

FACULTAD DE INGENIERÍA

Escuela Académico Profesional de Ingeniería Electrónica

Trabajo de Investigación

**Diseño de oxímetro de pulso basado en
microcontrolador PIC 18F2550**

Jair Miguel Montiveros Rojas

Para optar el Grado Académico de
Bachiller en Ingeniería Electrónica

Huancayo, 2021



Esta obra está bajo una Licencia "Creative Commons Atribución 4.0 Internacional".

AGRADECIMIENTOS

A todos los docentes de la facultad de Ingeniería de la Universidad Continental, quienes de manera directa o indirecta han contribuido en la realización de este trabajo, con sus conocimientos, buena voluntad y, sobre todo, la experiencia.

*A mis padres, quienes siempre han dado todo de si,
por brindarme educación.*

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	2
DEDICATORIA	3
ÍNDICE.....	4
LISTA DE TABLAS.....	6
LISTA DE FIGURAS.....	7
RESUMEN	9
INTRODUCCIÓN.....	10
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO	11
1.1 Planteamiento y formulación del problema	11
1.1.1 Planteamiento del problema	11
1.1.2 Formulación del problema	12
1.2 Objetivos	13
Objetivo general.....	13
Objetivos específicos	13
1.3 Justificación e importancia	13
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	14
2.1 Antecedentes del problema.....	14
2.1.1 Internacionales.....	14
2.1.2 Nacionales	15
2.2 Bases teóricas.....	16
2.2.1 Diseño de Oxímetro de pulso.....	16
2.3 Definición de términos básicos	25
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA	26
3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución	26
3.1.1 Tipo de Investigación.....	26
3.1.2 Nivel de Investigación	26
3.1.3 Diseño de Investigación	26
3.1.4 Técnicas e Instrumentos de Adquisición.....	27
3.1.5 Métodos de Diseño de Ingeniería	27
3.1.6 Simulación	38

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN	43
4.1 Identificación de requerimientos	43
4.2 Análisis de la solución.....	50
4.3 Diseño.....	53
4.3.1 Captación de Señal	53
4.3.2 Amplificación.....	53
4.3.3 Filtrado	54
4.3.4 Microcontrolador	55
4.3.5 Visualización	60
CAPÍTULO V: CONSTRUCCIÓN	61
5.1 Construcción.....	61
5.2 Pruebas y resultados	63
CONCLUSIONES	64
TRABAJOS FUTUROS.....	65
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
ANEXOS	69
ANEXO 1 HOJA TÉCNICA DEL DIODO LED ROJO	69
ANEXO 2 HOJA TÉCNICA DEL DIODO INFRARROJO	70
ANEXO 3 HOJA TÉCNICA DEL FOTOTRANSISTOR	71
ANEXO 4 HOJA TÉCNICA DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM358.....	72
ANEXO 5 HOJA TÉCNICA DEL MICROCONTROLADOR PIC18F2550	73

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	Valores óptimos de SpO ₂	17
Tabla 2.	Diseño Factorial Experimental	27
Tabla 3.	Cuadro de Cargas del Proyecto	28
Tabla 4.	Cuadro de Proyecto Pasa alto	32
Tabla 5.	Cuadro de Proyecto Pasa Bajo	33
Tabla 6.	Características del diodo LED Rojo.....	43
Tabla 7.	Características del diodo Infrarrojo.....	44
Tabla 8.	Características del Fototransistor	45
Tabla 9.	Características del Amplificador Operacional LM358	46
Tabla 10.	Características del Microcontrolador PIC18F2550.....	47
Tabla 11.	Características del Display LCD 16x2	48
Tabla 12.	Cumplimiento de Objetivos.....	50

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Esquema circuitos para el manejo de corrientes de LEDs	18
Figura 2.	Circuito amplificador de transimpedancia	20
Figura 3.	Filtro pasabanda.....	21
Figura 4.	Circuito MFB Filtro pasabanda	22
Figura 5.	Circuito VCVS, Filtro pasabanda	22
Figura 6.	Filtro pasa alto.....	23
Figura 7.	Filtro pasa bajo	24
Figura 8.	Diagrama de bloques del Proyecto	29
Figura 9.	Oscilograma de la frecuencia y ciclo de trabajo del LED rojo e infrarrojo	30
Figura 10.	Filtro pasa alto.....	32
Figura 11.	Filtro pasa bajo	34
Figura 12.	Valores de saturación de oxígeno vs absorbancia	36
Figura 13.	Curva de calibración del Oxímetro de Pulso	36
Figura 14.	Display mostrando nivel óptimo de Sp02	37
Figura 15.	Display mostrando nivel moderado de Sp02	37
Figura 16.	Display mostrando nivel severo de Sp02	38
Figura 17.	Simulación del oxímetro de Pulso	39
Figura 18.	Captación de Señal o Acondicionamiento del Sensor.....	40
Figura 19.	Amplificación de señal.....	40
Figura 20.	Diagrama de amplificación.....	41
Figura 21.	Filtro pasabanda.....	41
Figura 22.	Señal de salida después del filtrado	42
Figura 23.	Diagrama de Microcontrolador y Display LCD	42
Figura 24.	Diodo Emisor de luz Roja WW05A3SRP-N	44
Figura 25.	Diodo Emisor de luz Infrarroja IR333-A.....	45
Figura 26.	Fototransistor PT333-3C	46
Figura 27.	Amplificador Operacional LM358-N.....	47
Figura 28.	Microcontrolador PIC18F2550	48
Figura 29.	Display LCD 16x2	49
Figura 30.	Resistores varios.....	49
Figura 31.	Capacitores varios	50
Figura 32.	Corriente en LED Infrarrojo y Rojo	52

Figura 33.	Onda patrón y onda generada por simulador.....	52
Figura 34.	Captación de Señal.....	53
Figura 35.	Circuito de transimpedancia y Amplificación.....	54
Figura 36.	Diagrama de filtro Pasabanda	55
Figura 37.	Diagrama de conexión del PIC18F2550.....	59
Figura 38.	Diagrama de conexión Display LCD 16x2	60
Figura 39.	Gancho con diodos acondicionados.....	61
Figura 40.	Sonda oximétrica conformada por gancho y cable UTP	62
Figura 41.	Oxímetro de Pulso, circuito en Protoboard	62
Figura 43.	Intermitencia de los diodos rojo e infrarrojo, respectivamente	63
Figura 42.	Sonda oximétrica, onda de salida del fotodiodo.....	63

RESUMEN

Este trabajo de investigación se centra en el diseño de un oxímetro de pulso, este implicó el diseño. Un oxímetro de pulso es un dispositivo que mide de forma no invasiva la saturación de oxígeno en sangre que permite controlar la oxigenación del paciente. La saturación de oxígeno es el porcentaje y el principio básico del oxímetro de pulso se basa en la medición de la absorción de luz roja e infrarroja. El infrarrojo es absorbido en mayor cantidad por la hemoglobina oxigenada y el rojo absorbida en más cantidad por la hemoglobina desoxigenada.

El estudio profundizó en todos los aspectos involucrados en el desarrollo de un oxímetro de pulso no invasivo. Determinando así que la investigación es de tipo tecnológica, con nivel aplicativo y diseño factorial experimental 2X2. Además, se identifica los componentes principales como los Leds rojo e infrarrojo, fototransistor, amplificador operacional, microcontrolador PIC18F2550 y para la visualización de la saturación el LCD 16x2. Finalmente, se realiza la simulación en el software Proteus 8 Professional, donde se evidencia la lectura correcta de la saturación de oxígeno, mostrado en la pantalla LCD, simulando condiciones de un paciente con una frecuencia cardiaca de 1 LPM. Por lo tanto, se ha llegado al cumplimiento de los objetivos planteados.

INTRODUCCIÓN

El uso de oxímetros de pulso se ha incrementado en el último año, debido a la reciente crisis sanitaria. El principio de funcionamiento de dicho dispositivo y su método de aplicación no invasivo lo hace muy fácil de usar y a la vez, es de importancia para conocer el nivel de saturación oxígeno. Monitorear este signo vital, siempre ha sido de gran importancia.

Es por esta razón, que se busca contribuir con el Diseño de un Oxímetro de Pulso Basado en el Microcontrolador PIC18F2550, para llegar a tal objetivo se describen una serie capítulos.

En el capítulo I se realiza el planteamiento del problema con la formulación de la misma, definición de objetivos y la justificación e importancia del Diseño de un Oxímetro de Pulso Basado en el Microcontrolador PIC18F2550.

En el capítulo II se detalla: los antecedentes nacionales e internacionales, el marco teórico del trabajo de investigación y la definición de términos básicos. Toda esta información constituye un importante conocimiento para entender el principio de funcionamiento y diseñar el trabajo de investigación adecuadamente.

En el capítulo III se menciona el tipo de metodología usada, el nivel y el diseño que se hará uso para llegar al cumplimiento de los objetivos planteados.

En el capítulo IV se procede a describir la identificación de requerimientos para el presente proyecto (todos los componentes a utilizar). Asimismo, se detalla el análisis de la solución y el diseño de todos los diagramas eléctricos que serán necesarios.

Finalmente, en el capítulo V se describe el proceso de construcción del proyecto y la realización de pruebas y resultados que nos llevarán a verificar el cumplimiento de los objetivos propuestos.

CAPÍTULO I:

PLANTEAMIENTO DEL ESTUDIO

1.1 Planteamiento y formulación del problema

1.1.1 Planteamiento del problema

A lo largo de los años se han desarrollado numerosos dispositivos electrónicos en el campo de la medicina, el continente europeo y américa del norte han sido quienes tomen mayor protagonismo en la creación de los mismos. Tal es el caso del pulsioxímetro, dispositivo que ha tenido gran demanda en los últimos años, por su funcionalidad y es ampliamente usado en la verificación de signos vitales como: saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca. Dicho instrumento ha sufrido cambios significativos, a medida que la electrónica evolucionaba.

Diversas investigaciones han mostrado mejoría significativa en el diseño de oxímetros de pulso. “**FIBER OPTIC PULSE OXIMETER BASE ON A 32 BIT MICROCONTROLLER**” artículo publicado en 2019 propone la utilización de la fibra óptica en la oximetría de pulso, esta tecnología ayudará en la reducción completa de interferencias electromagnéticas que pudiesen perturbar al sensor de saturación de oxígeno (1).

Otra innovación para el oxímetro de pulso se menciona en: “**Organic Multi-Channel Optoelectronic Sensors for Wearable Health Monitoring**”, investigación que hace uso de diodos con tecnología OLED, lo que permite que también se pueda variar la geometría del dispositivo. Los resultados muestran una mejora del 48,6% y 9,2% en la magnitud de la señal fotopletismográfica en los canales rojo y NIR, respectivamente, usando una geometría circular; todo ello, en comparación con un dispositivo de forma rectangular (2).

En el caso de Latinoamérica, las investigaciones respecto al pulsioxímetro no presentan innovación significativa, un ejemplo de ello es la investigación denominada: “**PULSIOXIMETRO**”, publicada en el año 2016 por un investigador boliviano. Donde se menciona el diseño del oxímetro de pulso, con las tecnologías ya conocidas y haciendo uso de elementos electrónicos que no están diseñados,

exclusivamente para uso médico. Como lo son: hardware ARDUINO, amplificador operacional LM358, entre otros (3).

Perú, no es la excepción, un país inmerso en el subdesarrollo, donde la innovación e implementación de tecnología, es obsoleta en comparación a otros países vecinos. Según el artículo publicado por el diario Gestión: “**TIC: ¿Qué le falta al Perú para ser un país con desarrollo tecnológico?**”, se menciona que existe un atraso tecnológico significativo y por ello, no figuramos para el mundo. Países como Venezuela y Brasil están por encima del Perú (4). Además, en los últimos 5 años son pocas las investigaciones sobre el diseño de pulsioxímetro en el Perú, estas se limitan a otorgar un prototipo normal que intente solucionar un problema en específico, como lo es la investigación: “**Diseño De Un Prototipo De Monitoreo Oxímetrico Adulto-Pediátrico Hospitalario**”. Sustentado en el año 2019, tiene por objetivo: diseñar un prototipo de monitoreo Oxímetrico adulto pediátrico hospitalario. El oxímetro diseñado en esta investigación es de diseño y construcción convencional. Además, se utilizó componentes electrónicos que no son recomendados en el uso de aplicaciones médicas (5).

1.1.2 Formulación del problema

Problema general

- ¿Cómo diseñar un oxímetro de pulso basado en el microcontrolador PIC18F2550?

Problemas específicos

- ¿Cómo calcular la potencia radiada de los diodos emisores?
- ¿Cómo observar la amplificación de la señal?
- ¿Cómo detectar la correcta forma de onda de la señal fotopletismográfica?

1.2 Objetivos

Objetivo general

- Diseñar un oxímetro de pulso basado en el microcontrolador PIC18F2550.

Objetivos específicos

- Medir la potencia de los diodos rojo e infrarrojo
- Medir el voltaje amplificado en la etapa de amplificación
- Comparar la forma de onda patrón con la señal de salida de la etapa de filtrado

1.3 Justificación e importancia

Justificación

La mayoría de los componentes electrónicos pasivos y activos usados en el proyecto, son de fácil obtención dentro del mercado local. Este análisis favorable en cuanto a obtención de materiales posibilita la realización del proyecto. Por otro lado, se tiene conocimiento y manejo del microcontrolador PIC18F2550, lo que permite también la consolidación de conocimientos obtenidos a lo largo de la carrera de Ingeniería Electrónica.

Importancia

El presente trabajo de investigación es importante ya que, debido a la poca investigación en la línea de Bioingeniería de la E.A.P de Ingeniería Electrónica de la Universidad continental, se busca promover más desarrollo investigativo dentro de esta línea, para de esta manera realizar contribuciones a la medicina que serán de muy alta demanda en los años venideros.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes del problema

2.1.1 Internacionales

López (2017) en su tesis “**Diseño e implementación de un pulsioxímetro**” tuvo como objetivo diseñar y construir un pulsioxímetro para la monitorización de saturación de oxígeno (SpO2) con tecnología MSP. El diseño consistió en tres fases, primero de detallo cual fue el modo de alimentación de pulsioxímetro luego el diseño de la programación en lenguaje “C” del microcontrolador y el diseño del interfaz en el sistema operativo Android. El pulsioxímetro comprobó la fiabilidad con un equipo comercial PEARL100, coincidiendo los datos de la saturación de oxígeno con margen de error (+/-) 1%. El pulsioxímetro fue más sencillo de utilizar y registrado a tiempo real los parámetros de nivel de oxígeno en equipo celular con el sistema operativo Android (6).

Jiménez (2019) en su tesis “**Diseño de un pulsioxímetro de bajo coste y salida bluetooth**” tuvo como objetivo diseñar e implementar pulsioxímetro para facilitar la monitorización de manera no invasiva y a tiempo real. La metodología utilizó por etapas del diseño del sensor, la emisión, recepción y acondicionamiento de la señal. Se experimentó con un hombre y mujeres el nivel de oxígeno medido por el sensor fueron enviado por bluetooth en tiempo real. El dispositivo fue de bajo costo además de portable con otro oxímetro de pulso comerciales (7).

Bencomo; Villazana y Salas (2016) en su artículo “**Diseño y construcción de un oxímetro de pulso**” tuvo como objetivo el diseño y construcción de oxímetro portátil de bajo costo. Constituye de etapas: amplificación de la señal del fotodetector, separación de la señal arterial, la conversión analógica, cálculo de la absorción infrarroja, determinación de la saturación de oxígeno y el ritmo cardiaco. Se probó el desempeño del oxímetro diseñado con uno comercial marca Mindray, obteniendo un error máximo de 2.06% y el 3.57% de error (8).

2.1.2 Nacionales

Llamoca (2012), en su investigación de “**Diseño de un Prototipo De Pulsímetro Inalámbrico para la Monitorización de Pacientes Pediátricos**” tiene como objetivo de elaborar un dispositivo de pulsiometría, capaz de comunicarse de manera inalámbrica, mejorando la atención de pacientes pediátricos. El diseño del prototipo está dividido en dividido en dos etapas: La primera parte consta de la adaptación de la señal, interpretación de la señal y emitir la señal mediante radio frecuencia. La segunda etapa consiste en la recepción de datos, interfaz serial y estación remota. El resultado obtenido de esta investigación es que se llegó a realizar el prototipo y transmitir los datos recopilados de los pacientes pediátricos de manera remota, el alcance fue de 10 metros aproximadamente, una distancia aceptable para su monitorización desde el consultorio del médico a cargo prototipo (9).

