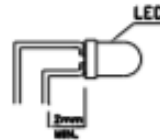


Fig. 6

2. Lead forming or bending must be performed before soldering, never during or after Soldering.
3. Do not stress the LED lens during lead-forming in order to fractures in the lens epoxy and damage the internal structures.
4. During lead forming, use tools or jigs to hold the leads securely so that the bending force will not be transmitted to the LED lens and its internal structures. Do not perform lead forming once the component has been mounted onto the PCB. (Fig. 7)
5. Do not bend the leads more than twice. (Fig. 8)

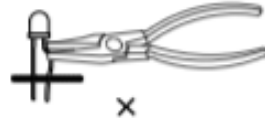


Fig. 7

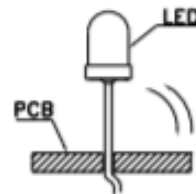


Fig. 8

6. After soldering or other high-temperature assembly, allow the LED to cool down to 50°C before applying outside force (Fig. 9). In general, avoid placing excess force on the LED to avoid damage. For any questions please consult with Kingbright representative for proper handling procedures.

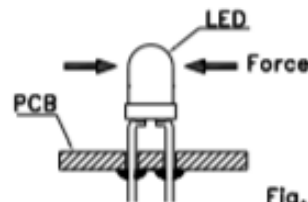


Fig. 9

10.5.3 Hoja Técnica de Fotorreceptor (750-1000nm y 450-1100nm)

Silicon PIN Photodiode



DESCRIPTION

TEFD4300F is a silicon PIN photodiode with high radiant sensitivity in black, T-1 plastic package with daylight blocking filter. Filter bandwidth is matched with 850 nm to 950 nm IR emitters.

FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: T-1
- Dimensions (in mm): Ø 3
- High radiant sensitivity
- Daylight blocking filter matched with 850 nm to 950 nm emitters
- Fast response times
- Angle of half sensitivity: $\phi = \pm 20^\circ$
- Package matched with IR emitter series VSLB3940, TSUS4300, and TSAL4400
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



Note

** Please see document "Vishay Material Category Policy":
www.vishay.com/doc299902

APPLICATIONS

- High speed photo detector for data transmission
- Optical switches
- Counters and sorters
- Interrupters
- Encoders
- Position sensors

PRODUCT SUMMARY			
COMPONENT	I_{sa} (μA)	ϕ (deg)	$\lambda_{0.5}$ (nm)
TEFD4300F	17	± 20	770 to 1070

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION			
ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
TEFD4300F	Bulk	MOQ: 5000 pcs, 5000 pcs/bulk	T-1

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25^\circ C$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_D	215	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$
Operating temperature range		T_{amb}	-40 to +100	$^\circ C$
Storage temperature range		T_{stg}	-40 to +100	$^\circ C$
Soldering temperature	$t \leq 3$ s, 2 mm from case	T_{sol}	260	$^\circ C$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	$R_{\theta jk}$	450	K/W



BASIC CHARACTERISTICS (T _{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	I _F = 50 mA	V _F		1		V
Breakdown voltage	I _R = 100 μA, E = 0	V _{BR(R)}	60			V
Reverse dark current	V _R = 10 V, E = 0	I ₀		0.15	3	nA
Diode capacitance	V _R = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C _D		3.3		pF
	V _R = 5 V, f = 1 MHz, E = 0	C _D		1.2		pF
Open circuit voltage	E _s = 1 mW/cm ² , λ = 950 nm	V _{OC}		350		mV
Temperature coefficient of V _{OC}	E _s = 1 mW/cm ² , λ = 950 nm	TK _{V_{OC}}		- 2.6		mV/K
Short circuit current	E _s = 1 mW/cm ² , λ = 950 nm	I _{sc}		15		μA
Temperature coefficient of I _{sc}	E _s = 1 mW/cm ² , λ = 950 nm	TK _{I_{sc}}		0.1		%/K
Reverse light current	E _s = 1 mW/cm ² , λ = 950 nm, V _R = 5 V	I _{0s}	9	17	27	μA
Angle of half sensitivity		φ		± 20		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ _p		950		nm
Range of spectral bandwidth		λ _{0.5}	770		1070	nm
Rise time	V _R = 10 V, R _L = 1 kΩ, λ = 820 nm	t _r		100		ns
Fall time	V _R = 10 V, R _L = 1 kΩ, λ = 820 nm	t _f		100		ns

BASIC CHARACTERISTICS (T_{amb} = 25 °C, unless otherwise specified)

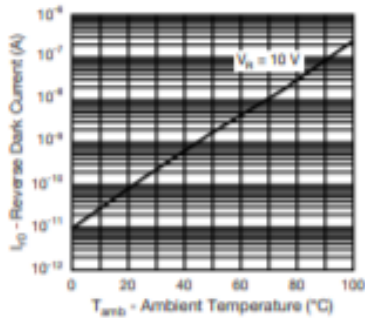


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

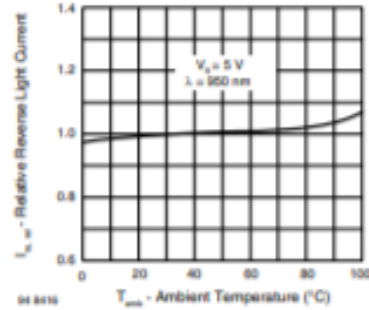


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature

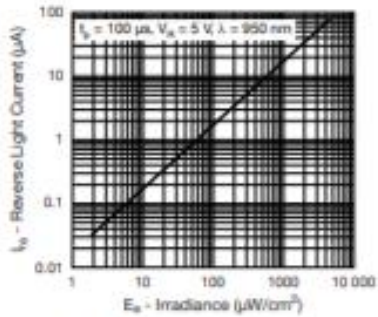


Fig. 3 - Reverse Light Current vs. Irradiance

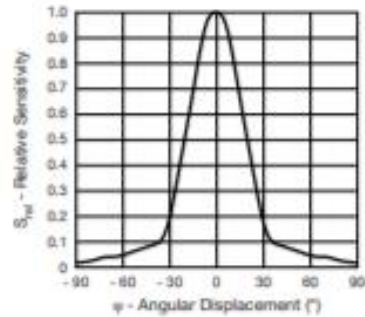


Fig. 6 - Relative Radiant Intensity vs. Angular Displacement

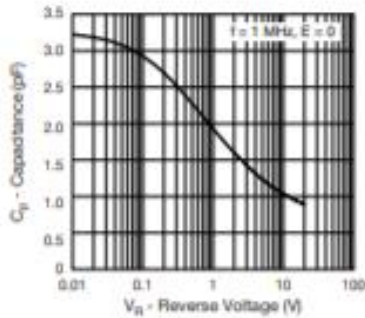


Fig. 4 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

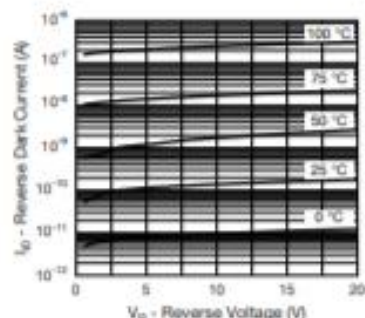


Fig. 7 - Dark Current vs. Reverse Voltage

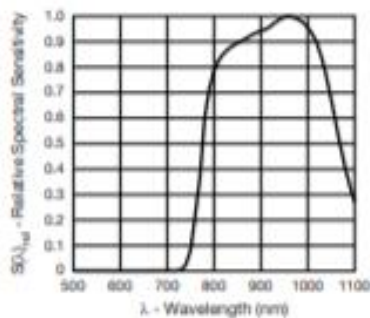
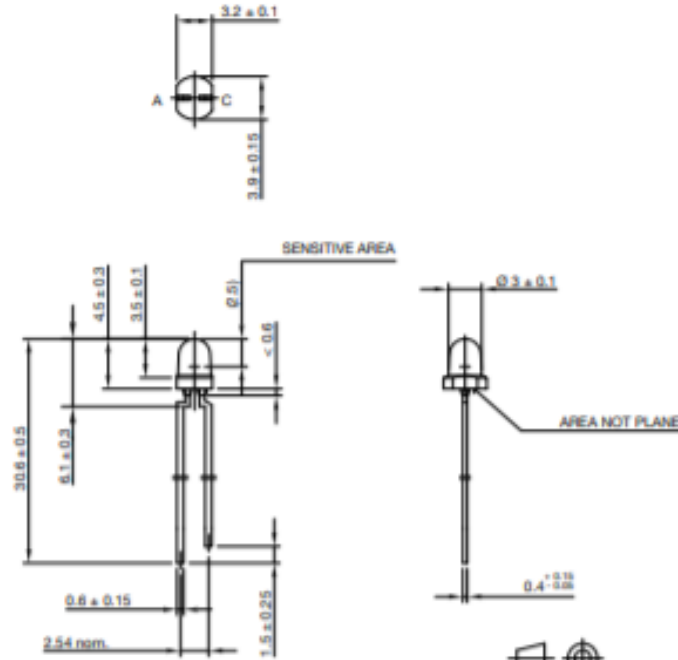


Fig. 5 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength



PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Drawing-No.: 6.544-5411.01-4
Issue: 1; 25.05.11
22618


technical drawings
according to DIN
specifications



Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and/or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

Material Category Policy

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as RoHS-Compliant fulfill the definitions and restrictions defined under Directive 2011/65/EU of The European Parliament and of the Council of June 8, 2011 on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment (EEE) - recast, unless otherwise specified as non-compliant.