Calderón (2019) en su tesis “**Implementación de un oxímetro de pulsos para monitorizar la desaturación del paciente a distancia**” tiene por objetivo diseñar un oxímetro de pulso que monitoree a los pacientes en su domicilio. Para el desarrollo este diseño se dividió en cuatro etapas; La etapa de alimentación consta de una fuente de alimentación de 3.3v, 5v y 6v lectura de datos, el procesamiento de datos debe filtrar la señal obtenida de la etapa de lectura, la etapa de transmisión debe permitir la comunicación inalámbrica y la etapa de recepción permita la lectura de datos a través de una computadora. Este oxímetro puede leer la saturación de oxígeno del paciente desde su domicilio a un centro de monitoreo de cualquier distancia esto se debió a la implementación de una tarjeta Ethernet ESP8266 quien nos permite conectarnos para una transmisión inalámbrica. Durante las pruebas 56 realizadas se pudo determinar un alcance inalámbrico de aproximadamente 20 a 30 metros de distancia. Es necesario instalar un Access Point o router inalámbrico que cumpla con el estándar IEEE 802.11 g/n dentro de este radio para luego transmitir la señal a través de internet. Finalmente, la implementación del sensor de saturación permitió la lectura del porcentaje de oxígeno, asimismo se identificó que la señal obtenida resulta de un nivel muy bajo por lo que es necesario implementar una etapa de pre amplificación, además el ruido del ambiente interfería con las mediciones por lo que fue necesario incorporar una etapa de filtro pasa bajo, pasa alto y pasa banda (10).

Álvarez (2019) en su tesis “**Diseño de un prototipo de monitoreo oximétrico Adulto-Pediátrico hospitalario**” tiene por objetivo Diseñar un prototipo de monitoreo oximétrico adulto pediátrico hospitalario. El diseño del prototipo de monitoreo oximétrico está conformado por la etapa de muestreo, amplificación, filtrado, procesamiento - cálculo del BPM y visualización de los resultados. El sistema tiene un buen rango de filtrado debido a que se tomó los peores momentos de estado de un paciente, así mismo para la etapa de amplificado pues se quiso lograr un estado manejable. Finalmente, el prototipo desarrollado es de uso único (oxímetro).de modo que no se considera adecuado para dar un diagnóstico paciente sin la presencia del personal médico (5).

2.2 Bases teóricas

2.2.1 Diseño de Oxímetro de pulso

¿Qué es oximetría de pulso?

“La oximetría de pulso o pulsioximetría es la medición de la cantidad de oxígeno transportada en la sangre hacia los tejidos ” (11), obteniendo el porcentaje de la saturación de oxígeno en la hemoglobina basado en la espectrofotometría. El oxímetro no solo obtiene la saturación de oxígeno (SpO_2), también la frecuencia cardiaca (11).

Saturación de oxígeno

“La importancia de la medición de la saturación de oxígeno radica detectar a tiempo un caso de déficit de oxígeno en la sangre debido a que una persona no puede sobrevivir más de 5 minutos sin el suministro de oxígeno al cerebro” (11). Para diagnosticar la saturación de oxígeno se transmite dos longitudes de onda determinada, generadas por diodos emisores de luz (LED) y diodo infrarrojo lo cuales serán detectadas por el fotodetector que se encargara de realizar la medición en la hemoglobina oxigenada y desoxigenada (12).

Parámetros de saturación de oxígeno

La medición de la saturación de oxígeno se da en porcentaje total de oxígeno inhalado. Si una persona está saludable y está respirando a nivel del mar, el nivel de saturación estará en un rango del 90% a 100%. Si este porcentaje es menor es considerada como Hipoxemia, que es la disminución anormal del nivel de oxígeno en la sangre. Ocurre por diferentes causas, entre ellas están infecciones respiratorias, inhalación de gases o encontrarse en lugares de gran altura, a continuación, se muestra la Tabla 1 con lo mencionado anteriormente.

Tabla 1. Valores óptimos de SpO2
Fuente: Elaboración propia

Saturación de Oxígeno	
% saturación	Actuación
Mayor a 90% SpO2	Valores óptimos de saturación.
Entre 85-90% SpO2	Tratamiento inmediato e Hipoxemia moderada.
Menor a 85% SpO2	Enfermo grave. Hipoxemia severa.
Menor a 80% SpO2	Valorar entubación y ventilación mecánica.

2.2.1.1 Diodo Emisor de luz y su control

En la actualidad para el diseño de un pulsioxímetro moderno, se requiere una fuente luz adecuada para penetrar varios centímetros del tejido y también lo suficientemente pequeño para su manipulación en una sonda. Además, es necesario que la fuente de luz tenga una longitud de onda específica. Los diodos emisores de luz (LED) cumplen con estas especificaciones como fuente de luz en los oxímetros de pulso. No obstante, este dispositivo electrónico tiene ciertos inconvenientes como las variaciones y picos de la longitud de onda. Debido a estas implicancias se realizó el diseño de un circuito controlador de LEDs (13).

Circuito controlador de led

El controlador LED del pulsioxímetro proporciona hasta 50 mA de corriente de pulso a cada LED. El microcontrolador altera automáticamente la cantidad de corriente suministrada a los LEDs según la absorción del tejido. Factores como la pigmentación de la piel, el espesor de la piel y la longitud del campo óptico, determinan la absorción del tejido. El microcontrolador primero determina si el fotodiodo que está recibiendo es una cantidad adecuada de luz, suficiente para excitar el fotodiodo o saturarlo por completo. El microcontrolador luego proporciona retroalimentación de voltaje al LED circuito controlador, que permite ajustar la corriente a los LEDs según sea necesario. No son necesarios cálculos complejos para determinar los ajustes actuales, como se irradia la potencia varía casi linealmente con la corriente de excitación en el rango de corriente utilizado en oximetría de pulso (13).

Para la realización del circuito controlador de LED, existen varias técnicas pero por lo general se utiliza un circuito basado en el convertidor analógico digital DAC7573 y un puente H para manejar la corriente que circula por los LEDs (14). En la Figura 1, se muestra un ejemplo de ello.

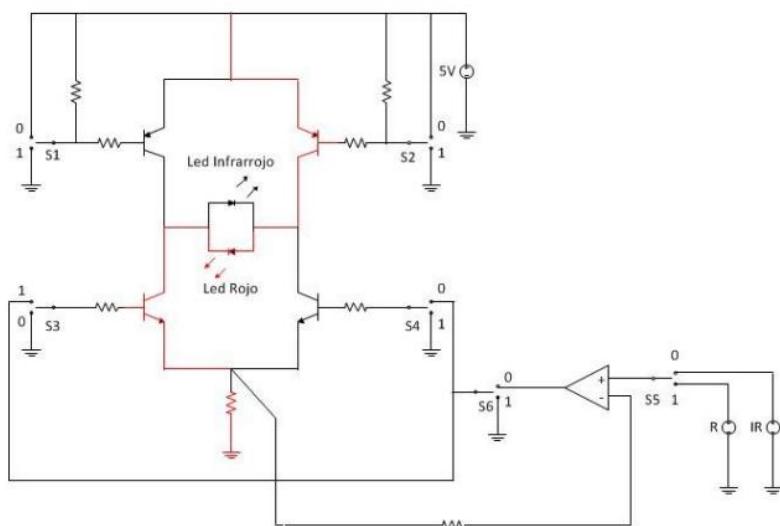


Figura 1. Esquema circuitos para el manejo de corrientes de LEDs

Fuente: Lauro Gustavo Daniel, Desarrollo de un Pletismógrafo con opción de oxímetro de Pulso

2.2.1.2 Fotodetectores y Amplificadores

Los fotodetectores son dispositivos semiconductores capaces de convertir la señal de luz o radiación incidente a una señal eléctrica que generalmente llamada photocurrente (15). Este dispositivo es esencial en los pulsioxímetros que se encuentran en las sondas, detectando energía o la intensidad de luz de una longitud de onda específica emitida por los LEDs atravesando el tejido y producir una señal de corriente de salida que es proporcional a la intensidad de luz incidente, unos de los parámetros importantes son el nivel de sensibilidad y la velocidad de respuesta del dispositivo a una señal de entrada. Sin embargo, la mayoría de pulsioxímetros utilizan actualmente fotodioides de silicio (13)(16).

Fototransistor

El fototransistor produce una corriente o voltaje de salida proporcional a la intensidad de luz incidente. J.G.Webster define “El fotodiodo de unión P-N consta de una capa de material semiconductor tipo n junto a una capa semiconductor tipo p. Cuando se absorbe un fotón, crea un agujero de electrones del lado p se moverán a través de la región de agotamiento hacia el lado n y los orificios del lado n se transportan al lado p. Como resultado se genera una corriente eléctrica”(13)

El fotodiodo de silicio es el más utilizado funcionando de manera correcta con las longitudes de ondas de para el pulsioxímetro, también tiene mejor tiempo de respuesta en el orden de 20ps (picosegundos)(13).

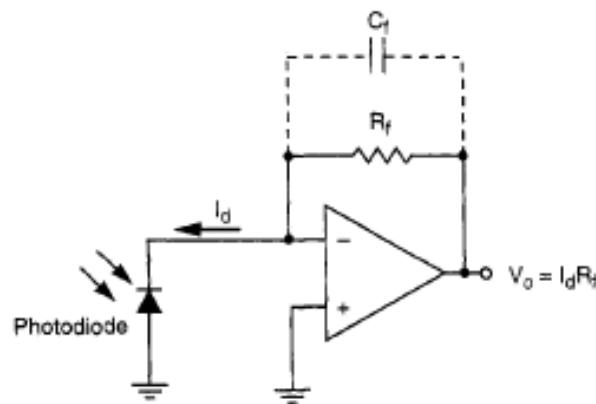
Amplificadores

El amplificador es un dispositivo semiconductor con el fin de aumentar el nivel de voltaje, corriente o potencia. El amplificador se aplica en sistemas de control industrial, electromedicina y bioelectrónica (17).

Los amplificadores en la bioelectrónica son esenciales debido a las señales biológicas son de baja amplitud, la función de los amplificadores es elevar las señales con una alta ganancia.

Amplificador de Transimpedancia

El amplificador de transimpedancia es muy utilizada en la instrumentación biomédica, mostrado en la figura 2.



*Figura 2. Circuito amplificador de transimpedancia
Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y filtros activos*

En la figura, la corriente es generada por el fotodiodo convirtiendo en voltaje. La corriente que fluye a través de la resistencia de retroalimentación “R_f”, creando un voltaje de salida, expresado en la siguiente formula (13).

$$V_o = I_d \cdot R_f$$

Donde:

I_d = Corriente del fotodiodo

R_f = Resistencia de retroalimentacion

Esta configuración es utilizada mayormente por los fabricantes de pulsioxímetros.

2.2.1.3 Amplificadores Operaciones y Filtros Activos

Los Amplificadores Operacionales (AO) son dispositivos amplificadores que trabajan con corriente continua (CC), poseen siempre una entrada inversora y otra no inversora. Algunas de las aplicaciones de estos dispositivos son: Instrumentación médica, equipos de telecomunicaciones, sistemas

electrónicos de control industrial, sistemas de audio, filtros activos, entre otros. Por otro lado, los filtros activos, son circuitos que van a atenuar el paso de determinadas frecuencias y dejar pasar las demás. Todas estas frecuencias se encuentran en el espectro radio eléctrico. Los filtros activos, incorporan al AO, como elemento principal, y otros elementos pasivos (17).

Filtros pasabanda

Son circuitos electrónicos que van a permitir el paso de las frecuencias en un determinado rango. Ello se logra al unir un filtro pasa alto (deja pasar frecuencias superiores a un valor de referencia), seguido de un filtro pasa bajo (deja pasar frecuencias inferiores a un valor de referencia, ver la figura 3). Existen dos estructuras clásicas para elaborar este tipo de circuitos y son: MFB (Multiple-Feed-Back) y VCVS (Voltage-Controlled Voltage Source)(17).

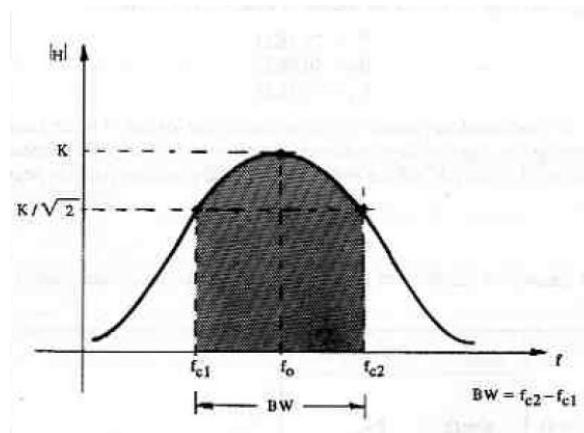


Figura 3. Filtro pasabanda
*Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales
 y filtros activos*

De acuerdo al tipo de estructura se presentan los circuitos más comunes para la realización de este tipo de filtro, ver figura 4 y 5 (17).

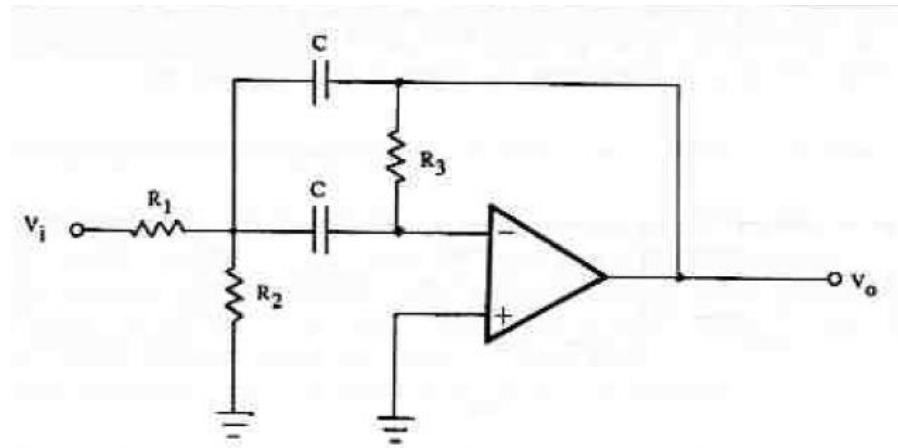


Figura 4. Circuito MFB Filtro pasabanda
Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y
filtros activos

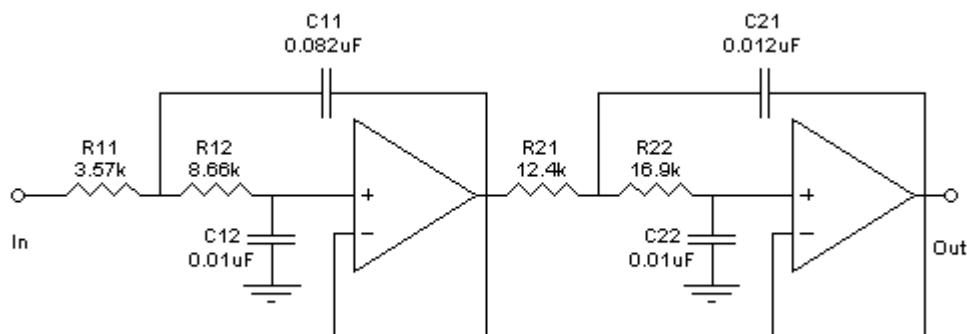


Figura 5. Circuito VCVS, Filtro pasabanda
Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:Filtro_a_2.PNG

A continuación, se presentan las fórmulas para el diseño de un filtro pasa alto (figura 6) y pasa bajo (figura 7), respectivamente (17):

- Filtro pasa Alto

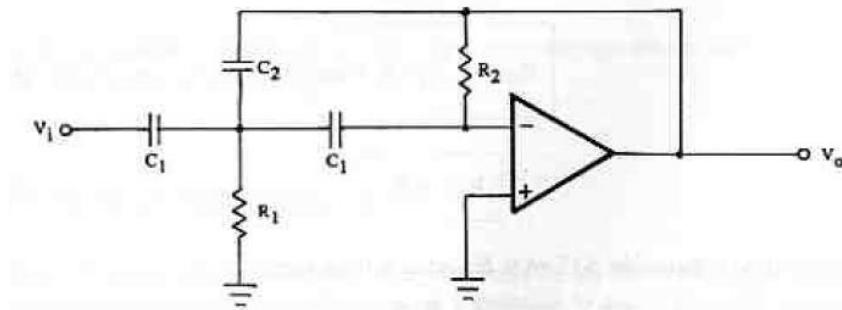


Figura 6. Filtro pasa alto
Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y filtros activos

$$R_1 = \frac{a}{(2C_1 + C_2)f_c}$$

$$R_2 = \frac{(C_1 + C_2)b}{a(C_1C_2)f_c}$$

$$C_1 = \frac{10}{f_c}$$

$$C_2 = \frac{C_1}{K}$$

Donde:

a, b: factor para filtro chebyshev o butterworth

R₁: Resistor 1

R₂: Resistor 2

K: Ganancia del circuito

C₁: Capacitor 1

C₂: Capacitor 2

f_c = Frecuencia de corte

- Filtro pasa bajo

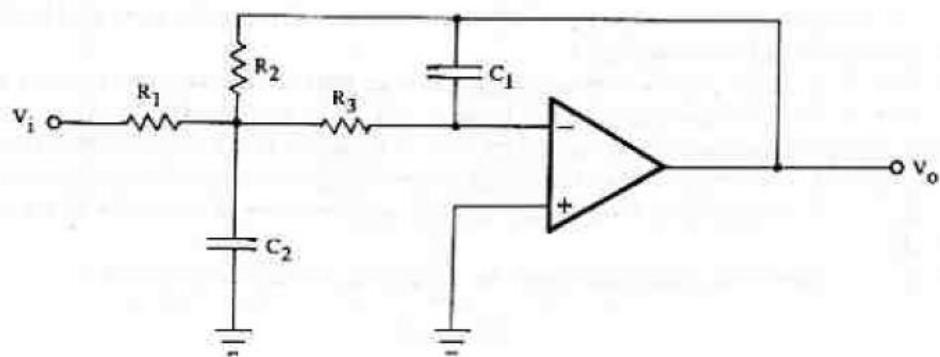


Figura 7. Filtro pasa bajo

Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y filtros activos

$$R_2 = \frac{2(K + 1)}{[aC_2 + \sqrt{a^2C_2^2 - 4bC_1C_2(K + 1)}]f_c}$$

$$R_1 = \frac{R_2}{K}$$

$$R_3 = \frac{1}{bC_2C_1f_c^2 R_2}$$

$$C_2 = \frac{10}{f_c}$$

$$C_1 \leq \frac{a^2 C_2}{4b(K + 1)}$$

Donde:

a, b : factor para filtro chebyshev o butterworth

R₁: Resistor 1

R₂: Resistor 2

K: Ganancia del circuito

C₁: Capacitor 1

C₂: Capacitor 2

f_c = Frecuencia de corte

2.3 Definición de términos básicos

- **SpO₂**: Saturación de oxígeno arterial, cantidad de oxígeno en la sangre.
- **Fotodetector**: Sensor que genera una señal eléctrica dependiendo de la luz emitida.
- **Longitud de onda**: Distancia que recorre una perturbación periódica que se propaga por un medio en un ciclo.
- **Espectrofotometría**: Método científico para medir la cantidad de luz absorbida una sustancia química, midiendo la intensidad de luz.
- **Absorbancia**: Capacidad que tiene la hemoglobina oxigenada y desoxigenada para absorber luz de cierto espectro.
- **LPM**: Acrónimo para referencia a la cantidad de Latidos Por Minuto que posee una persona en cierto instante.

CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

3.1 Metodología aplicada para el desarrollo de la solución

3.1.1 Tipo de Investigación

El tipo de investigación aplicado en el presente proyecto es tecnológica ya que, por medio de esta se busca solucionar un problema en beneficio de la sociedad, aplicando el conocimiento científico existente (18).

3.1.2 Nivel de Investigación

El nivel usado en el proyecto es aplicada, dado al tipo de investigación que se maneja (tecnológica), donde el propósito es el diseño de tecnología de aplicación en ayuda a la sociedad (18).

3.1.3 Diseño de Investigación

El presente trabajo de investigación hace uso del diseño factorial experimental 2X2. Dicho diseño está basado en dos variables independientes que incluyen dos niveles, por ende, tiene 4 tratamientos (18)(19). Asimismo, lo conveniente es solo realizar los experimentos con solo dos niveles para los factores a considerar, como se muestra en la siguiente tabla 2.

A continuación, la tabla 2 muestra los factores dentro la variable independiente y la salida (variable dependiente) del proyecto. Done el **factor A** viene dado por el **orden del filtro (1 ó 2)** y el **factor B**, por el **tipo de filtro (Butterworth o Chebyshev)**. Además:

(-) representa a 1 en el factor A y Butterworth en el factor B.

(+) representa a 2 en el factor A y Chebyshev en el factor B.

La salida SpO₂, se evalúa en función de si es una lectura correcta, regular o incorrecta.

*Tabla 2. Diseño Factorial Experimental
Fuente: Elaboración propia*

Variable Independiente		Variable Dependiente
Diseño		Saturación de Oxígeno (SpO2)
Factor A	Factor B	
-	-	Incorrecta
+	-	Regular
-	+	Incorrecta
+	+	Correcta

3.1.4 Técnicas e Instrumentos de Adquisición

La técnica utilizada fue el **análisis de contenido**. Dicha técnica nos permite analizar documentos de tipo: escritos, sonoros, visuales y electrónicos (20). Los instrumentos utilizados para el diseño del oxímetro pulso fueron: los libros, artículos científicos, tesis y hojas técnicas de datos.

Adicionalmente, en instrumentos, se ha hecho uso de dos softwares: Proteus 8 Professional y MikroC. El primero se utilizó para el desarrollo de la simulación del proyecto, además de realizar las mediciones teóricas y el segundo se utilizó en la programación del microcontrolador PIC18F2550.

3.1.5 Métodos de Diseño de Ingeniería

El método aplicado al proyecto de investigación consistió en la realización de tres fases: Análisis, diseño y construcción. A continuación, se detalla lo mencionado.

3.1.5.1 Fase de Análisis

Esta etapa llevó el análisis de elección de componentes para el diseño y la mención de investigaciones que ayudan en el presente trabajo.

- Elección de componentes

Los componentes deben ser elegidos adecuadamente según el uso y las características requeridas para el diseño del oxímetro. En este apartado se analizó los principales componentes electrónicos a utilizar.

- Fuente de alimentación

La elección de una fuente de alimentación para el proyecto obedece a algunos criterios:

- Voltaje de funcionamiento de los dispositivos
- Corriente total del proyecto
- Potencia total del proyecto

Con los criterios definidos y con los componentes vistos en el apartado anterior, se realiza el cuadro de cargas (ver tabla 3), para determinar las características de la fuente de alimentación.

*Tabla 3. Cuadro de Cargas del Proyecto
Fuente: Elaboración propia*

Cuadro de carga del proyecto					
Componente	Voltaje (V)	Corriente (mA)	Cantidad	Total de corriente (mA)	
Diodo Emisor de luz Rojo WW05A3SRP4-N	5	20	1	20	
Diodo Emisor de luz Infrarrojo IR333-A		100	1	100	
Fototransistor PT333-3C		20	1	20	
Amplificador Operacional LM358-N		40	3	120	
Microcontrolador PIC18F2550		0.16	1	0.16	
Display LCD 16x2		16	1	16	
Otros componentes pasivos		500	-	500	
Total Corriente (mA)				776.16	
Total Potencia (mW)				3880.8	

Del cuadro anterior, se deduce que las características para la fuente de alimentación son:

1. El voltaje es de 5V dado que, todos los dispositivos trabajan a ese valor.
2. La corriente total del proyecto es de 776,16 mA ó 0.776 A
3. La potencia será de 3880,8 mW ó 3,880 W

Con las características eléctricas delimitadas y teniendo en cuenta que el dispositivo será del tipo de sobremesa, se utilizará una fuente estable, permanentemente conectada a la red eléctrica de 220 VAC.

3.1.5.2 Fase de Diseño

El diseño fue realizado en base al diagrama de bloques mostrado en la figura 8:

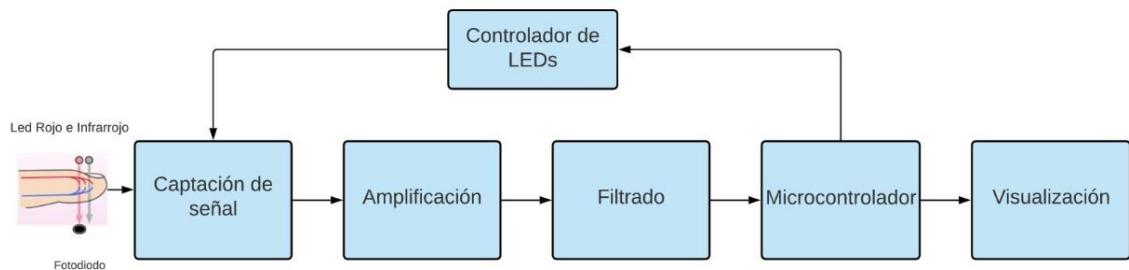


Figura 8. Diagrama de bloques del Proyecto
Fuente: Elaboración Propia

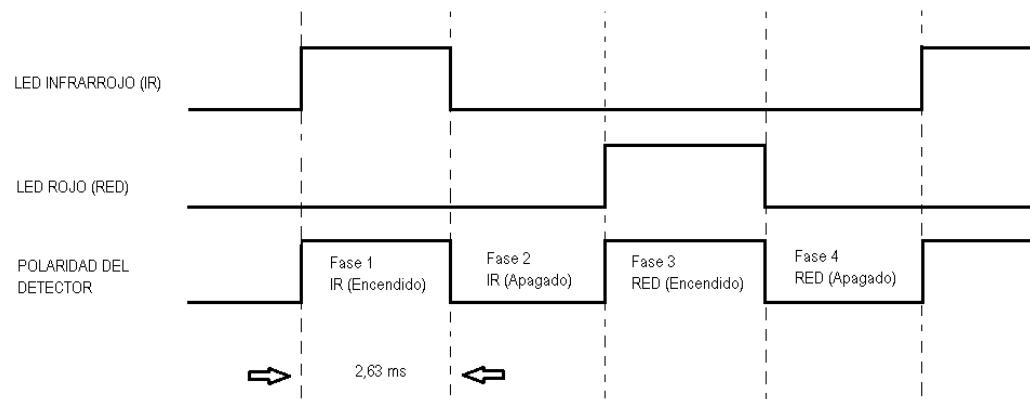
a. Captación de Señal

Es la etapa inicial del proyecto, donde, por medio de una sonda oximétrica, constituida por: un fotodiodo, diodo LED IR y diodo LED rojo, obtendremos la señal pulsátil de una persona.

b. Controlador de LEDs

El funcionamiento del Controlador LED es netamente gobernado por el microcontrolador PIC 18F2550, es ellos que se realizó un programa que genera una señal pulsante con determinada frecuencia para energizar el diodo rojo e infrarrojo. Este proceso se efectuó con el fin de obtener la absorbancia de la luz roja e infrarroja máxima en cierta parte del cuerpo humano y de esta manera obtener la saturación de oxígeno en la sangre.

La señal pulsante tiene una frecuencia de 380 Hz con ciclo de trabajo del 25%. Estos parámetros son para ambos emisores de luz, tanto para el rojo e infrarrojo. En la figura 9, se muestra el oscilograma que detalla los ciclos de trabajo de cada LED.



*Figura 9. Oscilograma de la frecuencia y ciclo de trabajo del LED rojo e infrarrojo
Fuente: Elaboración Propia*

La programación para generar estas señales fue desarrollada en el software MikroC PRO for PIC., para realizar el algoritmo de programación del controlador de LEDs se utilizó el módulo Timer1 que cuenta el microcontrolador PIC 18F2550, así mismo necesario utilizar una fórmula específica para programar tiempo requerido.

$$TMR1 = 65536 - \frac{\text{Tiempo}}{\text{Divisor} * \text{Ciclo de Instrucción}}$$

El ciclo de instrucción se refiere a la cantidad de tareas que puede realizar el microcontrolador en un periodo de tiempo, este valor depende de la frecuencia de oscilación del mismo. Para este caso se trabajó con una frecuencia de oscilación de 8Mhz.

$$4_{Tosc} = \left(\frac{\text{Frecuencia de Oscilación}}{4} \right)^{-1}$$

Con estos valores se calculó la frecuencia y el ciclo de trabajo del rojo e infrarrojo:

$$4_{TOSC} = \left(\frac{8 \times 10^6}{4} \right)^{-1}$$

$$4_{TOSC} = 0,5 \times 10^{-6}$$

Una vez obtenido el ciclo de instrucción, se calculó los valores numéricos para cargar a los registros de Timer1:

$$TMR1 = 65536 - \frac{2,63 \times 10^{-3}}{1 * 0,5 \times 10^{-6}}$$

$$TMR1 = 60276$$

$$TMR1H = 235 \quad TMR1L = 116$$

Estos valores numéricos son los registros de Timer1 y contienen el tiempo encendido de los LEDs en números binarios, aproximadamente 3,63 ms.

c. Amplificación

Teniendo la señal pulsátil, se procede a realizar la amplificación de la misma ya que, su valor es muy pequeño. Esto permitirá trabajarla con mayor facilidad.

d. Filtrado

Después amplificar la señal procedente de la etapa de amplificación, es necesario realizar una etapa de filtrado debido al ruido electromagnético y señales parasitas del ambiente que pueden incidir dentro del circuito (13).

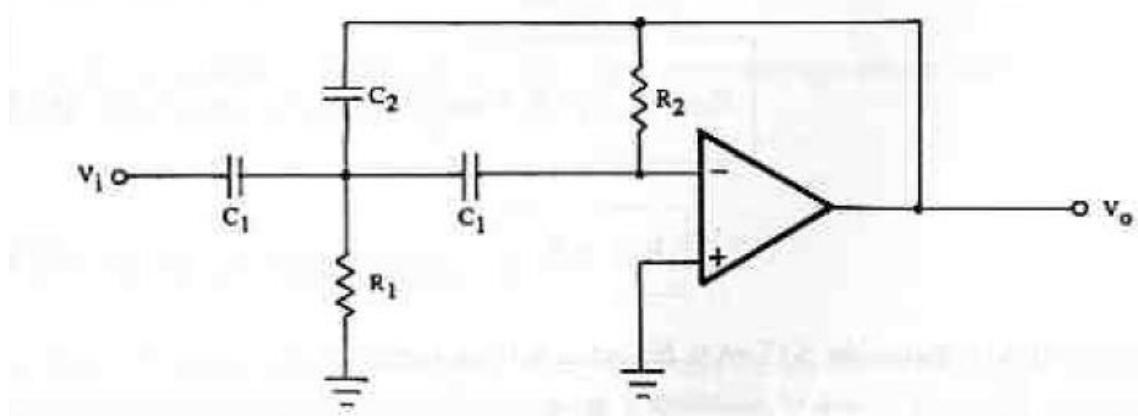
Por esta razón, se diseñó un filtro pasa banda, mostrado en la figura 10, con una frecuencia delimitada de acuerdo con el ritmo cardiaco humano, estos valores normalizados están entre 30 y 100 latidos por minuto (LPM), basados en condiciones normales. Sin embargo, los valores aplicados al proyecto están comprendidos entre 30 a 300 LPM (0.5Hz – 5Hz), para abarcar también a personas en plena actividad física y detectar arritmias, además de que, proporcionará un ancho de

banda considerable, lo que permite un funcionamiento correcto del filtro (17) (9).

Primero se diseñó el filtro **pasa alto de segundo orden con respuesta Chebyshev**, con un amplificador operacional ya elegido en apartados anteriores, la frecuencia de corte de este filtro es de 0.5Hz (17). Los valores de los componentes están en la tabla 4.

*Tabla 4. Cuadro de Proyecto Pasa alto
Fuente: Elaboración propia*

Cuadro de Proyecto Pasa Alto	
1	Establecer el valor de K
2	Establecer el valor de f_c
3	Establecer el valor de PR (filtro Chebyshev)
4	Determinar parámetros a y b por medio de la tabla apropiada
5	Determinar el valor de $C_1 \approx 10/f_c$
6	Determinar C_2
7	Determinar R_1
8	Determinar R_2
9	Hacer el modelo y realizar las comprobaciones necesarias
10	Ajustar K y f_c
11	Construir el circuito definitivo



*Figura 10. Filtro pasa alto
Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y Filtros Activos*

1. Para definir el valor de **K**, se hace uso del criterio **K>1**, por lo que se asume, de manera arbitraria un valor de 2 (**K=2**) () .
2. La frecuencia de corte es igual a 0.5 Hz ($f_c = 0.5\text{Hz}$)
3. Los valores del rizado (PR) pueden ser: 0.1, 0.5, 1, 2 y 3. Para el proyecto el valor elegido fue de: 0.5
4. De acuerdo con el autor Antonio Pertence, los valores para un PR=0.5, son: $a=1.425625$, $b=1.516203$.
5. Los valores de C_1 se asumen en microfaradios, por lo que $C_1 = \frac{10}{0.5} = 20\mu F \approx 22\mu F$ (*Valor comercial*)
6. $C_2 = \frac{20\mu F}{2} = 10\mu F$
7. $R_1 = \frac{1.425625}{(2*20\mu F+10\mu F)*0.5} = 57.025k\Omega \approx 56k\Omega$
8. $R_2 = \frac{(2*20\mu F+10\mu F)*1.516203}{1.425625*20\mu F*10\mu F*0.5} = 531.77k\Omega \approx 510k\Omega$

Con el filtro pasa alto realizado, se procedió a diseñar el filtro pasa bajo (ver figura 11 y tabla 5) de similares características: **de segundo orden con respuesta Chebyshev** (17).