Please note that some Vishay documentation may still make reference to RoHS Directive 2002/95/EC. We confirm that all the products identified as being compliant to Directive 2002/95/EC conform to Directive 2011/65/EU.

Vishay Intertechnology, Inc. hereby certifies that all its products that are identified as Halogen-Free follow Halogen-Free requirements as per JEDEC JS709A standards. Please note that some Vishay documentation may still make reference to the IEC 61249-2-21 definition. We confirm that all the products identified as being compliant to IEC 61249-2-21 conform to JEDEC JS709A standards.

Ultrafast Photodetectors

UPD Series

NEW MODELS:
Faster Rise Times & Wider
Wavelength Ranges



The UPD series of ultrafast photodetectors are best suited for measurement of optical waveforms from DC to 25 GHz. Various models feature rise times as short as **15 ps** and cover the spectral range from **170 to 2600 nm**.

All photodetectors are enclosed in compact and solid aluminum housings and can be biased with a battery or an external power supply.

The UV-extended versions of the silicon type photodetectors are the only commercial products that cover the spectral range from 170 to 1100 nm.

Another type of unique UV-sensitive InGaAs photodetectors can be used for detecting laser pulses in the range from 350 to 1700 nm, thus having the widest spectral range and the highest speed commercially available.

Perfect impedance matching and state-of-the-art microwave technology assure pulse form measurements without any ringing or artefacts. The customer is free to use a 50 Ω terminating resistor for highest speed operation, or a high impedance load for obtaining large signals. This guarantees maximum flexibility for diverse applications.

In combination with our BBA series of wideband high-gain amplifiers, the high-speed photodetectors are an advantageous alternative to the expensive and cumbersome avalanche photodiodes.

The UPD series high-speed photodetectors are indispensable tools for laser and photonics research.

Features

- Ultra High-Speed Operation
- Rise Times: **starting from 15 ps**
- Bandwidths: **up to 25 GHz**
- Spectral Ranges: **170 - 2600 nm**
- Compact Design
- Battery or External Power Supply
- Models for Free-Space Beam, or with FC/PC Receptacle or Pigtailed with SM Fiber

Applications

- Pulse Form Measurements
- Pulse Duration Measurements
- Precise Synchronization
- Mode Beating Monitoring
- Heterodyne Measurements

New Models Available: Faster Rise Times & Wider Wavelength Ranges

- **UPD-15-IR2-FC**: Ultrafast InGaAs PIN photodetector, rise time < 15 ps, bandwidth > 25 GHz, spectral range 800 - 1700 nm, fiber-coupled input with FC/APC connector
- **UPD-35-IR2-P**, **UPD-35-IR2-D**: Ultrafast InGaAs PIN photodetectors, rise time < 35 ps, bandwidth > 10 GHz, spectral range 800 - 1700 nm, with polished or diffuse window
- **UPD-35-UVIR-P**, **UPD-35-UVIR-D**: Ultrafast InGaAs PIN photodetectors, rise time < 35 ps, bandwidth > 10 GHz, spectral range 350 - 1700 nm, with polished or diffuse window
- **UPD-50-SP**, **UPD-50-SD**, **UPD-50-UD**, **UPD-50-UP**: Ultrafast Si PIN photodetectors, rise time 50 ps, fall time 50 ps, bandwidth > 7 GHz, spectral range 170 - 1100 nm or 320 - 1100 nm, with polished or diffuse window
- **UPD-100-IR1-P**: Ultrafast Ge photodetector, rise time < 100 ps, pulsewidth (FWHM) 100 ps, spectral range 400 - 2000 nm
- **UPD-3N-IR2-P**: Fast InGaAs photodetector, extended infrared range up to 2.1 μm , rise time 150 ps
- **UPD-5N-IR2-P**: Fast InGaAs photodetector, extended infrared range up to 2.6 μm , rise time 200 ps

LASERS, OPTICS, ELECTRONICS.
MADE IN GERMANY.
WWW.ALPHALAS.COM



UPD Series - Available Models										
Model	Rise Time (ps)	Bandwidth (GHz)	Spectral Range (nm)	Quantum Efficiency @ Peak	Sensitive Area (Dia. $\mu\text{m} / \text{mm}^2$)	Noise Equiv. Power (W/Hz)	Dark Current (nA)	Material	Optical Input / Window Type ¹⁾	RF Output Connector Type
UPD-15-IR2-FC	< 15	> 25	800 - 1700	75%	Fiber, 9 μm	1.0×10^{-11}	0.1	InGaAs	Fiber w. FC/APC ²⁾	SMA
UPD-30-VSG-P	< 30	> 10	320 - 900	40%	200x200 / 0.04	3.0×10^{-11}	0.1	GaAs	Polished, glass	SMA
UPD-35-IR2-P	< 35	> 10	800 - 1700	80%	55 / 0.0024	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs	Polished, glass	SMA
UPD-35-IR2-D	< 35	> 10	800 - 1700	80%	55 / 0.0024	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs	Diffuse, quartz	SMA
UPD-35-IR2-FR	< 35	> 10	800 - 1700	80%	55 / 0.0024	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs	FC/PC receptacle ³⁾	SMA
UPD-35-IR2-FC	< 35	> 10	800 - 1700	80%	Fiber, 9 μm	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs	Fiber w. FC/APC ²⁾	SMA
UPD-35-UVIR-P	< 35	> 10	350 - 1700	80%	55 / 0.0024	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs ⁴⁾	Polished, MgF ₂	SMA
UPD-35-UVIR-D	< 35	> 10	350 - 1700	80%	55 / 0.0024	1.0×10^{-11}	0.3	InGaAs ⁴⁾	Diffuse, quartz	SMA
UPD-40-VSI-P	< 40	> 8.5	500 - 1690	40%	200x200 / 0.04	3.0×10^{-10}	5000	InGaAs	Polished, glass	SMA
UPD-40-IR2-P	< 40	> 8.5	800 - 1700	80%	60 / 0.0028	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs	Polished, glass	SMA
UPD-40-IR2-D	< 40	> 8.5	800 - 1700	80%	60 / 0.0028	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs	Diffuse, quartz	SMA
UPD-40-IR2-FR	< 40	> 8.5	800 - 1700	80%	60 / 0.0028	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs	FC/PC receptacle ³⁾	SMA
UPD-40-IR2-FC	< 40	> 8.5	800 - 1700	80%	Fiber, 9 μm	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs	Fiber w. FC/APC ²⁾	SMA
UPD-40-UVIR-P	< 40	> 8.5	350 - 1700	80%	60 / 0.0028	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs ⁴⁾	Polished, MgF ₂	SMA
UPD-40-UVIR-D	< 40	> 8.5	350 - 1700	80%	60 / 0.0028	1.1×10^{-11}	0.5	InGaAs ⁴⁾	Diffuse, quartz	SMA
UPD-50-SP	< 50	> 7.0	320 - 1100	45%	100 / 0.0079	1.2×10^{-11}	0.001	Si	Polished, glass	SMA
UPD-50-SD	< 50	> 7.0	320 - 1100	45%	100 / 0.0079	1.2×10^{-11}	0.001	Si	Diffuse, quartz	SMA
UPD-50-UP	< 50	> 7.0	170 - 1100	45%	100 / 0.0079	1.2×10^{-11}	0.001	Si ⁵⁾	Polished, MgF ₂	SMA
UPD-50-UD	< 50	> 7.0	170 - 1100	45%	100 / 0.0079	1.2×10^{-11}	0.001	Si ⁵⁾	Diffuse, quartz	SMA
UPD-70-IR2-P	< 70	> 5.0	800 - 1700	80%	80 / 0.005	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs	Polished, glass	SMA
UPD-70-IR2-D	< 70	> 5.0	800 - 1700	80%	80 / 0.005	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs	Diffuse, quartz	SMA
UPD-70-IR2-FR	< 70	> 5.0	800 - 1700	80%	80 / 0.005	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs	FC/PC receptacle ³⁾	SMA
UPD-70-IR2-FC	< 70	> 5.0	800 - 1700	80%	Fiber, 9 μm	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs	Fiber w. FC/APC ²⁾	SMA
UPD-70-UVIR-P	< 70	> 5.0	350 - 1700	80%	80 / 0.005	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs ⁴⁾	Polished, MgF ₂	SMA
UPD-70-UVIR-D	< 70	> 5.0	350 - 1700	80%	80 / 0.005	2.0×10^{-11}	0.8	InGaAs ⁴⁾	Diffuse, quartz	SMA
UPD-100-IR1-P ⁶⁾	< 100	> 3.0	400 - 2000	80%	80 / 0.005	3.0×10^{-11}	700	Ge	Polished, glass	SMA
UPD-200-SP	< 175	> 2.0	320 - 1100	85%	400 / 0.126	1.5×10^{-11}	0.001	Si	Polished, glass	BNC
UPD-200-SD	< 175	> 2.0	320 - 1100	85%	400 / 0.126	1.5×10^{-11}	0.001	Si	Diffuse, quartz	BNC
UPD-200-UP	< 175	> 2.0	170 - 1100	85%	400 / 0.126	1.5×10^{-11}	0.001	Si ⁵⁾	Polished, MgF ₂	BNC
UPD-200-UD	< 175	> 2.0	170 - 1100	85%	400 / 0.126	1.5×10^{-11}	0.001	Si ⁵⁾	Diffuse, quartz	BNC
UPD-300-SP	< 300	> 1.0	320 - 1100	90%	600 / 0.283	3.0×10^{-11}	0.01	Si	Polished, glass	BNC
UPD-300-SD	< 300	> 1.0	320 - 1100	90%	600 / 0.283	3.0×10^{-11}	0.01	Si	Diffuse, quartz	BNC
UPD-300-UP	< 300	> 1.0	170 - 1100	90%	600 / 0.283	3.0×10^{-11}	0.01	Si ⁵⁾	Polished, MgF ₂	BNC
UPD-300-UD	< 300	> 1.0	170 - 1100	90%	600 / 0.283	3.0×10^{-11}	0.01	Si ⁵⁾	Diffuse, quartz	BNC
UPD-500-SP	< 500	> 0.6	320 - 1100	90%	800 / 0.5	3.5×10^{-11}	0.01	Si	Polished, glass	BNC
UPD-500-SD	< 500	> 0.6	320 - 1100	90%	800 / 0.5	3.5×10^{-11}	0.01	Si	Diffuse, quartz	BNC
UPD-500-UP	< 500	> 0.6	170 - 1100	90%	800 / 0.5	3.5×10^{-11}	0.01	Si ⁵⁾	Polished, MgF ₂	BNC
UPD-500-UD	< 500	> 0.6	170 - 1100	90%	800 / 0.5	3.5×10^{-11}	0.01	Si ⁵⁾	Diffuse, quartz	BNC
UPD-3N-IR2-P	< 150 ⁶⁾	> 0.4 ⁶⁾	800 - 2100	75%	300 / 0.07	1.5×10^{-11}	90	InGaAs	Polished, glass	BNC
UPD-5N-IR2-P	< 200 ⁶⁾	> 0.3 ⁶⁾	800 - 2600	70%	300 / 0.07	7.0×10^{-11}	2000	InGaAs	Polished, glass	BNC
UPD-2M-IR2-P	< 75000	> 0.004	900 - 1700	80%	2000 / 3.14	4.0×10^{-14}	5	InGaAs	Polished, glass	BNC
UPD-2M-IR2-P-1TEC ⁶⁾	< 75000	> 0.004	900 - 1700	75%	2000 / 3.14	1.0×10^{-14}	0.3	InGaAs	Polished, glass	BNC

Notes: ¹⁾ The diffuse window reduces the positioning accuracy requirements and increases the damage threshold at the cost of a reduced sensitivity by a factor of approx. three to five. **Recommended for high peak power lasers only.**

²⁾ This model has negative output. All other models have positive output by default but may be ordered with negative output if required.

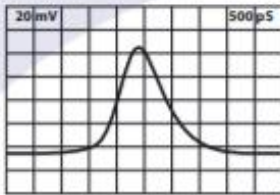
³⁾ With TEC cooling module, non-standard housing.

⁴⁾ Modified material with increased blue / UV sensitivity.

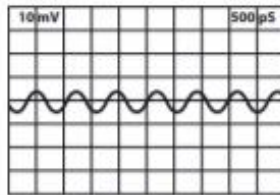
⁵⁾ Not compatible with the optional filter holder.

⁶⁾ Greatly improved performance.





High fidelity pulse form measurement with UPD-200-SP and 1 GHz oscilloscope. The light source is our PULSELAS™-P-1064-100 subnanosecond Q-switched laser.



Longitudinal mode beating of a He-Ne laser (633 nm) recorded with UPD-200-SP photodetector and 1 GHz oscilloscope. The modulation depth of the 1.5 GHz beating signal is limited to 25% by the oscilloscope bandwidth.

Power Sources for UPD Series
(depend on the photodetector model)

Low-Noise Power Supply
European Standard
Input: 230 V AC
Output: 12 V DC
Model: PS-UPD-12-EU

Low-Noise Power Supplies
Worldwide Usage
Input: 100 - 240 V AC

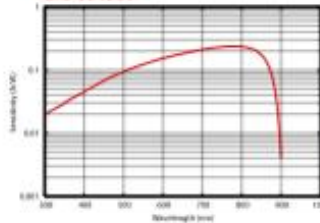
Output: 6 V DC
Model: PS-UPD-6-WW

Output: 9 V DC
Model: PS-UPD-9-WW

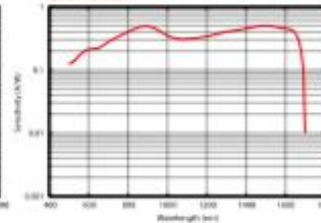
Output: 12 V DC
Model: PS-UPD-12-WW

Bias Battery
6 V
Model: BAT-UPD-6V

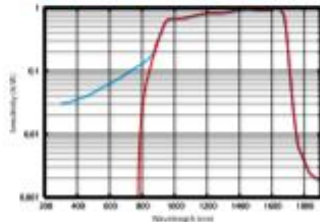
Spectral Response GaAs Schottky Ultrafast Photodetector
UPD-30-VSG-P



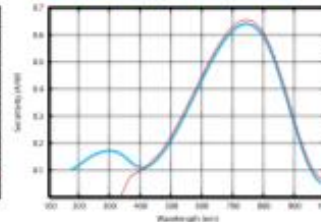
Spectral Response InGaAs Schottky Ultrafast Photodetector
UPD-40-VSI-P



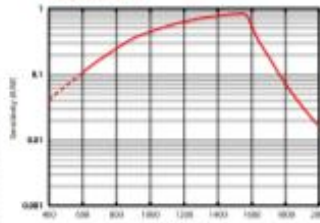
Spectral Response InGaAs Ultrafast Photodetectors
UPD-35-IR2-P, UPD-40-IR2-P, UPD-70-IR2-P
UPD-35-IRIR-P, UPD-40-IRIR-P, UPD-70-IRIR-P



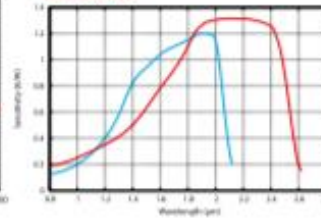
Spectral Response Si PIN Ultrafast Photodetectors
UPD-50-SI, UPD-100-SI, UPD-100-SI-UPD-500-SI
UPD-10-UI, UPD-200-UI, UPD-300-UI, UPD-500-UI



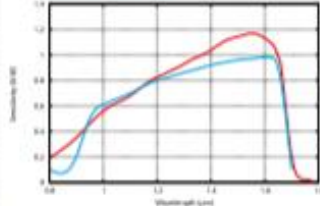
Spectral Response Ge pn Ultrafast Photodetectors
UPD-100-IR1-P



Spectral Response InGaAs PIN Ultrafast Photodetectors
UPD-3N-IR2-P
UPD-5N-IR2-P



Spectral Response InGaAs PIN Ultrafast Photodetectors
UPD-2M-IR2-P
UPD-2M-IR2-P-1TEC



Related Products

- Broadband Amplifiers BBA Series (amplitude gain: x10, x100 or variable x1+100)
- BNC 50 Ω Terminating Load
- SMA (male) to BNC (female) Adapter
- SMA to SMA Adapter
- Attenuator Filter Adapter

Important notice: The sensitivity curves are for reference only and are not recommended to be used for calibration or amplitude measurement purposes.