*Tabla 5. Cuadro de Proyecto Pasa Bajo
Fuente: Elaboración propia*

Cuadro de Proyecto Pasa Bajo	
1	Establecer el valor de K
2	Establecer el valor de f_c
3	Establecer el valor de PR (filtro Chebyshev)
4	Determinar parámetros a y b por medio de la tabla apropiada
5	Determinar el valor de $C_2 \approx 10/f_c$
6	Determinar C_1
7	Determinar R_2
8	Determinar R_1
9	Determinar R_3

10	Hacer el modelo y realizar las comprobaciones necesarias
11	Ajustar K y f_c
12	Construir el circuito definitivo

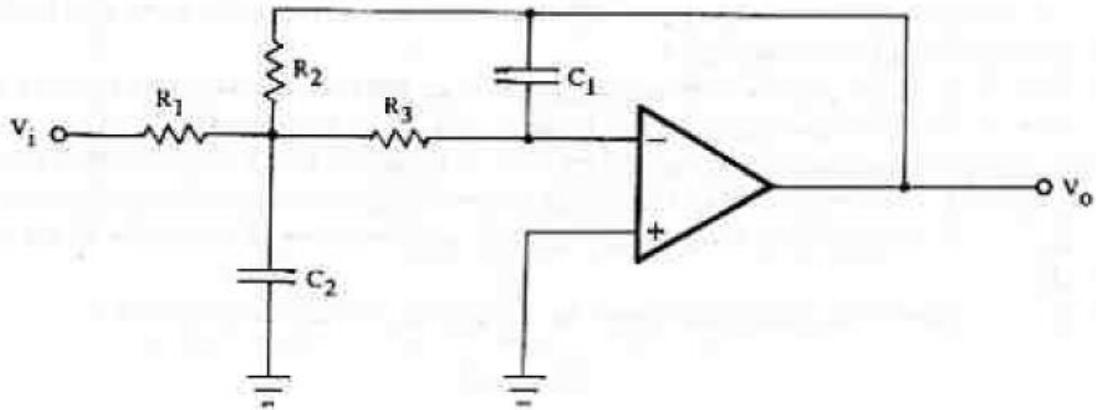


Figura 11. Filtro pasa bajo
Fuente: Antonio Pertence Junior, Amplificadores Operacionales y Filtros Activos

1. Para definir el valor de **K**, se hace uso del criterio **K>1**, por lo que se asume, de manera arbitraria un valor de 2 (**K=2**) ().
2. La frecuencia de corte es igual a 5 Hz ($f_c = 5\text{Hz}$)
3. Los valores del rizado (PR) pueden ser: 0.1, 0.5, 1, 2 y 3. Para el proyecto el valor elegido fue de: 1
4. De acuerdo con el autor Antonio Pertence, los valores para un PR=0.5, son: $a=1.097734$, $b=1.102510$.
5. Los valores de C_1 se asumen en microfaradios, por lo que $C_2 = \frac{10}{5} = 2\mu\text{F} \approx 2.2\mu\text{F}$ (*Valor comercial*)
6. $C_1 \leq \frac{1.097734^2 * 2\mu\text{F}}{4 * 1.102510 * (2+1)} = 182.16n\text{F} \approx 150n\text{F}$
7. $R_2 = \frac{2(2+1)}{(1.097734 * 2\mu\text{F}) + \sqrt{(1.097734^2 * 2\mu\text{F}^2 - 4 * 1.102510 * 2\mu\text{F} * 182.16n\text{F}(2+1)) * 5}} = 544.32k\Omega \approx 510k\Omega$
8. $R_1 = \frac{544.32k}{2} = 272.16\Omega \approx 270\text{k}\Omega$

$$9. R_3 = \frac{1}{1.102510*150nF*2uF*5^2*544.32k} = 182.95k\Omega \approx 180k\Omega$$

Finalmente, se realizó la unión de ambos filtros, para obtener un filtro pasabanda. Es necesario mencionar que los valores de resistores y capacitores hallados están aproximados a valores comerciales que se puedan encontrar fácilmente en el mercado.

e. Microcontrolador

Cuando se haya separado la componente arterial pulsátil, de toda la señal conjunta, se obtiene la señal pleismográfica, misma que deberá conectarse al microcontrolador, donde se utilizará el convertidor analógico-digital de 0 a 5v, para digitalizar la señal en el sistema binario con una resolución de 10bits. Posterior a ello, el microcontrolador se encarga de transformar los valores de la señal pleismográfica, en unidades que se puedan entender, como lo es SpO2 (Porcentaje de saturación de oxígeno). Para la obtención de este parámetro se hace muy necesario relacionar en una proporción las absorciones máximas y mínimas, tanto en el LED rojo como infrarrojo. Esto vendría dado por la siguiente ecuación:

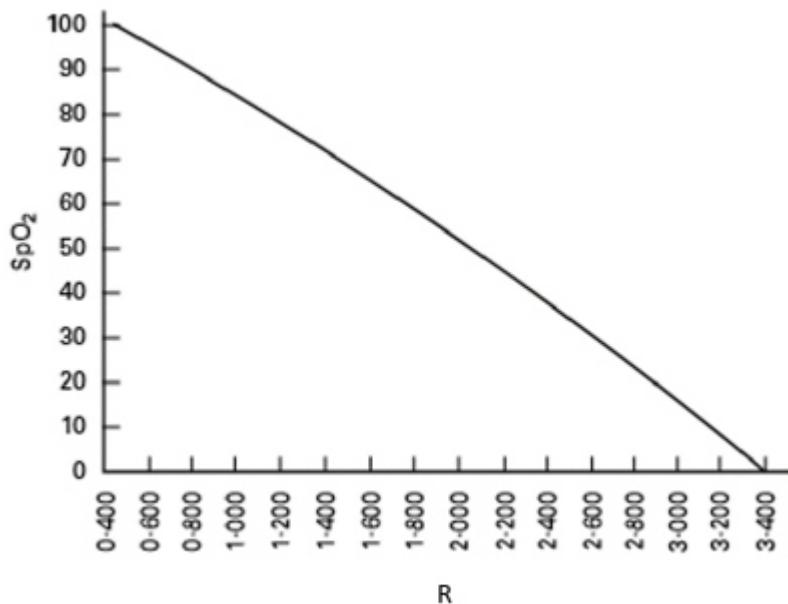
$$R = \frac{R_{Ab}}{I_{Ab}}$$

Donde:

R_{Ab} = Absorción máxima y mínima del led rojo

I_{Ab} = Absorción máxima y mínima del led infrarrojo

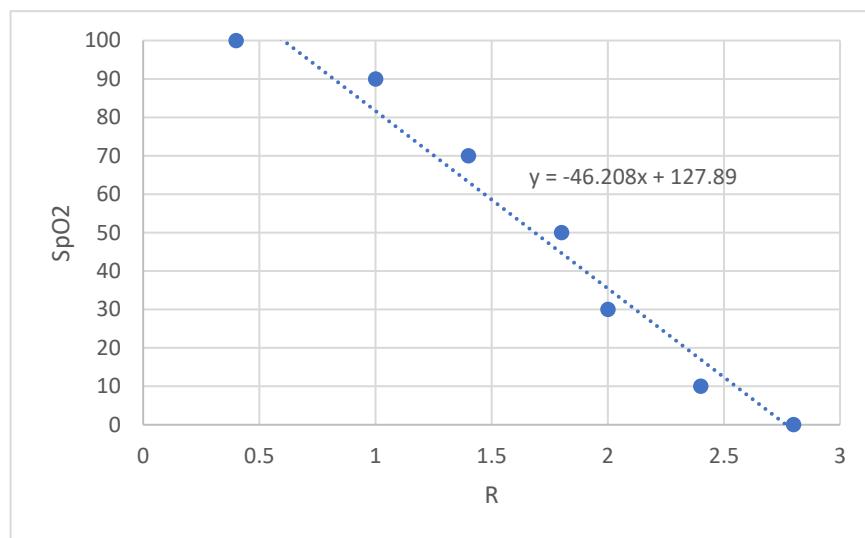
Adicionalmente a ello se necesita el cociente R se debe relacionar con SpO2, de manera que se pueda hacer una ecuación de regresión para estimar los valores. SpO2, surge de personas voluntarias, a quienes se les ha medido este parámetro, por diferentes técnicas y generan valores típicos (ver figura 12).



*Figura 12. Valores de saturación de oxígeno vs absorbancia
Fuente: Aguirre Luis, 2007*

De la gráfica anterior y tomando algunos valores, se realiza la regresión (ver figura 13) que permite deducir la fórmula para determinar la saturación de Oxígeno en la sangre (SpO_2) (7).

$$SpO_2 = -46.208x + 127.89$$



*Figura 13. Curva de calibración del Oxímetro de Pulso
Fuente: Elaboración Propia*

f. Visualización

Para la visualización de la saturación de oxígeno (SpO_2) se utiliza el display LCD 16x2 programado el PIC18F2550 envía la información en 2 partes para el uso de 4 Pines, mostrando 3 niveles: Optima, moderada y Severa de saturación de oxígeno, mostrada en las figuras 14, 15 y 16, respectivamente.

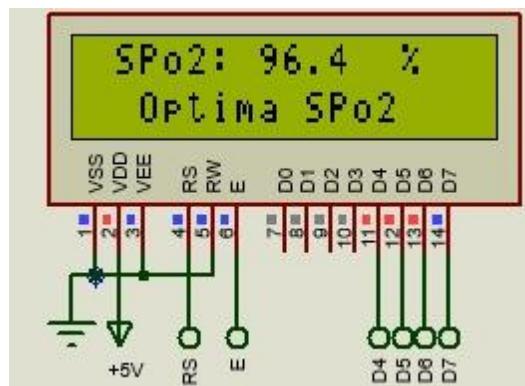


Figura 14. Display mostrando nivel óptimo de SpO_2
Fuente: Elaboración Propia

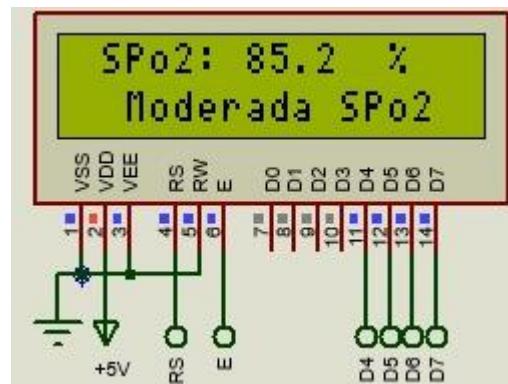


Figura 15. Display mostrando nivel moderado de SpO_2
Fuente: Elaboración Propia

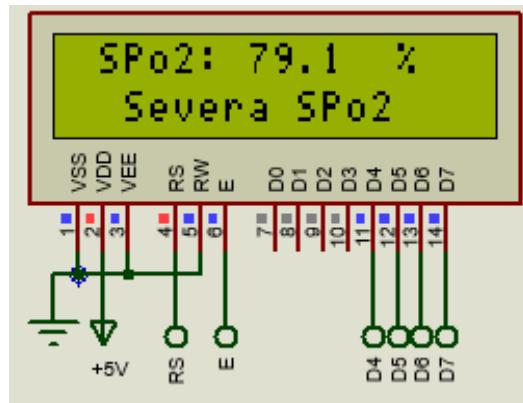


Figura 16. Display mostrando nivel severo de SpO₂
Fuente: Elaboración Propia

3.1.5.3 Fase de Construcción

Esta fase se realizó la construcción del proyecto, para hacer una descripción mucho más adecuada se hace uso de las siguientes sub-fases:

- Construcción de la sonda

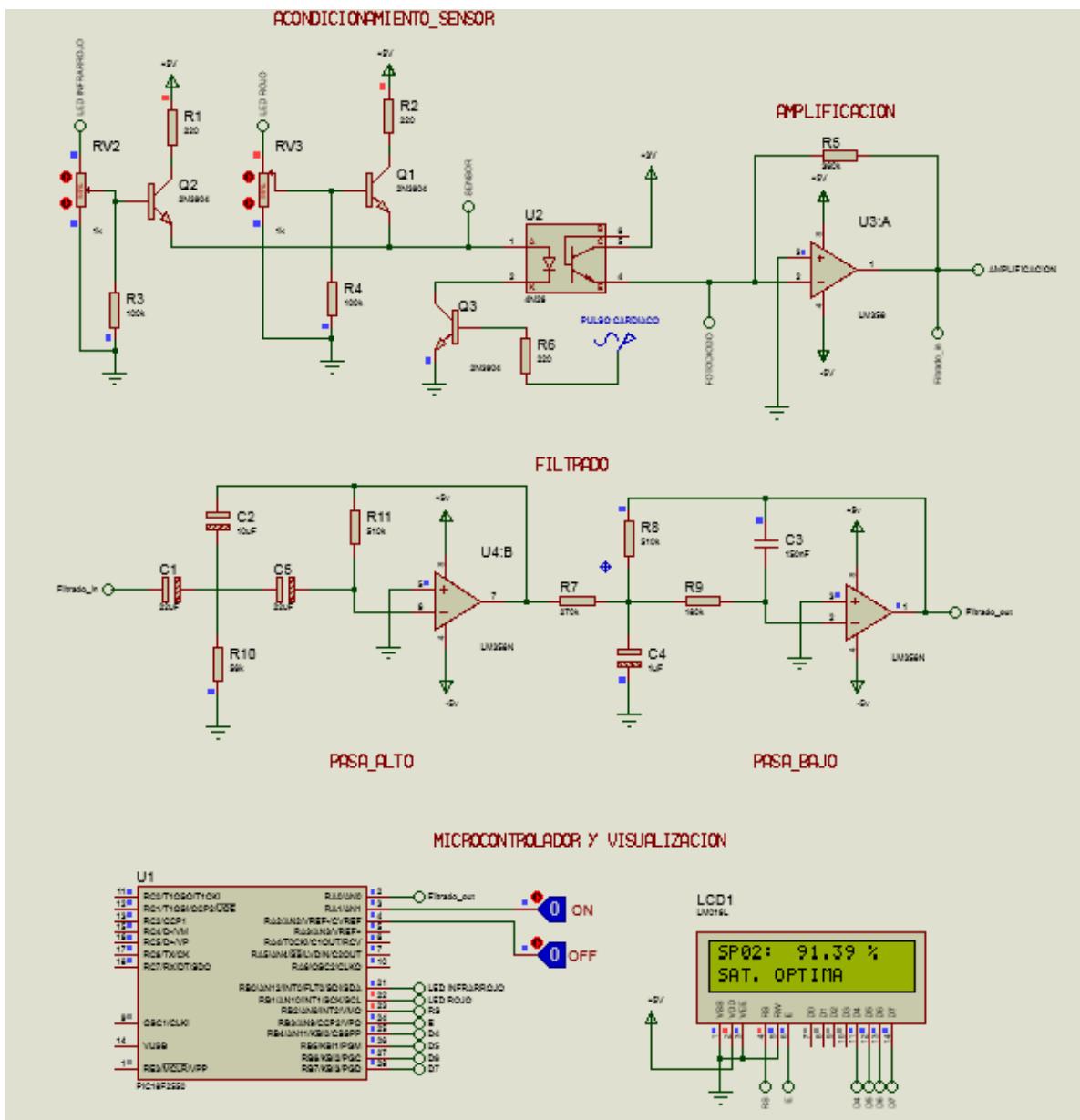
En el apartado de captación de señal, se dio a conocer el circuito que permite la obtención de la señal con componente pulsátil. Dicho circuito necesita de un soporte o acondicionamiento mecánico que pueda adaptarse a un dedo humano, como muchas de las sondas de oxímetro existentes en el mercado. Por esta razón, se vio conveniente usar un gancho para ropa.

- Armado del circuito

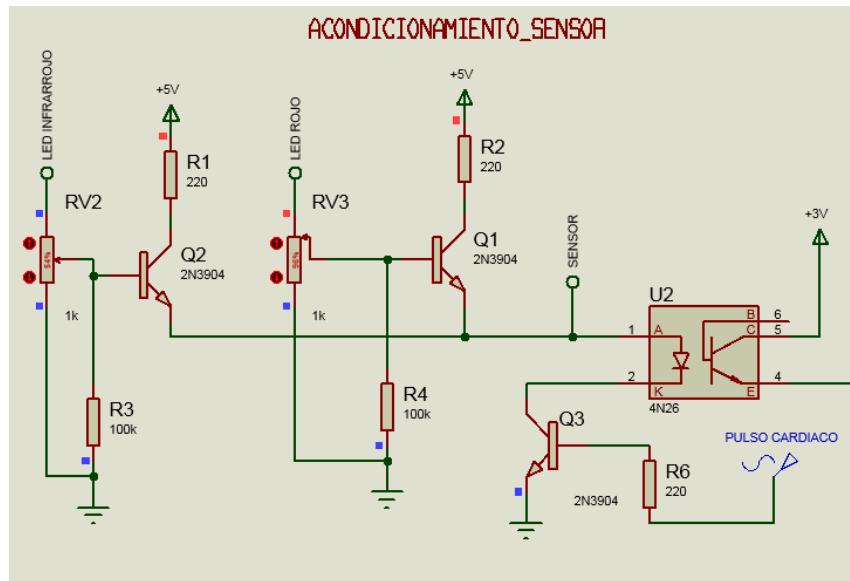
Con la sonda realizada, se realizó el armado del circuito restante (etapa de amplificación, filtrado y microcontrolador) en Protoboard.

3.1.6 Simulación

En este apartado se muestra la simulación del proyecto, realizado en el software Proteus 8 Professional. La figura 17, muestra el diagrama completo del Oxímetro de Pulso, donde se simula la lectura de saturación de oxígeno a un paciente que tiene la frecuencia cardíaca de 1 latido por segundo. A continuación, se describe el funcionamiento de cada etapa.

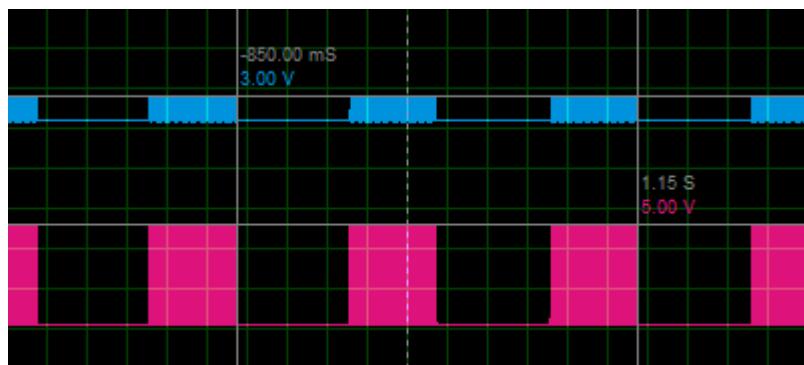


optoacoplador se agrega un generador de señal senoidal con frecuencia de 1Hz, para simular la frecuencia cardiaca de un paciente.

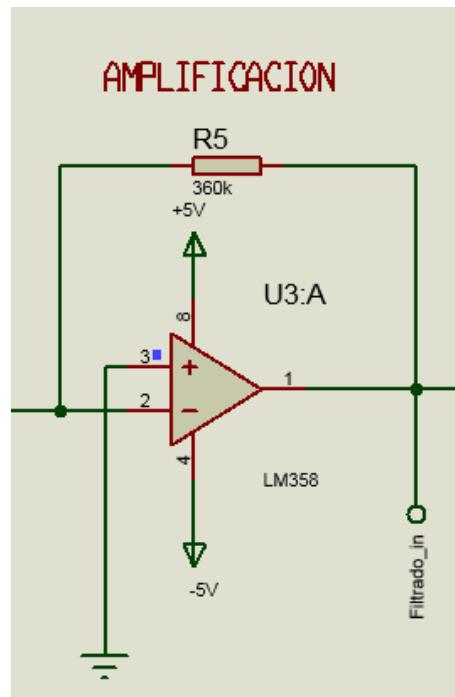


*Figura 18. Captación de Señal o Acondicionamiento del Sensor
Fuente: Elaboración Propia*

La siguiente figura 20, muestra la etapa de amplificación, la señal proveniente del fotodiodo (optoacoplador en simulación) es de corriente, del orden de los miliamperios, por lo que se necesita amplificarla y convertirla en voltaje, para un mejor tratamiento de la señal. La figura 19, muestra la señal de color azul antes de la amplificación y la señal de color rosa después de la amplificación.

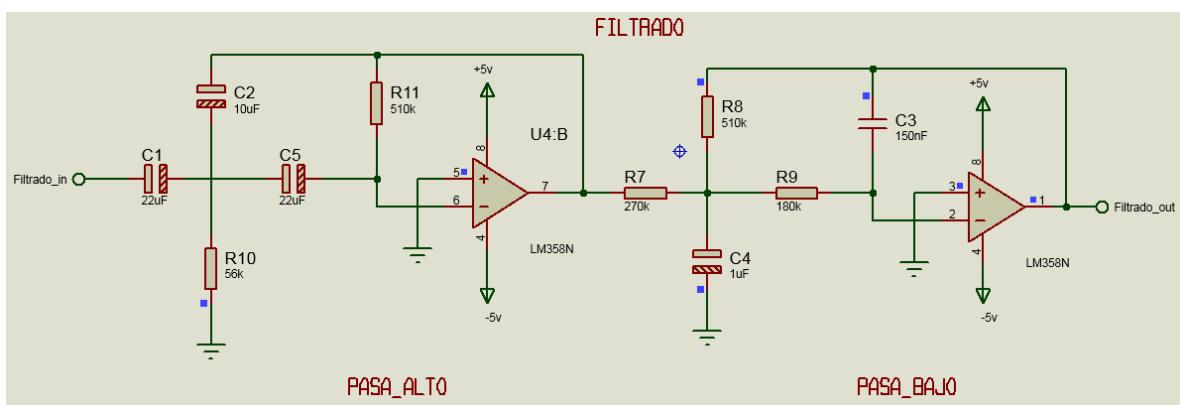


*Figura 19. Amplificación de señal
Fuente: Elaboración Propia*



*Figura 20. Diagrama de amplificación
Fuente: Elaboración Propia*

Con la señal proveniente de la etapa de amplificación, la siguiente etapa es la de filtrado (figura 21), cumple la función de no permitir la entrada de frecuencias ajena al rango 0.5 – 5 Hz. Además, es capaz de detectar arritmias en el paciente, para lograr el rango de frecuencia en el que trabaja se realizó la unión de un filtro pasa bajo y pasa alto.



*Figura 21. Filtro pasabanda
Fuente: Elaboración Propia*

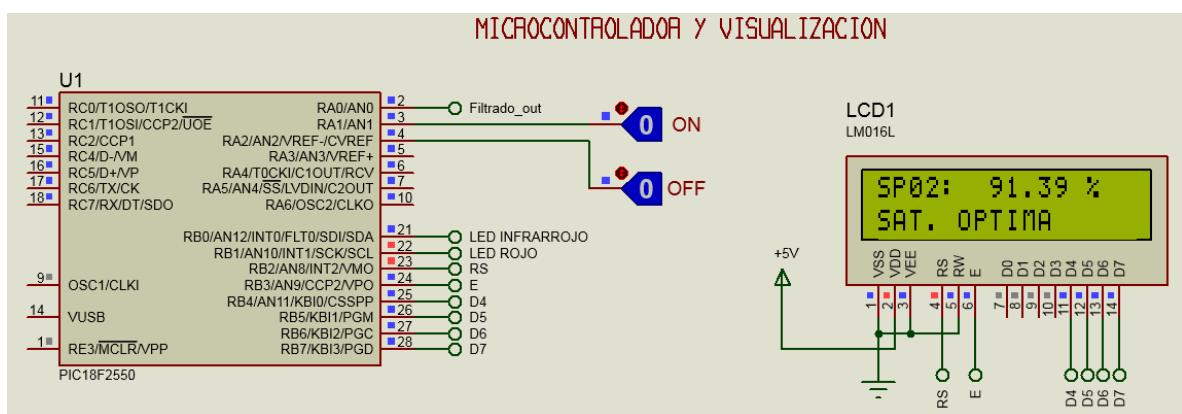
Adicionalmente, se muestra la figura 22, donde se aprecia la señal después de la etapa de filtrado, lista para ser procesada por el microcontrolador.



Figura 22. Señal de salida después del filtrado

La última y penúltima etapa son las de Microcontrolador y Visualización, respectivamente (ver figura 23). El microcontrolador es el encargado de convertir la señal análoga en digital y aplicar los cálculos necesarios para la saturación de oxígeno, para después enviar la información lista para su visualización. Además, se le han añadido dos pulsadores, el de encendido da paso, para que empiece a leer la señal y el de apagado deshabilita todo el sistema.

Finalmente, la etapa de Visualización muestra la saturación de oxígeno del paciente y el nivel en que se encuentra. Para el ejemplo realizado, la saturación es de 91.39% y está en un nivel de saturación óptima.



*Figura 23. Diagrama de Microcontrolador y Display LCD
Fuente: Elaboración Propia*

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS Y DISEÑO DE LA SOLUCIÓN

4.1 Identificación de requerimientos

Conforme al análisis realizado en el capítulo III, a continuación, se describen todos los componentes electrónicos a utilizar en el proyecto.

- Diodo emisor de luz rojo

El diodo emisor de luz roja, mostrado en la figura 24 (WW05A3SRP4-N) es un semiconductor optoelectrónico que produce luz por electroluminiscencia, los LED's rojos ultrabrillantes tienen un espectro de luz visible entre 620nm a 630nm, rango apropiado para utilizarlo en un oxímetro. A continuaciones se muestra las características más importantes del este dispositivo electrónico (Tabla 6).

*Tabla 6. Características del diodo LED Rojo
Fuente: Elaboración propia*

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	WW05A3SRP4-N	-
Disipación de potencia	100	mW
Corriente directa continua	20	mA
Longitud de onda dominante	620 - 630	nm
Intensidad luminosa	8200 -10600	mcd
Tensión directa	1.8 - 2.4	V
Temperatura de Operación	-40 a 65	°C



*Figura 24. Diodo Emisor de luz Rojo WW05A3SRP-N
Fuente: Wah Wang Holdings (Hong Kong), 5mm Super Bright Red LED*

- Diodo emisor de luz infrarrojo

El diodo emisor de infrarrojos, mostrado en la figura 25, de EVERLIGHT (IR333-A) es un diodo de alta intensidad, moldeado en un paquete de plástico transparente azul. El dispositivo está emparejado espectralmente con fototransistor, fotodiodo y módulo receptor de infrarrojos, ver la tabla 7.

*Tabla 7. Características del diodo Infrarrojo
Fuente: Elaboración propia*

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	IR333-A	-
Disipación de potencia	150	mW
Corriente directa continua	100	mA
Longitud de onda dominante	940	nm
Intensidad luminosa (I=20mA)	20	mW/sr
Tensión directa	1.2 - 1.5	V
Temperatura de Operación	-40 a 85	°C



*Figura 25. Diodo Emisor de luz Infrarrojo IR333-A
Fuente: Everlight, 5mm infrared LED*

- Fototransistor

El fototransistor PT333-3C de la figura 26, es un dispositivo de silicio con alta radiación sensibilidad en negro, paquete de plástico T-1 con luz natural filtro de bloqueo. El ancho de banda del filtro se combina con emisores de infrarrojos de 400 nm a 1100 nm. Dentro de sus aplicaciones el fotodiodo funciona como fotodetector de alta velocidad para trasmisión de datos, lo cual es idóneo para el diseño del oxímetro de pulso (ver tabla 8).

*Tabla 8. Características del Fototransistor
Fuente: Elaboración propia*

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	PT333-3C	-
Disipación de potencia	75	mW
Voltaje Colector-Emisor	30	V
Voltaje Emisor-Colector	5	V
Corriente de Colector	20	mA
Longitud de onda dominante	400 - 1100	nm
Temperatura de Operación	-40 a 100	°C



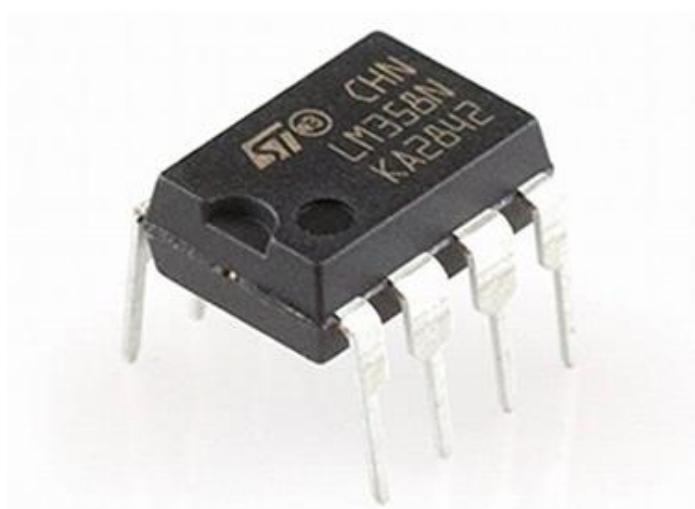
*Figura 26. Fototransistor PT333-3C
Fuente: Everlight, 5mm Phototransistor*

- Amplificador operacional LM358

El amplificador operacional LM358 mostrado en la figura 27, consta de dos amplificadores operacionales independientes de alta ganancia y con compensación de frecuencia interna, que fueron diseñados específicamente para operar desde una sola fuente de alimentación en una amplia gama de voltajes. Las áreas de aplicación incluyen amplificadores de transductores, bloques de ganancia de CC y todo tipo de circuitos de amplificadores operacionales. Las características se muestran en la tabla 9.

*Tabla 9. Características del Amplificador Operacional LM358
Fuente: Elaboración propia*

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	LM358-N	-
Disipación de Potencia	830	mW
Voltaje de alimentación	32	V
Voltaje de compensación de entrada	2-7	mV
Corriente de salida	20-40	mA
Acoplamiento de amplificador a amplificador	-20	dB
Temperatura de Operación	-65 a 150	°C



*Figura 27. Amplificador Operacional LM358-N
Fuente: Texas Instruments, LMx58-N Low-Power, Dual-
Operational Amplifiers Phototransistor*

- Microcontrolador PIC18F2550

El microcontrolador PIC18F2550, de la figura 28, es un dispositivo fabricado por la empresa Microchip, la arquitectura de construcción de este chip es Harvard, así mismo cuenta con módulos de comunicación UART, I²C, SPI y USB. Además, incorpora la tecnología nanoWatt que disminuye el consumo de energía cuando está en funcionamiento continuo. En la tabla 10 se muestran las características principales.

*Tabla 10. Características del Microcontrolador
PIC18F2550*

Fuente: Elaboración propia

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	PIC18F2550	
Voltaje de alimentación	2 - 5.5	V
Frecuencia de Operación	48	MHz
Oscilador Interno	0.032 - 8	MHz
Convertidor A/D	10	bit
Timer	16	bit

Módulos de Comunicación	UART- I ² C - SPI - USB	-
Memoria Flash	32	kB
Memoria RAM	2048	byte
Memoria EEPROM	256	byte
Memoria de Programa	32768	byte
Temperatura de Operación	-65 a 150	°C



Figura 28. Microcontrolador PIC18F2550
Fuente: Microchip, PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet

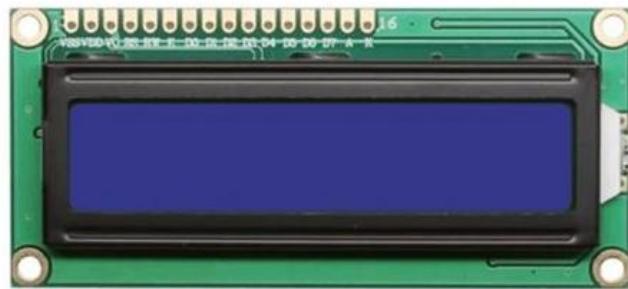
- **DISPLAY LCD 16x2**

El display LCD 16x2, de la figura 29, está basado en el controlador de pantalla de cristal líquido de matriz de puntos HD44780U y el controlador LSI muestra caracteres alfanuméricicos, caracteres kana japoneses y símbolos. Puede configurarse para controlar una pantalla de cristal líquido de matriz de puntos bajo el control de un microprocesador de 4 u 8 bits (ver tabla 11).

Tabla 11. Características del Display LCD 16x2
Fuente: Elaboración propia

	Magnitud	Unidad
Código de pieza	EL-1602A	-
Voltaje de alimentación	5	V

Tiempo de respuesta (nivel alto)	200 - 250	ms
Tiempo de respuesta (nivel bajo)	300 - 350	ms
Voltaje de suministro de luz de fondo	3	V
Corriente de suministro de luz de fondo	16	mA
Temperatura de Operación	0-50	°C



*Figura 29. Display LCD 16x2
Fuente: Hitachi, Matrix Liquid Crystal Display Controller/Driver*

- Resistores

Los resistores, dispositivos electrónicos pasivos, ayudan como limitadores de corriente o potencia, en el presente proyecto, se utilizan resistores del tipo carbón y potenciómetros (ver la figura 30), en la etapa de filtrado y en el acondicionamiento de la sonda oximétrica.



*Figura 30. Resistores varios
Fuente: <https://ditecnomakers.com/tipos-de-resistencias-o-resistores/>*

- Capacitores

Dispositivos electrónicos pasivos, almacenan potencial eléctrico para usarlos en determinado momento, existen en varios tipos electrolítico, cerámico, tantalio, etc. En el presente trabajo han sido utilizados en la etapa de filtrado (electrolítico y cerámico), para lograr obtener la frecuencia de corte que se desea (ver la figura 31).

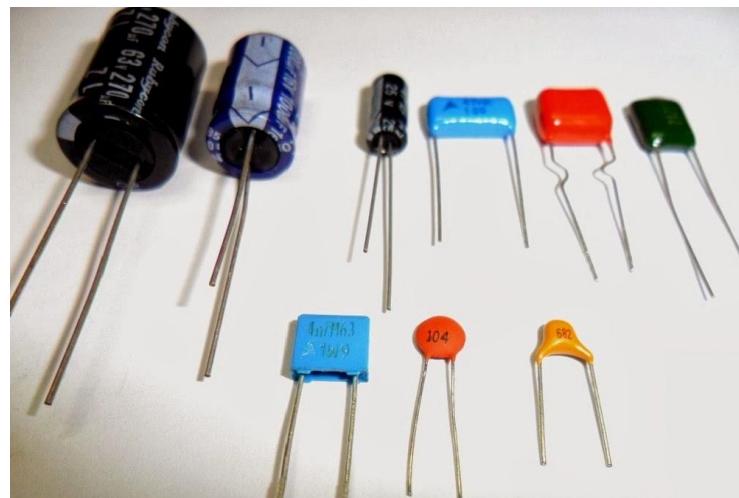


Figura 31. Capacitores varios

Fuente: <http://humanonormal.blogspot.com/2014/03/todo-lo-que-necesitas-saber-sobre.html>

4.2 Análisis de la solución

Para verificar que la solución del presente proyecto, se muestra la tabla 12, donde se indican los objetivos y el cumplimiento de ellos.