ALPHALAS GmbH
Bertha-von-Suttner-Str. 5
D-37085 Goettingen
Germany

TEL +49 - 551 - 77 06 147
FAX +49 - 551 - 77 06 146
E-MAIL sales@alphalas.com
WEB www.alphalas.com

LASERS, OPTICS, ELECTRONICS.
MADE IN GERMANY.
WWW.ALPHALAS.COM



Types and/or the specifications are available upon request. Specifications in this data sheet are subject to change without notice. No responsibility for typographical errors. ALPHALAS GmbH reserves the right to make changes without further notice to any products listed. ALPHALAS GmbH makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose. No claim ALPHALAS GmbH assumes any liability arising out of the application in or out of any product, and specifically disclaims any such liability, including without limitation consequential or incidental damages. Type of parameters that may be presented in ALPHALAS GmbH data sheets and/or specifications can vary in different supply chains and not per performance in any way over time. All operating parameters, including "typical", must be realized for each individual application by customer's technical experts. ALPHALAS GmbH products are intended for expert users only. ALPHALAS GmbH products are not designed, intended, or authorized for use in medical, surgical or any other human or non-human applications, or for any other applications in which the failure of the ALPHALAS GmbH product could result in a situation where personal injury or death might occur. Therefore, ALPHALAS GmbH products must not be used in such applications. Furthermore, ALPHALAS GmbH products must not be used in critical applications (e.g. air traffic control systems, in aviation, in nuclear facilities, in weapons systems, in safety or security systems, etc.). ALPHALAS GmbH products must not be used in radio-frequency proximity to any radio.

10.5.4 Hoja Técnica de Arduino Uno



ATmega328P

8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System
Programmable Flash

DATASHEET

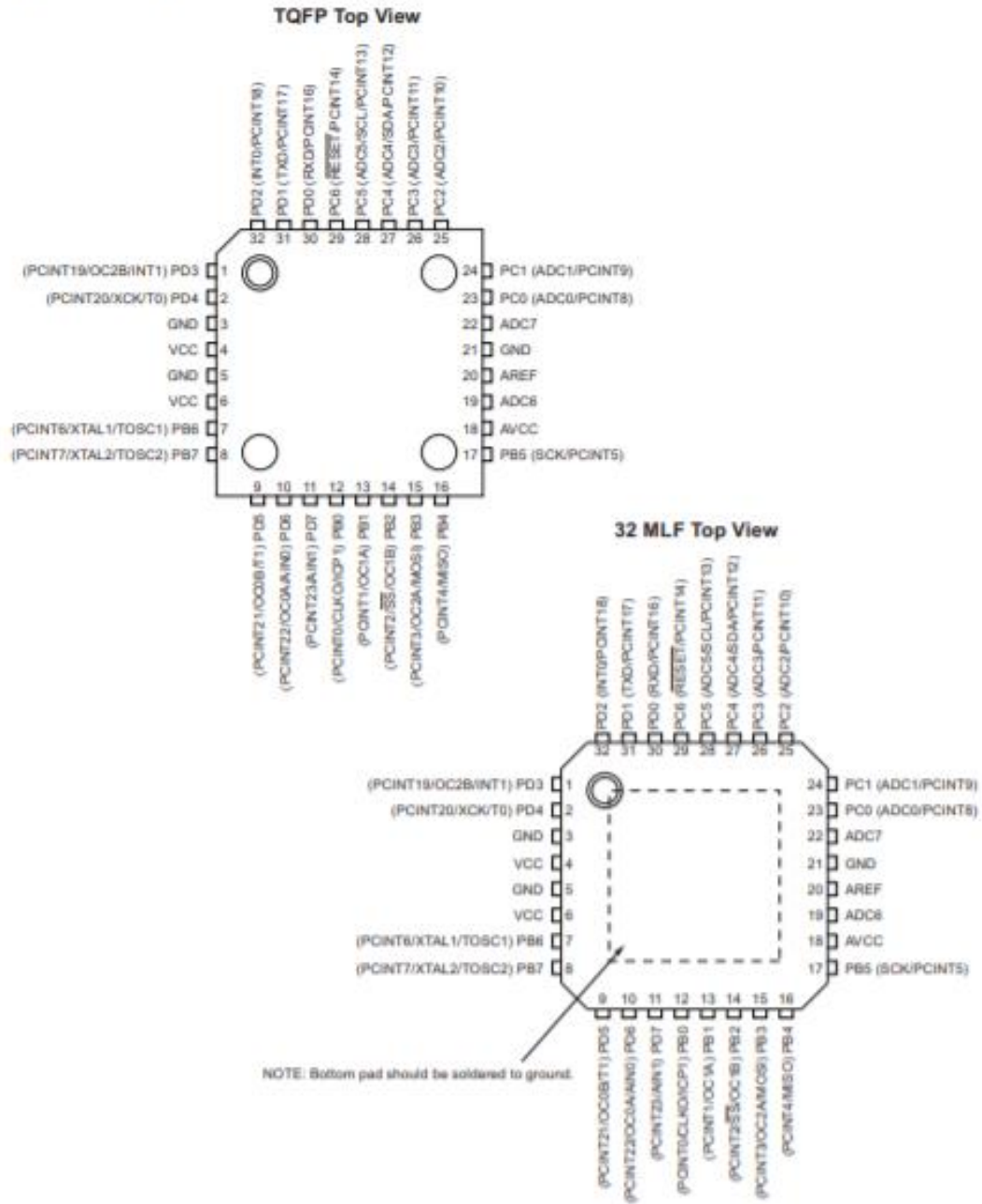
Features

- High performance, low power AVR[®] 8-bit microcontroller
- Advanced RISC architecture
 - 131 powerful instructions – most single clock cycle execution
 - 32 × 8 general purpose working registers
 - Fully static operation
 - Up to 16MIPS throughput at 16MHz
 - On-chip 2-cycle multiplier
- High endurance non-volatile memory segments
 - 32K bytes of in-system self-programmable flash program memory
 - 1Kbytes EEPROM
 - 2Kbytes internal SRAM
 - Write/erase cycles: 10,000 flash/100,000 EEPROM
 - Optional boot code section with independent lock bits
 - In-system programming by on-chip boot program
 - True read-while-write operation
 - Programming lock for software security
- Peripheral features
 - Two 8-bit Timer/Counters with separate prescaler and compare mode
 - One 16-bit Timer/Counter with separate prescaler, compare mode, and capture mode
 - Real time counter with separate oscillator
 - Six PWM channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature measurement
 - Programmable serial USART
 - Master/slave SPI serial interface
 - Byte-oriented 2-wire serial interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable watchdog timer with separate on-chip oscillator
 - On-chip analog comparator
 - Interrupt and wake-up on pin change
- Special microcontroller features
 - Power-on reset and programmable brown-out detection
 - Internal calibrated oscillator
 - External and internal interrupt sources
 - Six sleep modes: Idle, ADC noise reduction, power-save, power-down, standby, and extended standby

- I/O and packages
 - 23 programmable I/O lines
 - 32-lead TQFP, and 32-pad QFN/MLF
- Operating voltage:
 - 2.7V to 5.5V for ATmega328P
- Temperature range:
 - Automotive temperature range: -40°C to +125°C
- Speed grade:
 - 0 to 8MHz at 2.7 to 5.5V (automotive temperature range: -40°C to +125°C)
 - 0 to 16MHz at 4.5 to 5.5V (automotive temperature range: -40°C to +125°C)
- Low power consumption:
 - Active mode: 1.5mA at 3V - 4MHz
 - Power-down mode: 1µA at 3V

1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout



1.1 Pin Descriptions

1.1.1 VCC

Digital supply voltage.

1.1.2 GND

Ground.

1.1.3 Port B (PB7:0) XTAL1/XTAL2/TOSC1/TOSC2

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Depending on the clock selection fuse settings, PB6 can be used as input to the inverting oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

Depending on the clock selection fuse settings, PB7 can be used as output from the inverting oscillator amplifier.

If the internal calibrated RC oscillator is used as chip clock source, PB7..6 is used as TOSC2..1 input for the asynchronous Timer/Counter2 if the AS2 bit in ASSR is set.

The various special features of port B are elaborated in [Section 13.3.1 "Alternate Functions of Port B" on page 65](#) and [Section 8. "System Clock and Clock Options" on page 24](#).

1.1.4 Port C (PC5:0)

Port C is a 7-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The PC5..0 output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

1.1.5 PC6/RESET

If the RSTDISBL fuse is programmed, PC6 is used as an input pin. If the RSTDISBL fuse is unprogrammed, PC6 is used as a reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in [Table 28-4 on page 261](#). Shorter pulses are not guaranteed to generate a reset.

The various special features of port C are elaborated in [Section 13.3.2 "Alternate Functions of Port C" on page 68](#).

1.1.6 Port D (PD7:0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

The various special features of port D are elaborated in [Section 13.3.3 "Alternate Functions of Port D" on page 70](#).

1.1.7 AV_{CC}

AV_{CC} is the supply voltage pin for the A/D converter, PC3:0, and ADC7:6. It should be externally connected to V_{CC}, even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to V_{CC} through a low-pass filter. Note that PC8..4 use digital supply voltage, V_{CC}.

1.1.8 AREF

AREF is the analog reference pin for the A/D converter.

1.1.9 ADC7:6 (TQFP and QFN/MLF Package Only)

In the TQFP and QFN/MLF package, ADC7:6 serve as analog inputs to the A/D converter. These pins are powered from the analog supply and serve as 10-bit ADC channels.

1.2 Disclaimer

Typical values contained in this datasheet are based on simulations and characterization of actual ATmega328P AVR[®] microcontrollers manufactured on the typical process technology. automotive min and max values are based on characterization of actual ATmega328P AVR microcontrollers manufactured on the whole process excursion (corner run).

1.3 Automotive Quality Grade

The ATmega328P have been developed and manufactured according to the most stringent requirements of the international standard ISO-TS-16949. This data sheet contains limit values extracted from the results of extensive characterization (temperature and voltage). The quality and reliability of the ATmega328P have been verified during regular product qualification as per AEC-Q100 grade 1. As indicated in the ordering information paragraph, the products are available in only one temperature.

Table 1-1. Temperature Grade Identification for Automotive Products

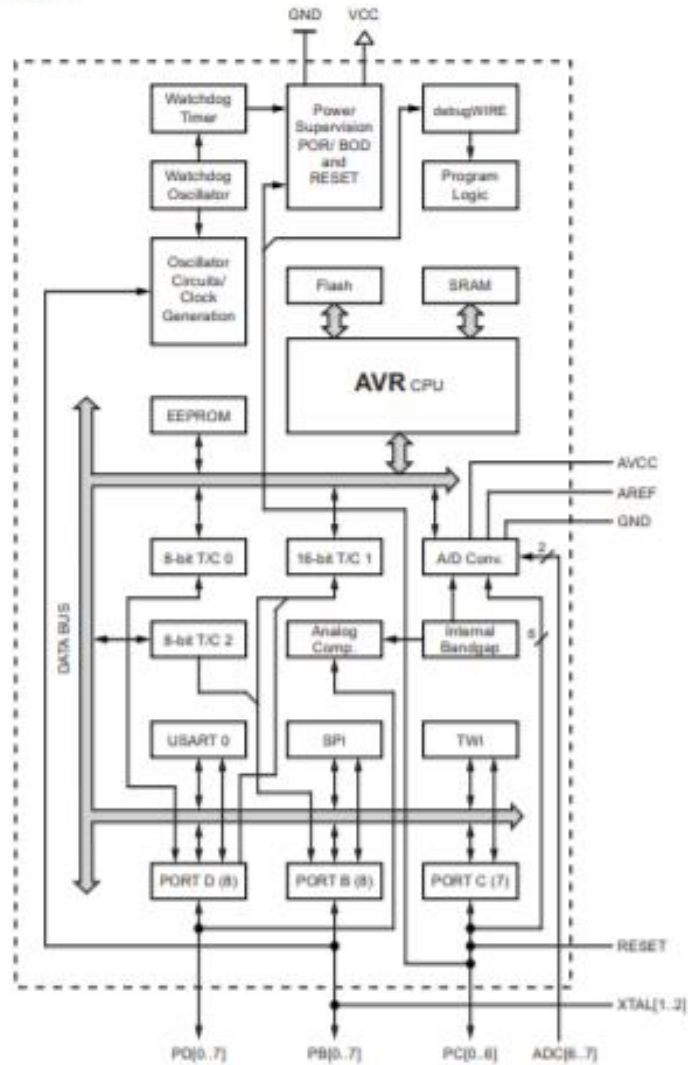
Temperature	Temperature Identifier	Comments
-40°C; +125°C	Z	Full automotive temperature range

2. Overview

The Atmel® ATmega328P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR® enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega328P achieves throughputs approaching 1MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The AVR[®] core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the arithmetic logic unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.

The Atmel[®] ATmega328P provides the following features: 32K bytes of in-system programmable flash with read-while-write capabilities, 1K bytes EEPROM, 2K bytes SRAM, 23 general purpose I/O lines, 32 general purpose working registers, three flexible Timer/Counters with compare modes, internal and external interrupts, a serial programmable USART, a byte-oriented 2-wire serial interface, an SPI serial port, a 6-channel 10-bit ADC (8 channels in TQFP and QFN/MLF packages), a programmable watchdog timer with internal oscillator, and five software selectable power saving modes. The idle mode stops the CPU while allowing the SRAM, Timer/Counters, USART, 2-wire serial interface, SPI port, and interrupt system to continue functioning. The power-down mode saves the register contents but freezes the oscillator, disabling all other chip functions until the next interrupt or hardware reset. In power-save mode, the asynchronous timer continues to run, allowing the user to maintain a timer base while the rest of the device is sleeping. The ADC noise reduction mode stops the CPU and all I/O modules except asynchronous timer and ADC, to minimize switching noise during ADC conversions. In standby mode, the crystal/resonator oscillator is running while the rest of the device is sleeping. This allows very fast start-up combined with low power consumption.

The device is manufactured using Atmel high density non-volatile memory technology. The on-chip ISP flash allows the program memory to be reprogrammed in-system through an SPI serial interface, by a conventional non-volatile memory programmer, or by an on-chip boot program running on the AVR core. The boot program can use any interface to download the application program in the application flash memory. Software in the boot flash section will continue to run while the application flash section is updated, providing true read-while-write operation. By combining an 8-bit RISC CPU with in-system self-programmable flash on a monolithic chip, the Atmel ATmega328P is a powerful microcontroller that provides a highly flexible and cost effective solution to many embedded control applications.

The ATmega328P AVR is supported with a full suite of program and system development tools including: C compilers, macro assemblers, program debugger/simulators, in-circuit emulators, and evaluation kits.

3. Resources

A comprehensive set of development tools, application notes and datasheets are available for download on <http://www.atmel.com/avr>.

4. Data Retention

Reliability qualification results show that the projected data retention failure rate is much less than 1 PPM over 20 years at 85°C or 100 years at 25°C.

5. About Code Examples

This documentation contains simple code examples that briefly show how to use various parts of the device. These code examples assume that the part specific header file is included before compilation. Be aware that not all C compiler vendors include bit definitions in the header files and interrupt handling in C is compiler dependent. Please confirm with the C compiler documentation for more details.

For I/O registers located in extended I/O map, "IN", "OUT", "SBIS", "SBIC", "CBI", and "SBI" instructions must be replaced with instructions that allow access to extended I/O. Typically "LDS" and "STS" combined with "SBRS", "SBRC", "SBR", and "CBR".

10.5.5 Hoja Técnica de Amplificador Operacional (LM358)



UNISONIC TECHNOLOGIES CO., LTD

LM358

LINEAR INTEGRATED CIRCUIT

DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER

DESCRIPTION

The UTC LM358 consists of two independent high gain, internally frequency compensated operational amplifier. It can be operated from a single power supply and also split power supplies.

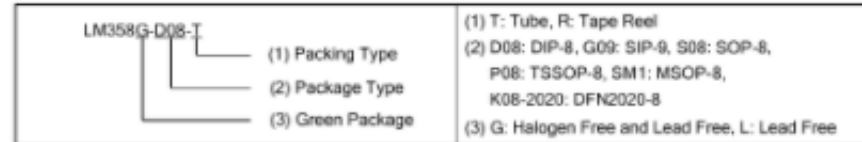
FEATURES

- *Internally frequency compensated for unity gain.
- *Wide power supply range 3V - 32V.
- *Input common-mode voltage range include ground.
- *Large DC voltage gain.