Tabla 12. Cumplimiento de Objetivos

Fuente: Elaboración propia

Objetivos Específicos	Descripción de su cumplimiento
	Medir la potencia de los diodos rojo e infrarrojo La medición de los diodos (rojo e IR) se realizó de manera indirecta, aplicando la fórmula de

		potencia y conforme a lo construido en simulación (ver figura 32).
	Medir el voltaje amplificado en la etapa de amplificación	Se comprobó la amplificación por medio del osciloscopio que ofrece el simulador Proteus 8 Professional (ver figura 19).
	Comparar la forma de onda patrón con la señal de salida de la etapa de filtrado	La onda de salida de la etapa de filtrado difiere de la onda patrón, debido a que el simulador no recrea condiciones exactamente iguales las que genera una persona. Sin embargo, la simulación funciona conforme a lo esperado (ver figura 33).
Objetivo General	Diseñar un oxímetro de pulso basado en el microcontrolador PIC18F2550	Con los objetivos específicos cumplidos, y el manejo adecuado del microcontrolador PIC18F2550, por parte del investigador, se ha logrado el diseño adecuado para un oxímetro de pulso.

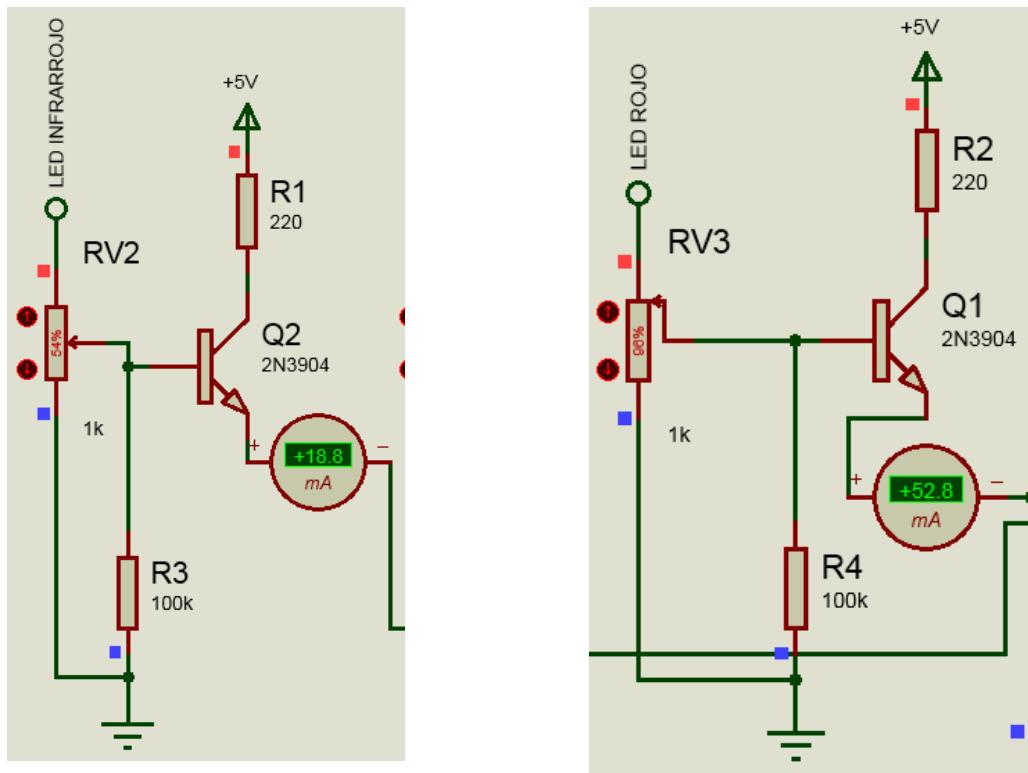


Figura 32. Corriente en LED Infrarrojo y Rojo
Fuente: Elaboración Propia

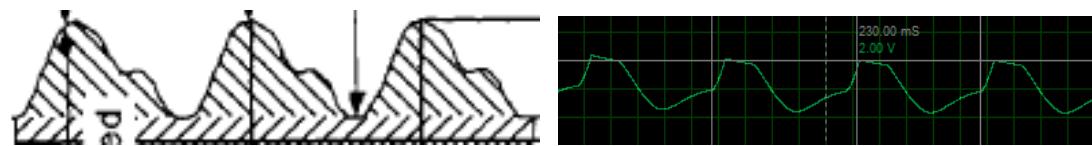


Figura 33. Onda patrón y onda generada por simulador
Fuente: Elaboración Propia

4.3 Diseño

En este apartado se detallan todos los diagramas eléctricos utilizados en el diseño de un oxímetro de pulso. Para ello, se hará uso de las respectivas fases que lo conforman.

4.3.1 Captación de Señal

La captación de la señal, de la figura 34, comprende de dos diodos emisores (rojo e infrarrojo) y un fototransistor receptor que se utilizaron para obtener la señal pulsátil. Los diodos trabajan en tiempos diferentes y a la misma frecuencia de 1.3K Hz, esta señal es enviada por el microcontrolador PIC18F2550 de los pines 21 y 22. Además el fotoreceptor es el encargado de detectar las señales luminosas que envíen los anteriores diodos y convertirlas en corriente, para que esta pueda pasar al amplificador de transimpedancia (13).

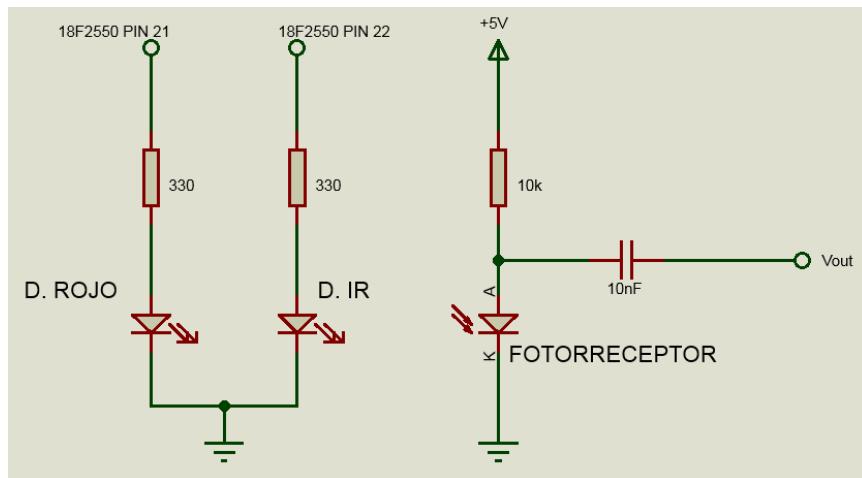


Figura 34. Captación de Señal
Fuente: Elaboración Propia

4.3.2 Amplificación

Para convertir la corriente del fototransistor en voltaje, se diseñó el circuito amplificador de transimpedancia con el OpAmp LM358 (ver figura 35). El diseño elegido para esta aplicación tenía la configuración estándar de la amplificación de transimpedancia ya que, el fotodiodo solo generará corriente, y por lo tanto la configuración que se usa, es de polarización inversa. Posteriormente, la salida

pasa al filtro pasabanda. A continuación, se presenta el diagrama del amplificador.

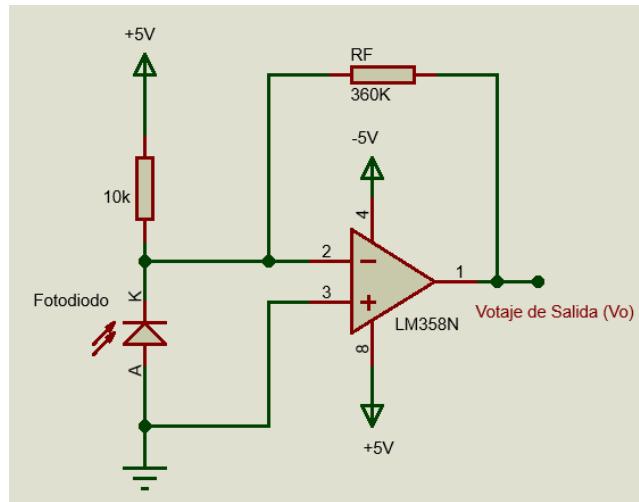


Figura 35. Circuito de transimpedancia y Amplificación
Fuente: Elaboración Propia

La resistencia de retroalimentación varía, debido que voltaje de salida (V_o) recomendado es 5V, además teniendo en cuenta el valor del corriente generada por el fotodiodo es 13.8uA, reemplazando en la ecuación siguiente:

$$5 = R_f \times 13.8 \times 10^{-6}$$

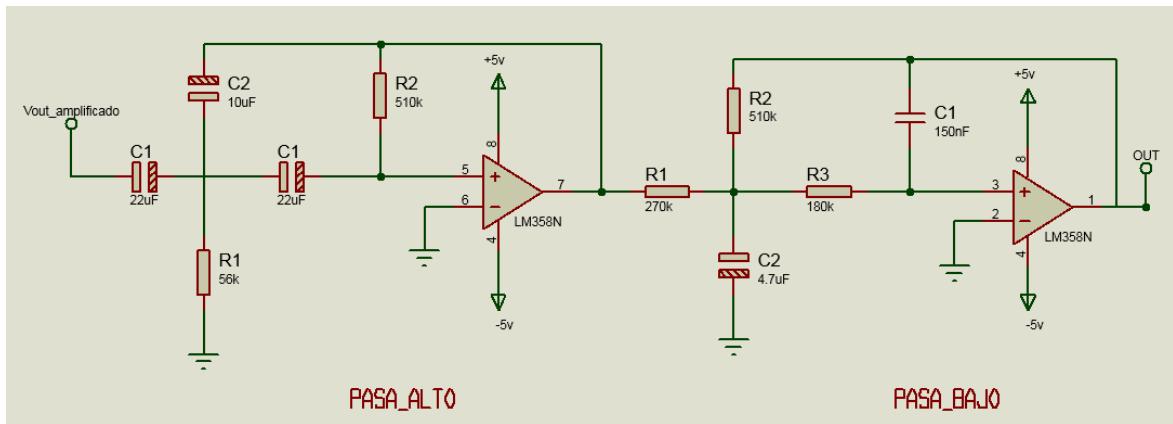
$$R_f = 360K$$

Se obtiene una resistencia de retroalimentación del valor de 360KΩ para un voltaje de salida de 5 voltios.

4.3.3 Filtrado

Como se ha visto en apartados anteriores el proyecto tiene una etapa de filtrado (ver figura 36) y es de tipo activo. Además, se hace uso de un amplificador Operacional LM358, debido a alta ganancia e impedancia de entrada. La función del filtro pasa alto, es dejar pasar frecuencias mayores a 0.5 Hz y la del pasa bajo, es dejar pasar frecuencias menores a 5Hz. De esta manera, se logró

diseñar un filtro pasa banda con rango 0.5Hz – 5Hz. Los valores de cada resistor y capacitor ya han sido calculados en apartados anteriores.



*Figura 36. Diagrama de filtro Pasabanda
Fuente: Elaboración Propia*

4.3.4 Microcontrolador

A continuación, se presenta y explica el algoritmo diseñado para el funcionamiento del oxímetro de pulso. Es necesario mencionar que, el muestreo en la captación de señal deber ser de 60s, para obtener una lectura correcta. Sin embargo, para efectos prácticos solo se está considerando 5s y dicho tiempo es controlado por el Timer0. Adicionalmente, en la figura 37, se muestra los pines usados en el microcontrolador PIC18F2550.

```
/*********************************************
```

PROGRAMA: Oxímetro de Pulso

```
******/
```

```
// DEFINICONES
```

```
#define S1 PORTA.B1
```

```
#define S2 PORTA.B2
```

```
#define P1 LATB.B0
```

```
#define P2 LATB.B1
```

```
// VARIABLES PARA CONTROLAR EL DISPLAY
```

```

sbit LCD_RS at RB2_bit;
sbit LCD_EN at RB3_bit;
sbit LCD_D4 at RB4_bit;
sbit LCD_D5 at RB5_bit;
sbit LCD_D6 at RB6_bit;
sbit LCD_D7 at RB7_bit;
sbit LCD_RS_Direction at TRISB2_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISB3_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISB4_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISB5_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISB6_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISB7_bit;

// VARIABLES
bit S1_Anterior, S1_Actual;      // Bits de estado
bit S2_Anterior, S2_Actual;      // Bits de estado
bit C1,C2,C3,C4;                // Bits de estado
unsigned Sensor;                 // Variable para el resultado del ADC
float Referencia, Saturacion;    // Variables para calcular la saturación
char Texto[15];                  // Variable para formatear números

void main()
{
    // CONFIGURACIÓN
    OSCCON=0x73;                  // Oscilador interno a 8MHz
    ADCON1=0x0F;                   // Desactivar ADC en puerto A
    TRISA=0x07;                    // RA2:RA0 -> Entrada
    TRISB=0;                       // RB1:RB0 -> Salidas
    TRISC=0;                       // Puerto C no usa
    T0CON=0x96;                    // Timer0 con previsor 1:128 e inicia encendido
    T1CON=0x80;                    // Timer1 con previsor 1:1 e inicia Apagado
    ADCON2=0X91;                   // ADC:Canal AN0, TAD=8TOSC, TACQ=8TAD,
    justif. a la derecha
    ADCON1=0X0E;                   // Canal 1 habilitado

```

```

ADON_bit=1;           // Encender ADC

// INICIALIZACIÓN
P1=0; P2=0;           // Pulso nivel bajo
S1_Anterior=0;        // Estado del pulsador1 0
S2_Anterior=0;        // Estado del pulsador2 0
C1=0; C2=0; C3=0; C4=0; // Ciclos inician en 0
TMR0H=103; TMR0L=106; // Preparar Timer para 5s
TMR0IF_bit=0;         // Borrar flag de Timer0
LCD_Init();            // Inicializar el display
LCD_CMD(_LCD_CURSOR_OFF); // Ocultar cursor
LCD_Out_CP("SP02:");   // Presentar Texto fijo
LCD_Out(1,14,"%");    // Presentar Texto fijo

// BUCLE INFINITO
while(1)
{
    Sensor=ADC_Get_Sample(0); // Convertir y leer canal 0
    Referencia=Sensor*-0.32/1024+0.93; // Calcular el voltaje del canal 0
    Saturacion=-46.208*Referencia+127.89; // Formatear Saturación para el
display
    sprintf(Texto,"%4.2f",Saturacion); // Formatear Saturación para el display
    if (TMR0IF_bit)               // Si se cumplieron 5s en timer 0
    {
        LCD_Out(1,8,Texto);       // Presentar la saturación de Oxígeno
        if(Saturacion > 90.0)    // Si la saturación de O2 supera el 90%
        {
            LCD_Out(2,1,"SAT. OPTIMA "); // Presentar Texto fijo
        }
        if(Saturacion > 85.0 && Saturacion < 90.0) // Si la saturación de O2 esta
entre 85% y 90%
        {
            LCD_Out(2,1,"SAT. MODERADA"); // Presentar Texto fijo
        }
    }
}

```

```

if(Saturacion < 85.0)           // Si la saturación de O2 es menor al 85%
{
    LCD_Out(2,1,"SAT. SEVERA ");
}
TMR0H=103; TMR0L=106;          // Preparar Timer para 5s
TMR0IF_bit=0;                 // Borrar flag de Timer0
}

S1_Actual=S1;                  // Leer estado del pulsador
if(!S1_Anterior && S1_Actual) // Si presiona S1
{
    P1=1; P2=0;                // Led rojo ON e IF OFF
    C1=1;                      // Antivar bit de estado C1
    TMR1H=254; TMR1L=172;      // Preparar Timer1 para 170us
    TMR1IF_bit=0;              // Borrar flag de Timer1
    TMR1ON_bit=1;              // Encender Timer1
}
S1_Anterior=S1_Actual;         // Estado actual de S1 pasa a ser el anterior
if(TMR1IF_bit && C1)        // Si transcurrio 170us
{
    P1=0; P2=0;                // Ambos leds OFF
    C1=0; C2=1;                // Actualizar bits de estado C1 y C2
    TMR1H=254; TMR1L=172;      // Preparar Timer1 para 170us
    TMR1IF_bit=0;              // Borrar flag de Timer1
}
if(TMR1IF_bit && C2)        // Si transcurrio 170us
{
    P1=0; P2=1;                // Ambos leds OFF
    C2=0; C3=1;                // Actualizar bits de estado C2 y C3
    TMR1H=254; TMR1L=172;      // Preparar Timer1 para 170us
    TMR1IF_bit=0;              // Borrar flag de Timer1
}
if(TMR1IF_bit && C3)        // Si transcurrio 170us
{

```

```

P1=0; P2=0;          // Ambos leds OFF
C3=0; C4=1;          // Actualizar bits de estado C3 y C4
TMR1H=254; TMR1L=172; // Preparar Timer1 para 170us
TMR1IF_bit=0;        // Borrar flag de Timer1
}

if(TMR1IF_bit && C4) // Si transcurrio 170us
{
    P1=1; P2=0;          // Ambos leds OFF
    C4=0; C1=1;          // Actualizar bits de estado C4 y C1
    TMR1H=254; TMR1L=172; // Preparar Timer1 para 170us
    TMR1IF_bit=0;        // Borrar flag de Timer1
}

S2_Actual=S2;          // Leer estado del pulsador
if(!S2_Anterior && S2_Actual) // Si se presiona S2
{
    P1=0; P2=0;          // Pulsos nivel bajo
    C1=0; C2=0; C3=0; C4=0; // Ciclos inician en 0
    TMR1ON_bit=0;         // Encender Timer1
}
}
}

```

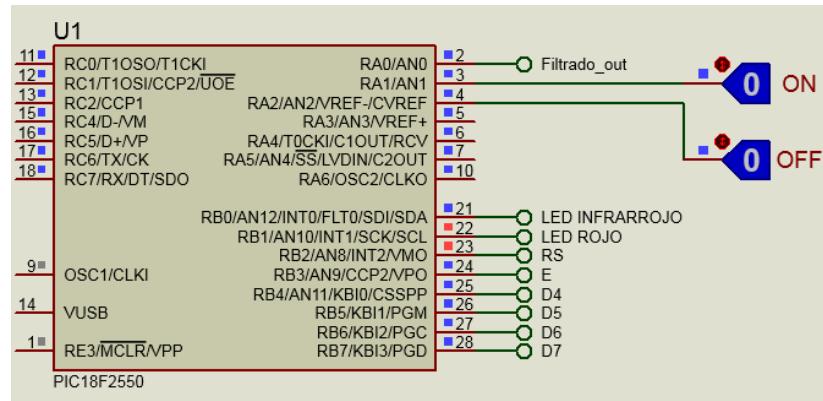


Figura 37. Diagrama de conexión del PIC18F2550
Fuente: Elaboración Propia

Los pines 21 y 22 son para los diodos infrarrojo y rojo respectivamente. Los pines 23 al 28 utilizados para el control del Display. El pin 2, recibe la señal después de la etapa de filtrado y finalmente los pines 3 y 4 son para encendido y apagado del sistema, respectivamente.