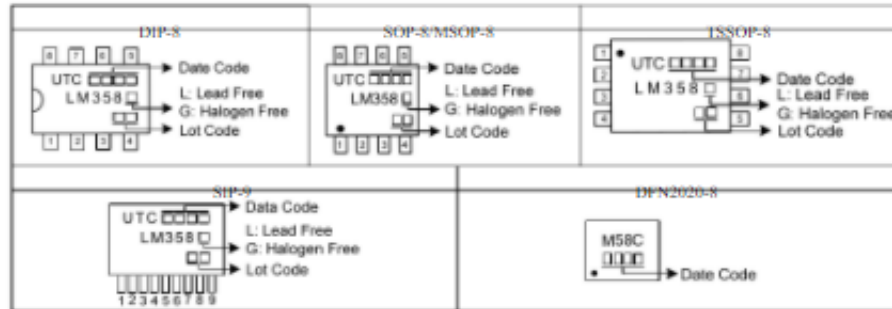


ORDERING INFORMATION

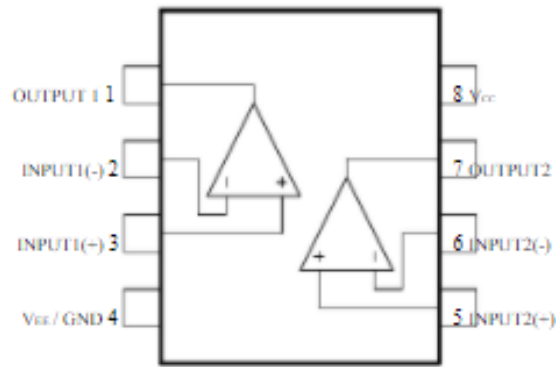
Ordering Number		Package	Packing
Lead Free	Halogen-Free		
LM358L-D08-T	LM358G-D08-T	DIP-8	Tube
LM358L-L09-T	LM358G-G09-T	SIP-9	Tube
LM358L-P08-R	LM358G-P08-R	TSSOP-8	Tape Reel
LM358L-S08-R	LM358G-S08-R	SOP-8	Tape Reel
LM358L-SM1-R	LM358G-SM1-R	MSOP-8	Tape Reel
LM358L-K08-2020-R	LM358G-K08-2020-R	DFN2020-8	Tape Reel



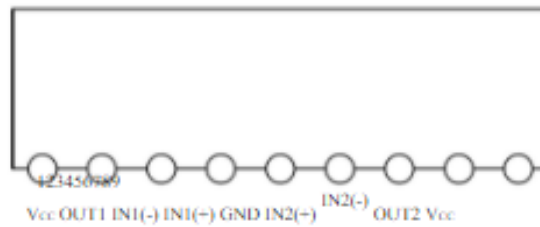
MARKING



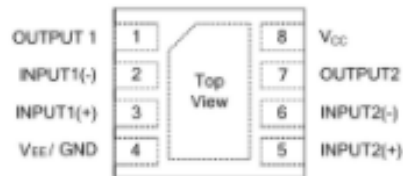
□ PIN DESCRIPTION



SOP-8/DIP-8/MSOP-8/TSSOP-8

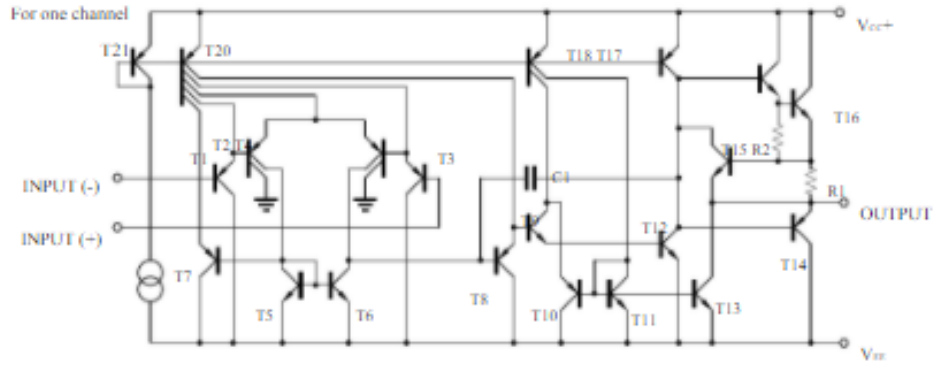


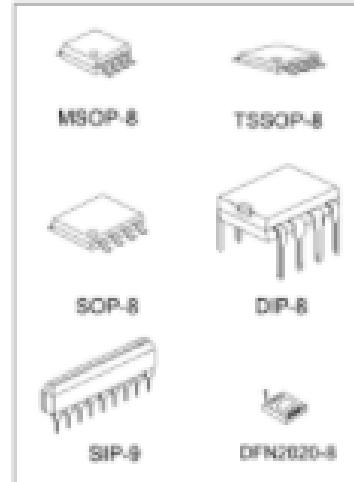
SIP-9

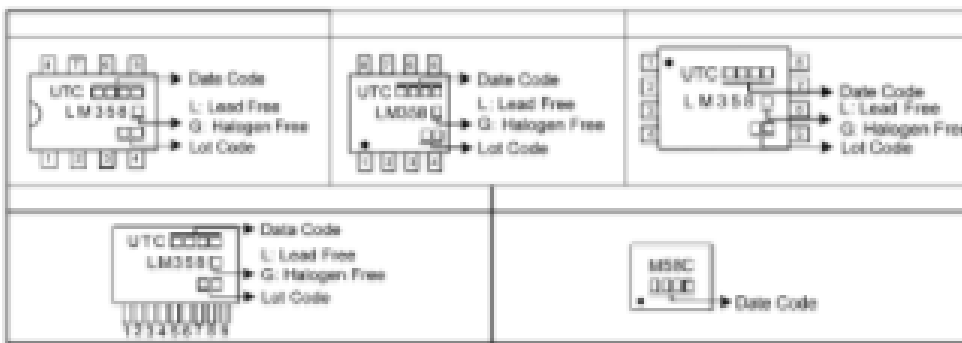


DFN2020-8

□ BLOCK DIAGRAM







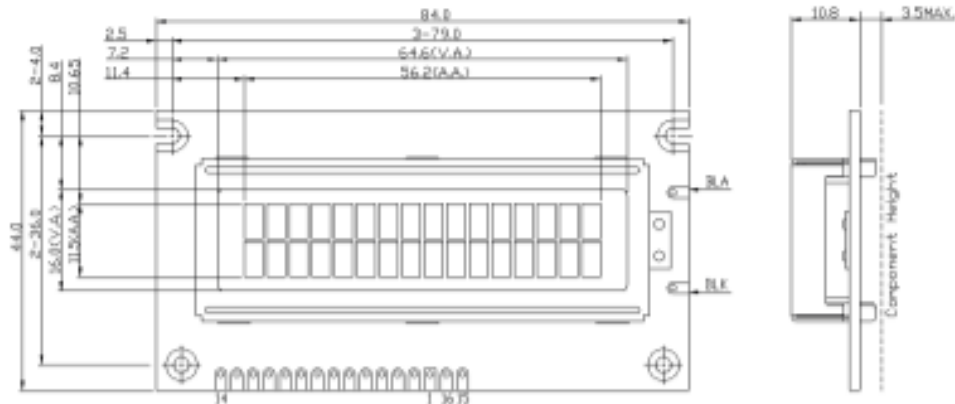
10.5.6 Hoja Técnica de Pantalla LCD 16x2



Character Type LCD Module

LMB162H series

OUTLINE DRAWING



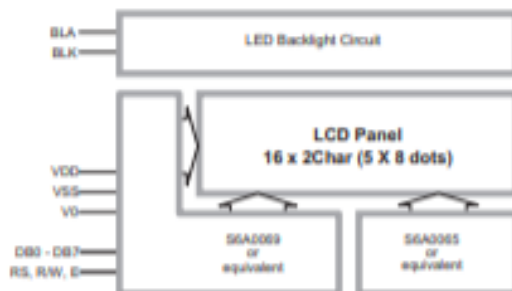
TERMINAL FUNCTIONS

Pin	Name	Descriptions
1	VSS	0V Power Supply, Ground
2	VDD	Positive Power Supply
3	V0	LCD Contrast Reference Supply
4	RS	Register Select RS-HIGH: Transferring Display Data RS-LOW: Transferring Instruction Data
5	R/W	Read/Write Control Bus R/W-HIGH: Read Mode Selected R/W-LOW: Write Mode Selected
6	E	Data Enable
7	DB0	Bi-directional Tri-state Data Bus
:	:	
14	DB7	
15	BLA	LED Backlight Positive Power Supply
16	BLK	LED Backlight Negative Power Supply