4.3.5 Visualización

Finalmente, el diagrama utilizado para la visualización de la información está en la figura 38. Los pines 2 y 1 son para alimentación. Los pines D4-D7, se utilizan para la recepción de información y finalmente el pin 6 es el habilitador para que el Display LCD 16X2 pueda recibir información. Los textos mostrados en dicho dispositivo son el porcentaje de saturación y el nivel del mismo.

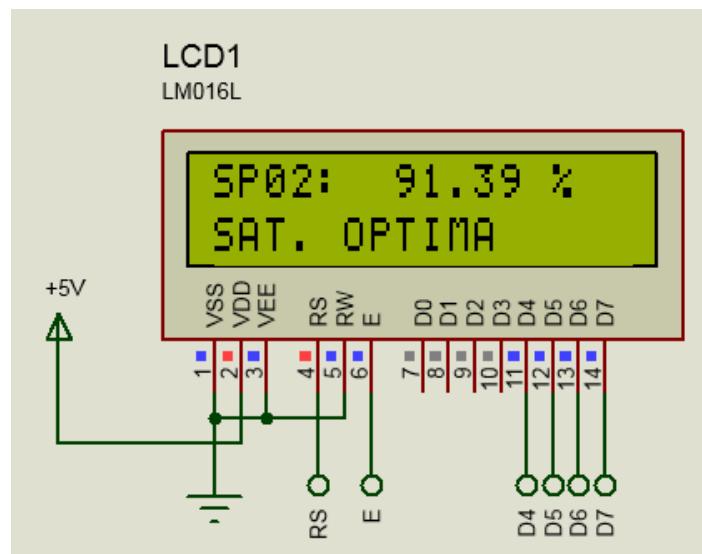


Figura 38. Diagrama de conexión Display LCD 16x2
Fuente: Elaboración Propia

CAPÍTULO V: CONSTRUCCIÓN

5.1 Construcción

- Sonda Oximétrica

En el apartado de captación de señal, se dio a conocer el circuito que permite la obtención de la señal con componente pulsátil. Dicho circuito necesita de un soporte o acondicionamiento mecánico que pueda adaptarse a un dedo humano, como muchas de las sondas de oxímetro existentes en el mercado.

Por esta razón, se vio conveniente usar un gancho para ropa, mecanismo en el que se colocaron los diodos (emisores y receptor). Además, se utilizó cable UTP para realizar el conexionado y espadín macho para la conexión de los terminales. A continuación, se muestra las figuras 39 y 40, de la sonda construida.



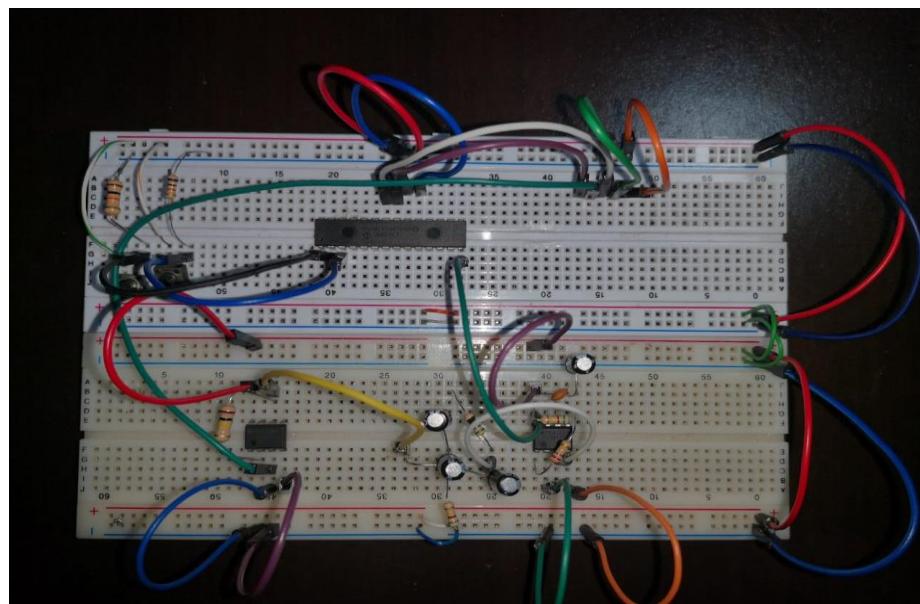
*Figura 39. Gancho con diodos acondicionados
Fuente: Elaboración Propia*



Figura 40. Sonda oximétrica conformada por gancho y cable UTP

- Armado del circuito

Con la sonda realizada, se realizó el armado del circuito restante (etapa de amplificación, filtrado, microcontrolador) en Protoboard (ver figura 41).



*Figura 41. Oxímetro de Pulso, circuito en Protoboard
Fuente: Elaboración Propia*

5.2 Pruebas y resultados

La primera prueba que se realizó fue a la sonda oximétrica ya que, fue necesario saber la forma de onda que se generaba, por ende, esto se pudo corroborar en un osciloscopio de modelo Hantek. Asimismo, se pudo observar la señal generada por el microcontrolador para la intermitencia de los diodos rojo e infrarrojo (ver figura 42 y 43).

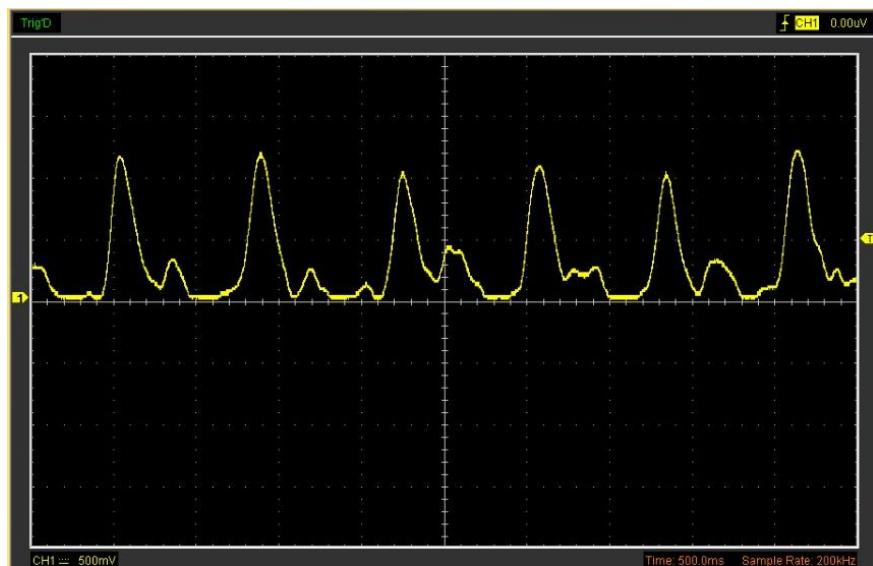


Figura 43. Sonda oximétrica, onda de salida del fotodiodo
Fuente: Elaboración Propia

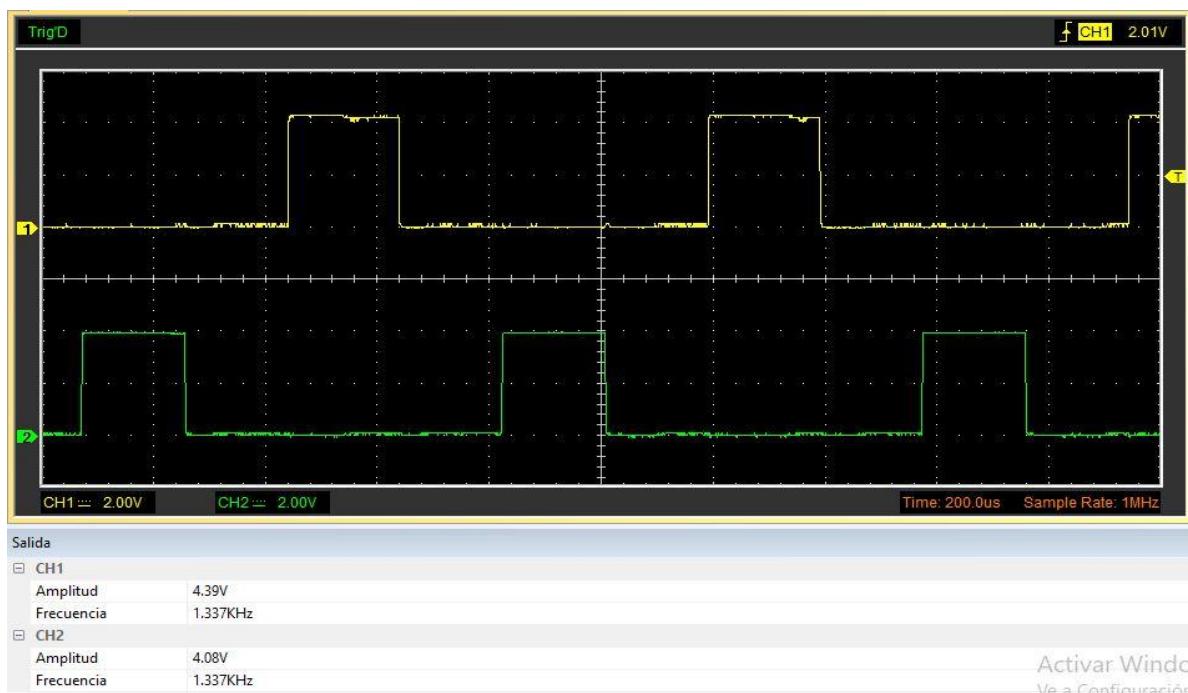


Figura 42. Intermitencia de los diodos rojo e infrarrojo,
respectivamente
Fuente: Elaboración Propia

CONCLUSIONES

- De acuerdo con los objetivos planteados, el presente trabajo de investigación respecto al diseño se ha cumplido. Sin embargo, es necesario mencionar que existió obstáculos al realizar un prototipo debido a la coyuntura actual. Esto hizo que no se consiguieran laboratorios y materiales adecuados.
- La simulación del proyecto en el software Proteus 8 Professional, nos muestra que el prototipo a construir es de tamaño regular, pero puede ser portable, al ser adaptado con una batería de litio de buena capacidad.
- El tener un buen manejo y conocimiento del software MikroC, permite que se pueda optimizar el algoritmo, esto con el fin de poder encontrar soluciones rápidas y confiables, en el momento en que el oxímetro de pulso pueda presentar una falla.
- Durante la fase de diseño se midió y comprobó los parámetros, como, el voltaje, la frecuencia y el periodo de la señal pulsátil que energiza ambos diodos emisores de luz, tal como se muestra en la figura 43 intermitencia de los diodos rojo e infrarrojo.

TRABAJOS FUTUROS

- El proyecto utiliza el microcontrolador PIC18F2550, el motivo es que se posee conocimiento y manejo del mismo. Sin embargo, se puede implementar el proyecto con microcontroladores de mejores características como: mayor número de bits de resolución en la conversión analógico-digital, mayor número de entradas y/o salidas digitales y más capacidad de memoria de programa.
- En la simulación, sería muy beneficioso desarrollar algún algoritmo que permita obtener una señal de frecuencia cardiaca, parecida a la que genera una persona, esto mejoraría la calidad en el diseño.
- Para tener mejores resultados, se recomienda utilizar amplificadores de instrumentación, de la familia INA, siempre y cuando se tenga los conocimientos adecuados para su uso.
- Para que la sonda oximétrica tenga mejores lecturas de la señal pulsátil, es necesario implementar una cubierta oscura, que no permita el paso de otros espectros de luz hacia el fotodiodo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. WOJTKOWSKI, Wojciech and KUSZNIER, Jacek. FIBER OPTIC PULSE OXIMETER BASED on A 32 BIT MICROCONTROLLER. *IFAC-PapersOnLine* [online]. 2019. Vol. 52, no. 27, p. 562–567. DOI 10.1016/j.ifacol.2019.12.723. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2019.12.723>
2. KHAN, Yasser, HAN, Donggeon, TING, Jonathan, AHMED, Maruf, NAGISETTY, Ramune and ARIAS, Ana C. Organic multi-channel optoelectronic sensors for wearable health monitoring. *IEEE Access*. 2019. Vol. 7, p. 128114–128124. DOI 10.1109/ACCESS.2019.2939798.
3. GAMIO, Alejandro Calderon. Diseño y creación de un pulsioxímetro. . 2019. No. March.
4. GESTIÓN, Redacción. TIC: ¿Qué le falta al Perú para ser un país con desarrollo tecnológico? [online]. 2016. Available from: <https://gestion.pe/tecnologia/tic-le-falta-peru-pais-desarrollo-tecnologico-116515-noticia/>
5. DAVID, Alvarez. “*Diseño de un prototipo de monitoreo oximétrico Adulto-Pediátrico hospitalario*.” 2019.
6. DAVID LÓPEZ SERRANO. *Diseño E Implementación De Un Pulsioxímetro*. 2017.
7. RAMAL, Olga Jiménez. *Diseño de un pulsioxímetro de bajo coste y salida bluetooth* [online]. 2019. Available from: <file:///C:/Users/User/Downloads/fvm939e.pdf>
8. BENCOMO, Solibella, VILLAZANA, Sergio and SALAS, Bruno. Design and construction of a pulse oximeter . *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso* . *Revista INGENIERÍA UC* [online]. 2016. Vol. 23, no. 2, p. 162–171. Available from: <https://www.redalyc.org/pdf/707/70746634007.pdf>
9. CHAHUA, Yessenia Kioko Llamoca. *Diseño De Un Prototipo De Pulsímetro*

Inalambrico Para La Monitorizacion De Pacientes Pediatricos. [online]. 2012.
Available from:
<http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/1241%0A>

10. CALDERÓN QUISPE, Jaime. Implementación de un oxímetro de pulso para monitorizar la desaturación del paciente a distancia. . 2019. P. 67.
11. AGUIRRE VALENCIA, LUIS FABRICIO. *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA PLATAFORMA DE AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM AUTOR*. 2007.
12. ARRIETA, A and CANTO, Sergio Escalera. MAX30100 mediante procesamiento digital con interfaz gráfica . . 2017. Vol. 2, p. 419–422.
13. WEBSTER, John G. *Design Of Pulse Oximeters*. Bristol ; Philadelphia : Institute of Physics Pub, 1997. ISBN 0750304677.
14. GUSTAVO DANIEL, Lauro. *Desarrollo de un Pletismógrafo con opción de oxímetro de Pulso*. Universidad Nacional de Mar del Plata, 2015.
15. GATEVA, Sanka. *Photodetectors*. Intech, 2012. ISBN 9789535103585.
16. DENNIS, P. N. J. *Photodetectors: An Introduction to Current Technology*. Springer US, 1986. ISBN 9781461292791.
17. PERTENCE, Antonio. *Amplificadores Operacionales y Filtros Activos: Teoría, Proyectos y Aplicaciones Prácticas*. McGraw-Hill, 1991. ISBN 9788476156605.
18. MONTES, Ciro Espinoza. *Metodología de investigación tecnológica*. Huancayo : Soluciones Gráficas S.A.C., 2014. ISBN 9786120016671.
19. QUISPE ANCCASI, Carlos and CAMAYO HUAMANCULI, Kevin. *Metodología de investigación tecnológica para ingenierías*. Huancayo : Presscom, 2020. ISBN 978-612-00-5244-0.
20. HERNANDEZ MENDOZA, Sandra and DUANA AVILA, Danae. Técnicas e instrumentos de recolección de datos. *Boletín Científico de las Ciencias*

Económico Administrativas del ICEA. 2020. Vol. 9, no. 17, p. 51–53.
DOI 10.29057/icea.v9i17.6019.