DISPLAY CHARACTERISTICS

Item	Value
LCD Display Mode	STN-YG, Positive, Transflective
Viewing Angle	6.00
Driving Method	1/16 duty, 1/5 bias
Backlight*	YG LED Backlight

BLOCK DIAGRAM



MECHANICAL DATA

Item	Value
Outline (mm)	84.0 x 44.0 x 14.3MAX
Viewing Area (mm)	64.6 x 16.0
Active Area (mm)	56.2 x 11.5
Character Pitch (mm)	0.6 x 0.7
Character Size (mm)	0.55 x 0.65

ABSOLUTE MAXIMUM

Item	Symbol	Min	Max
Operating Voltage (V)	V _{DD}	0	6.0
Operating Temperature (°C)	T _{OP}	-20	+70
Storage Temperature (°C)	T _{ST}	-30	+80

ELECTRICAL CHARACTERISTICS*

Item	Symbol	Min	Typ	Max
Operating Voltage (V)	V _{DD}	4.7	5.0	5.3
Input High Voltage (V)	V _{IH}	0.8 V _{DD}	-	V _{DD}
Input Low Voltage (V)	V _{IL}	V _{SS}	-	0.5
Operating Current (mA)	I _{DD}	-	1.3	3.0

BACKLIGHT CHARACTERISTICS

Item	Symbol	Min	Typ	Max
Forward Voltage (V)	V _{FBLA}	-	5.0	-
Forward Current (mA)	I _{FBLA}	-	100	150

LMB162H series

	Highlight		
	LCD Mode	Backlight	Voltage
LMB162HBA	STN-YG	Nil	5.0V
LMB162HBC*	STN-YG	YG LED	5.0V
LMB162HBC-2	STN-YG	YG LED	3.3V
LMB162HFC	STN-Blue	White LED	5.0V

For similar product or (semi) custom made LCD module, please visit our web site or contact us.

*The above product information is based on this model.

10.5.7 Hoja Técnica de Pantalla OLED



EA OLEDS102-6



INCL CONTROLLER SSD1306B FOR SPI AND I²C



Dimension 39x41x3.3mm

FEATURES

- 102X64 DOTS (RELATES TO 8x17 CHARACTER OR 4x12 LARGE CHARACTER)
- HIGH CONTRAST OLED DISPLAY
- INTEGRATED CONTROLLER SSD1306B
- SPI INTERFACE: MOSI, CLK, CS, D/C
- I²C INTERFACE: SDA, SCL
- WIDE TEMPERATURE RANGE (T_{OP} -40°C - +80°C)
- NO MOUNTING REQUIRED: JUST PUT INTO PCB
- 3 VERSIONS (WITH / W.O. POLARISOR AND PROTECTION GLASS) IN VARIOUS COLORS)
- FAST RESPONSE TIME, NO AFTERGLOW

ORDERING CODES

- GRAPHIC 102x64, yellow, black background, incl. protection glass **EA OLEDS102-6GGA**
 - GRAPHIC 102x64, yellow, black background, w./o. protection glass **EA OLEDS102-6LGA**
 - GRAPHIC 102x64, white, black background, w./o. protection glass **EA OLEDS102-6LWA**
- WITH A MINIMUM ORDER QTY. OF 10,000 PCS.
- GRAPHIC 128x64, with Polariser (Standard) **EA OLEDS102-6LXA**
X: G = Yellow
B = Blue
R = Red

ACCESSORIES

- TEST BOARD WITH USB-INTERFACE **EA 9781-1USB**
- SOCKET 4.8MM HOCH (2 PCS. ARE REQUIRED) **EA FL-14P**
- TOUCHPANEL, 4-WIRE ANALOGUE SELF-ADHESIVE **EA TOUCH102-1¹⁾**
- TOUCHPANEL, PCAP, SELF-ADHESIVE **EA TOUCH102-17C1**
- ZIFF CONNECTOR FOR TOUCH, BOTTOM CONTACT **EA WF100-04S**
- ZIFF CONNECTOR FOR PCAP TOUCH, BOTTOM CONTACT **EA WF100-06S**

¹⁾ ONLY IN COMBINATION WITH EA OLEDS102-6GGA.

ELECTRONIC ASSEMBLY GmbH
Zeppelinstraße 19
D-82205 Gilching
Germany

For: +49 (0)8105-7780 90
Fax: +49 (0)8105-7780 99
e-Mail: info@lcd-module.de
Web: www.lcd-module.de

Issue: 04-2019

EA OLED SERIES

With its EA OLED series ELECTRONIC ASSEMBLY launched worldwide the first display family with OLED-technology for direct mounting and soldering. In comparison to standard displays there's no FFC/FPC cable/connector that may lose contact, this OLED series will be soldered directly or put into a standard 2.54 mm precision socket.

It is designed for compact handheld equipment and provides a lot real advantages:

- Extreme compact with a large viewing area
- Super flat with 2.4 mm (without frontal protection glass)
- SPI and I²C interface
- Simple mounting with direct soldering
- Ex stock available from 1 pc. off
- Long life time (>50,000h for yellow)
- Wide temperature range (-40..+80°C)
- Fast response time (10µs), no afterglow

VERSIONS

The EA OLEDS102-6 is available in 3 different versions:

EA OLEDS102-6GGA / Allround

This module is perfect for rough environment. An additional frontal glass protects the display against scratch, shock and UV light. Thanks to its integrated polariser there's no need for an additionally smoked glass.

EA OLEDS102-6LGA and -6LWA / Flat

This module is the standard module and does fit for the most applications. The flat design (2.4 mm) makes the display perfect for smallest equipment. The background is always deep black for best contrast.

COLORS (CUSTOM MADE)

The standard colors are yellow and white.

The flat version EA OLEDS102-6LGA is on customers request available in 3 more colors. The minimum order quantity is 10,000 pcs., lead time is about 20 weeks. Samples are available on request.

Interface and software are 100% compatible. The yellow color provides highest brightness and longest life time.



EA OLEDS102-6LEA

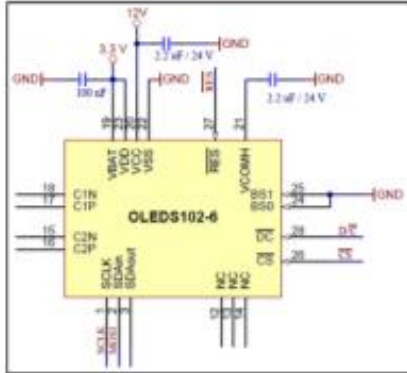


EA OLEDS102-6LRA

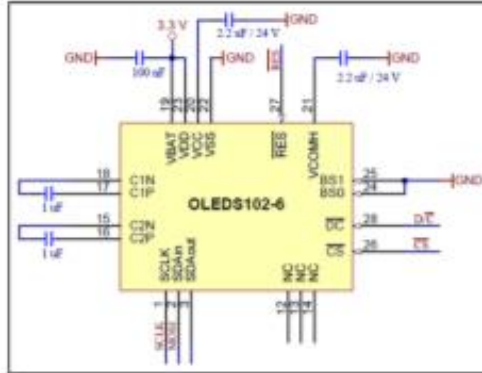


EA OLEDS102-6LBA

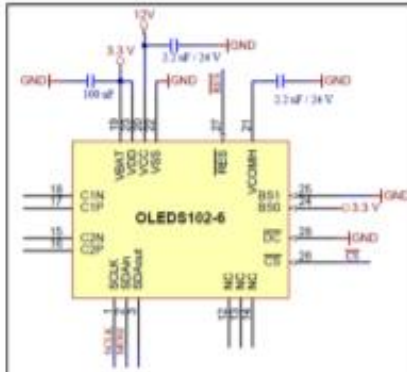
APPLICATION EXAMPLES



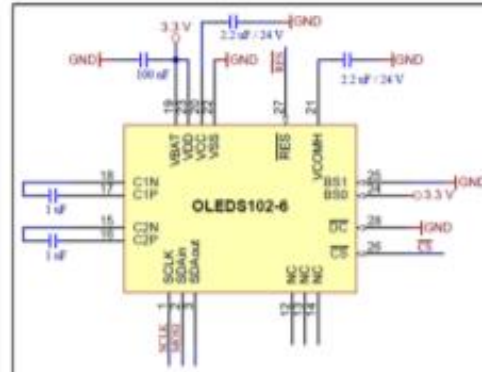
4 wire SPI, disabled charge pump



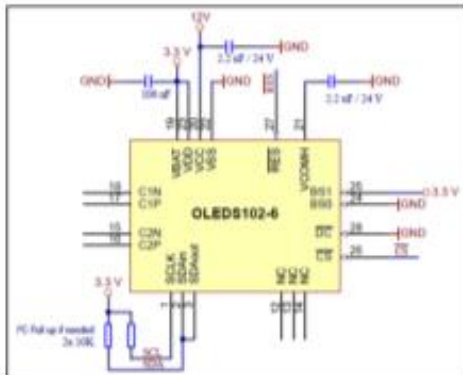
4 wire SPI single supply 3.3V



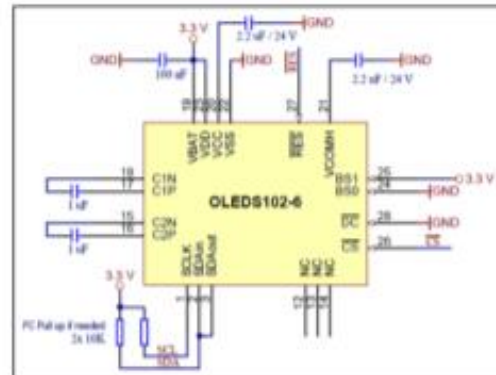
3 wire SPI, disabled charge pump



3 wire SPI single supply 3.3V

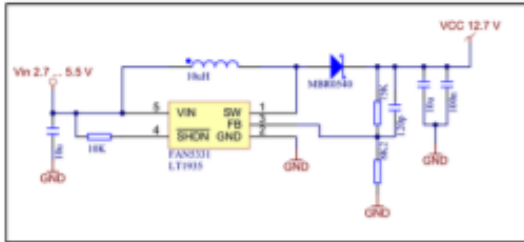


I2C (0x78), disabled charge pump



I2C (0x78) single supply 3.3V

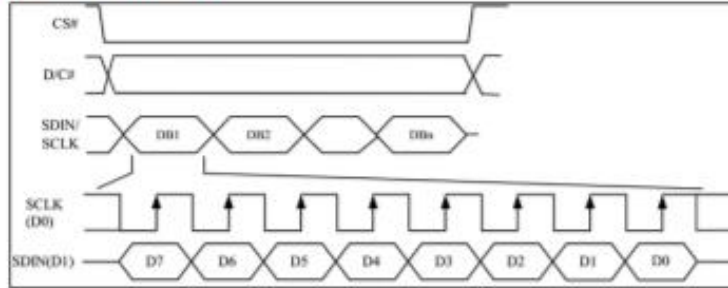
POWER SUPPLY GENERATOR



Voltage converter 3.3V-12 V (FAN5331, LT1935)

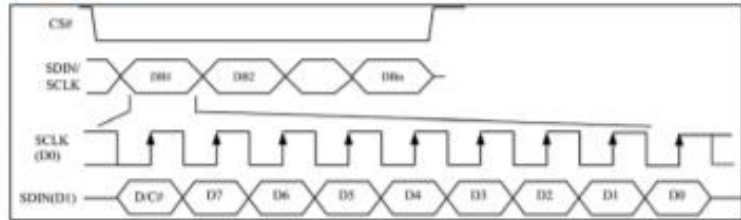
DATA TRANSFER 4-WIRE SPI (8 BIT)

Data transmission for SPI is unidirectional, that means that data can only be written, there's no data read option. Selection for writing data or command is done with the D/C line. A busy check is not necessary at all. Clock rate may be up to 10 MHz. Data transmission is based on SPI mode 3, MSB first. For more details please refer to the controllers data sheet SSD1306B.



DATA TRANSFER 3-WIRE SPI (9 BIT)

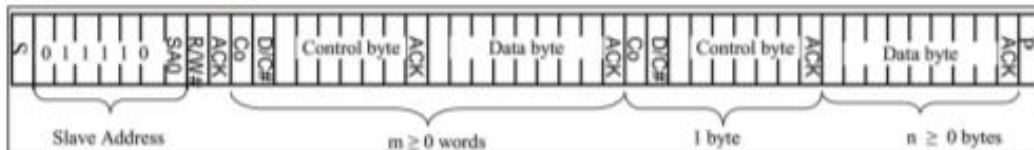
Data transmission for SPI is unidirectional, that means that data can only be written, there's no data read option. Selection for writing data or command is done with the first bit of the 9 bit data transfer. A busy check is not necessary at all. Clock rate may be up to 10 MHz. Data transmission is based on SPI mode 3, MSB first (9 bit). For more details please refer to the controllers data sheet SSD1306B.



DATA TRANSFER I²C

The I²C mode provides a bi-directional data transmission: That means that data can be written and read. With the pin SA0 the I²C address can be changed (L: 0x78 or 0x3C, H: 0x7A or 0x3D). So up to 2 displays may be driven on 1 bus. The clock rate may be up to 400 KHz. Please make sure when defining the pull-up resistors that the internal resistance of the display is 600..1000 Ω. This affects the low level when reading data and ACK bit.

Attention: When reading data, after the command for page- or column address there need to be a dummy read (discard the first byte).



Control byte: C₀ (Continuation bit) = 0 → Display data do follow; 1 → refer D/C bit

GRAPHIC RAM

The EA OLEDS102-6 comes with an integrated display RAM. Each byte represents 8 dots. For more details please refer to the controllers data sheet SSD1306B, available on our website at https://www.lcd-module.de/fileadmin/eng/pdf/zubehoer/SSD1306B_1.1.pdf.

13	Column address	114
00	00	Page 0
01	01	Page 1
02	02	Page 2
03	03	Page 3
04	04	Page 4
05	05	Page 5
06	06	Page 6
07	07	Page 7

COMMAND TABLE (ABSTRACT)

This is a collection of the most important commands. The data sheet SSD1306B provides the full list plus a detailed description.

Command	D/C	Command Code									Description
		Hex	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	
Contrast Control	0 0	81 7F	1 A ₇	0 A ₆	0 A ₅	0 A ₄	0 A ₃	0 A ₂	0 A ₁	1 A ₀	Double byte command to select 1 out of 256 contrast steps. Contrast increases as the value increases.
Display On / Off	0	AE/ AF	1	0	1	0	1	1	1	X ₀	X ₀ =0: Display OFF (sleep mode) (RESET) X ₀ =1: Display ON in normal mode
Set Column address	0 0 0	21 0 7F	0 A ₇ B ₇	0 A ₆ B ₆	1 A ₅ B ₅	0 A ₄ B ₄	0 A ₃ B ₃	0 A ₂ B ₂	0 A ₁ B ₁	1 A ₀ B ₀	Setup column start and end address A[7:0] : Column start address, range : 0-127d, (RESET = 0) B[7:0]: Column end address, range : 0-127d, RESET = 127) Note: This command is only for horizontal or vertical addressing mode.
Set Page address	0 0 0	22 0 7	0 X X	0 X X	1 X X	0 X X	0 X X	0 A ₂ B ₂	1 A ₁ B ₁	0 A ₀ B ₀	Setup page start and end address A[2:0] : Page start Address, range : 0-7d, (RESET = 0) B[2:0] : Page end Address, range : 0-7d, (RESET = 7) Note: This command is only for horizontal or vertical addressing mode.
Display Start Line	0	40 - 7F	0	1	A ₅	A ₄	A ₃	A ₂	A ₁	A ₀	Set display RAM display start line register from 0-63 using X ₅ X ₃ X ₂ X ₁ X ₀ . Display start line register is reset to 0 during RESET.
Segment remap	0	A0/ A1	1	0	1	0	0	0	0	X ₀	X ₀ =0: column address 0 is mapped to SEG0 (RESET) X ₀ =1: column address 127 is mapped to SEG0
Com output scan direction	0	C0/ C8	1	1	0	0	X ₃	0	0	0	X ₃ =0: normal mode (RESET) Scan from COM0 to COM[N-1] X ₃ =1: remapped mode. Scan from COM[N-1] to COM0 Where N is the Multiplex ratio
RAM Data	1	XX	D ₇	D ₆	D ₅	D ₄	D ₃	D ₂	D ₁	D ₀	D ₇ -D ₀ is written to RAM.

Mouser Electronics

Authorized Distributor

Click to View Pricing, Inventory, Delivery & Lifecycle Information:

[ELECTRONIC ASSEMBLY:](#)

[EA OLEDS102-6LWA](#)