ANEXOS

ANEXO 1 HOJA TÉCNICA DEL DIODO LED ROJO



WAH WANG HOLDINGS (HONG KONG) CO., LTD.

Factory : WAH WANG OPTOELECTRONIC (SHENZHEN) CO LTD ;

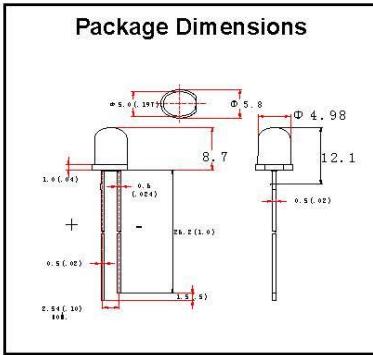
**Wah Wang Data Sheet For 5mm Super Bright Red LED – 5A3 Series Angle 15°
Class: P**

Features

- Standard T-1 Diameter Type Package.
- General Purpose Leads
- Reliable and Rugged

Absolute Maximum Ratings at Ta=25°C

Parameter	MAX.	Unit
Power Dissipation	100	mW
Peak Forward Current (≤1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Wide)	100	mA
Continuous Forward Current	20	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating Temperature Range	-40°C to +65°C	
Storage Temperature Range	-40°C to +80°C	
Lead Soldering Temperature [3mm(From solder joint to epoxy body)]	260°C for 3 Seconds	



the LED chip was in reverse polarity, which is different from normal LED,
please check the polarity of the LED before production.
And please be noted that BIGGER side of the LED is "Ave"

Electrical Optical Characteristics at Ta=25°C

Part Number	Lens color	Source Color	Dominant Wavelength λ_d / nm $I_F = 20\text{mA}$ (Note 8)			Luminous Intensity I_v / mcd $I_F = 20\text{mA}$ (Note 5)			Forward Voltage / V $I_F = 20\text{mA}$			Viewing Angle / Deg (Note 6)
			Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
WW05A3SRP4-N	Water Clear	Red	620	--	630	8200	10600	--	1.8	--	2.4	15°
Reverse Voltage = 5V			Reverse Current ≤ 5μA									

Notes:

1. All dimensions are in millimeter.
2. Tolerance of measurement is ±0.25mm (.01") unless others otherwise noted.
3. Protruded resin under flanges is 1.0mm(0.4") max.
4. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.
5. Luminous intensity is measured with a light sensor and filter combination that approximates the CIE eye-response curve.
Tolerance of measurement of luminous intensity is ±15%
6. $\theta_{1/2}$ is the off-axis angle at which the luminous intensity is half the axial luminous intensity.
It use many parameters that correspond to the CIE 1931 2°
Tolerance of measurement of angle is ±5 degree
7. Caution in ESD: Static Electricity and surge damages the LED. It is recommended to use a wrist band or anti-electrostatic glove when handling the LED.All devices, equipment and machinery must be properly grounded.
8. The dominant wavelength λ_d is derived from the CIE chromaticity diagram and represents the single wavelength which defines the color of the device.
9. Specifications are subject to change without notice.

ANEXO 2 HOJA TÉCNICA DEL DIODO INFRARROJO



DESCRIPTION:

The IR333 series is high power solution infrared emitting diodes encapsulated in blue transparent or water clear plastic package. These products have high radiant intensity and are suitable for pulsed applications.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS: (Ta=25°C)

Parameter	Max
Reverse Voltage	5 Volt
Reverse Current (Vr =5V)	100µA
Continuous Forward Current	35mA
Peak Forward Current (1-10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width)	100mA
Operating Temperature Range	-40°C To +85°C
Storage Temperature Range	-55°C To +100°C
Lead Soldering Temperature	1.6mm (.06") from body 260°C for 5 seconds

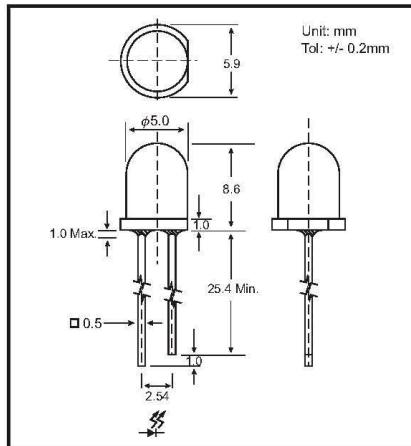
NOTES : 1. All dimensions are in millimeters.

2. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.

3. Protruded resin under flange is 1.5 mm (0.059") Max.

GB-IR333 SERIES Infrared Emitting Diodes (5mm)

PACKAGE DIMENSIONS



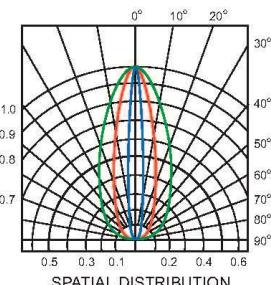
PART NO. SELECTION AND APPLICATION INFORMATION (RATINGS AT 25°C AMBIENT)

Part No.	Chips Raw Material	Lens Color	Peak Wave Length λ_p (nm)	Spectral Line Half-Width $\Delta\lambda$ (nm)	Power Dissipation P_d (mW)	Forward Voltage V_f (v)			Rec. If (mA.)	Terminal Capacitance C_t (pF)	Radiant Intensity I_e (mW/Sr)	Typical Viewing Angle $2\theta_{1/2}$ (Deg)
							Min	Max				
GB-IR33A21C	AlGaAs	W.C.	940	60	95	1.2	1.5	20	20	15.0	30.0	20
GB-IR33A21BT		B.T.										
GB-IR33A31C	AlGaAs	W.C.	940	60	95	1.2	1.5	20	20	10.0	20.0	30
GB-IR33A31BT		B.T.										
GB-IR33A51C	AlGaAs	W.C.	940	60	95	1.2	1.5	20	20	4.0	9.0	50
GB-IR33A51BT		B.T.										
GB-IR33B21C	AlGaAs	W.C.	880	70	95	1.3	1.6	20	20	17.7	30.8	20
GB-IR33B21BT		B.T.										
GB-IR33B31C	AlGaAs	W.C.	880	70	95	1.3	1.6	20	20	11.8	20.5	30
GB-IR33B31BT		B.T.										
GB-IR33B51C	AlGaAs	W.C.	880	70	95	1.3	1.6	20	20	5.0	10.0	50
GB-IR33B51BT		B.T.										
GB-IR33C21C	AlGaAs	W.C.	850	60	95	1.5	1.8	20	20	15	37.5	20
GB-IR33C21BT		B.T.										
GB-IR33C31C	AlGaAs	W.C.	850	60	95	1.5	1.8	20	20	10.0	25.0	30
GB-IR33C31BT		B.T.										
GB-IR33C51C	AlGaAs	W.C.	850	60	95	1.5	1.8	20	20	5.0	12.0	50
GB-IR33C51BT		B.T.										

(W.C. = Water Clear)
(B.T. = Blue Transparent)

TESTING CONDITION FOR EACH PARAMETER :

Parameter	Symbol	Unit	Test Condition
Forward Voltage	V_f	V	If=20mA
Peak Emission Wave Length	λ_p	nm	If=20mA
Spectral Line Half-Width	$\Delta\lambda$	nm	If=20mA
Reverse Current	I_r	mA	$V_r=5V$
Radiant Intensity	I_e	mW/Sr	If=20mA
Terminal Capacitance	C_t	pF	f=1MHz
View Angle	$2\theta_{1/2}$	Deg	



ANEXO 3 HOJA TÉCNICA DEL FOTOTRANSISTOR



Globe Technology Component

GB-PT333 SERIES
Phototransistor
(5mm)

DESCRIPTION:

The PT333 series consists of a NPN silicon phototransistor encapsulated in blue transparent, dark blue or water clear plastic package. The dark blue plastic package which cuts the visible light is suitable for the detection of infrared application.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS: (Ta=25°C)

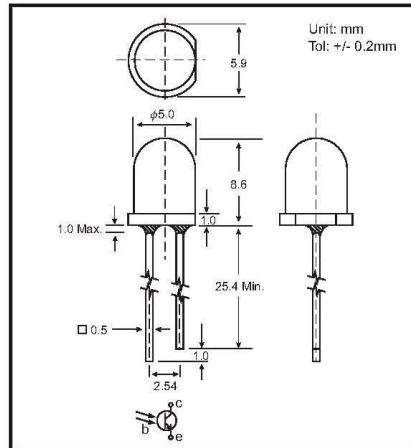
Parameter	Max
Power Dissipation	100mW
Collector-Emitter Voltage	30V
Emitter-Collector Voltage	5V
Collector Current	20mA
Operating Temperature Range	-40°C To +85°C
Storage Temperature Range	-55°C To +100°C
Lead Soldering Temperature	1.6mm (.06") from body 260°C for 5 seconds

NOTES : 1. All dimensions are in millimeters.

2. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.

3. Protruded resin under flange is 1.5 mm (0.059") Max.

PACKAGE DIMENSIONS

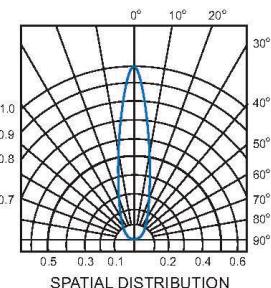


ELECTRO-OPTICAL CHARACTERISTICS (Ta=25°C)

Part No.	Lens Color	Wave Length of Peak Sensitivity λ_p (nm)	Range of Spectral Bandwidth $\lambda_{0.5}$ (nm)	Collector-Emitter Saturation Voltage	Collector Dark Current I_d (nA)	On State Collector Current $I_c(on)$			Angular Response $\Delta\theta$ (Deg)
						Min	Typ	Max	
GB-PT333A21C	Water Clear	980	400~1200	0.4	100	0.70	1.30	1.90	± 20
	Blue Transparent					0.54	1.00	1.46	
	Dark Blue		840~1200						
GB-PT333A22C	Water Clear	980	400~1200	0.4	100	1.40	4.00	6.80	± 20
	Blue Transparent					1.08	3.08	5.23	
	Dark Blue		840~1200						
GB-PT333B21C	Water Clear	860	400~1200	0.4	100	0.70	1.30	1.90	± 20
	Blue Transparent					0.54	1.00	1.46	
	Dark Blue		840~1200						
GB-PT333B22C	Water Clear	860	400~1200	0.4	100	0.70	2.00	3.40	± 20
	Blue Transparent					0.54	1.54	2.62	
	Dark Blue		840~1200						

TESTING CONDITION FOR EACH PARAMETER (Ta=25°C)

Parameter	Symbol	Unit	Test Condition
Collector-Emitter Breakdown Voltage	$V_{BR(CEO)}$	V	$I_e=100\mu A$ $Ee=0mW/cm^2$
Emitter-Collector Breakdown Voltage	$V_{BR(ECO)}$	V	$I_e=100\mu A$ $Ee=0mW/cm^2$
Collector-Emitter Saturation Voltage	$V_{CE(SAT)}$	V	$I_c=0.1mA$ $H=2.5mW/cm^2$
Collector Dark Current	I_d	nA	$V_{ce}=10V$ $Ee=0mW/cm^2$
Rise Time	T_R	μs	$V_{cc}=5V$ $I_c=1mA$ $RL=100\Omega$
Fall Time	T_F	μs	
On State Collector Current	$I_{c(on)}$	mA	$V_{ce}=5V$ $Ee=1mW/cm^2$ $\lambda=940nm$
Angular Response	$\Delta\theta$	Deg	



ANEXO 4 HOJA TÉCNICA DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM358

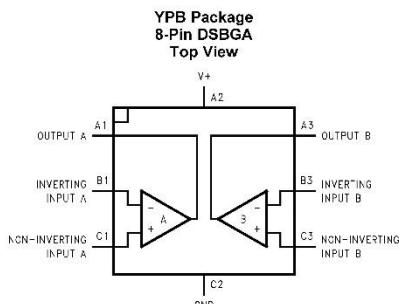
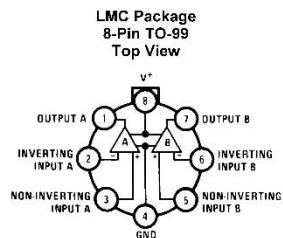
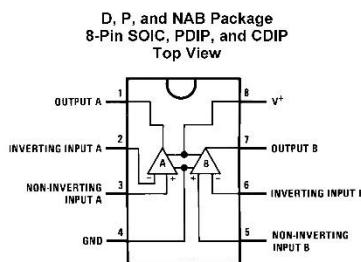


www.ti.com

LM158-N, LM258-N, LM2904-N, LM358-N

SNOSBT3I – JANUARY 2000 – REVISED DECEMBER 2014

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN			TYPE	DESCRIPTION
D/P/LMC NO.	DSBGA NO.	NAME		
1	A1	OUTA	O	Output , Channel A
2	B1	-INA	I	Inverting Input, Channel A
3	C1	+INA	I	Non-Inverting Input, Channel A
4	C2	GND / V-	P	Ground for Single supply configurations. negative supply for dual supply configurations
5	C3	+INB	I	Output, Channel B
6	B3	-INB	I	Inverting Input, Channel B
7	A3	OUTB	O	Non-Inverting Input, Channel B
8	A2	V+	P	Positive Supply

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

See ⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾.

		LM158, LM258, LM358, LM158A, LM258A, LM358A		LM2904		UNIT
		MIN	MAX	MIN	MAX	
Supply Voltage, V ⁺		32		26		V
Differential Input Voltage		32		26		V
Input Voltage		-0.3	32	-0.3	26	V
Power Dissipation ⁽⁴⁾	PDIP (P)		830		830	mW
	TO-99 (LMC)		550			mW
	SOIC (D)		530		530	mW
	DSBGA (YPB)		435			mW
Output Short-Circuit to GND (One Amplifier) ⁽⁵⁾	V ⁺ ≤ 15 V and T _A = 25°C			Continuous	Continuous	
Input Current (V _{IN} < -0.3V) ⁽⁶⁾		50		50		mA
Temperature		-55	125			°C
	PDIP Package (P): Soldering (10 seconds)		260		260	°C
	SOIC Package (D)	Vapor Phase (60 seconds)	215		215	°C
		Infrared (15 seconds)	220		220	°C
Lead Temperature	PDIP (P): (Soldering, 10 seconds)		260		260	°C
	TO-99 (LMC): (Soldering, 10 seconds)		300		300	°C
Storage temperature, T _{stg}		-65	150	-65	150	°C

- (1) *Absolute Maximum Ratings* indicate limits beyond which damage to the device may occur. *Recommended Operating Conditions* indicate conditions for which the device is intended to be functional, but specific performance is not ensured. For ensured specifications and the test conditions, see the Electrical Characteristics.
- (2) Refer to RETS158AX for LM158A military specifications and to RETS158X for LM158 military specifications.
- (3) If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the TI Sales Office/Distributors for availability and specifications.
- (4) For operating at high temperatures, the LM358/LM358A, LM2904 must be derated based on a 125°C maximum junction temperature and a thermal resistance of 120°C/W for PDIP, 182°C/W for TO-99, 189°C/W for SOIC package, and 230°C/W for DSBGA, which applies for the device soldered in a printed circuit board, operating in a still air ambient. The LM258/LM258A and LM158/LM158A can be derated based on a +150°C maximum junction temperature. The dissipation is the total of both amplifiers—use external resistors, where possible, to allow the amplifier to saturate or to reduce the power which is dissipated in the integrated circuit.
- (5) Short circuits from the output to V⁺ can cause excessive heating and eventual destruction. When considering short circuits to ground, the maximum output current is approximately 40 mA independent of the magnitude of V⁺. At values of supply voltage in excess of +15 V, continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction. Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.
- (6) This input current will only exist when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistors becoming forward biased and thereby acting as input diode clamps. In addition to this diode action, there is also lateral NPN parasitic transistor action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the op amps to go to the V⁺ voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration that an input is driven negative. This is not destructive and normal output states will re-establish when the input voltage, which was negative, again returns to a value greater than -0.3 V (at 25°C).

6.2 ESD Ratings

V _(ESD)	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	VALUE	UNIT
V _(ESD)	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±250	V

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

6.3 Recommended Operating Conditions

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

	MIN	MAX	UNIT
Supply Voltage ($V_+ - V_-$): LM158, LM258, LM358	3 (± 1.5)	32 (± 16)	V
Supply Voltage ($V_+ - V_-$): LM2904	3 (± 1.5)	26 (± 13)	V
Operating Temperature: LM158	-55	125	°C
Operating Temperature: LM258	-25	85	°C
Operating Temperature: LM358	0	70	°C
Operating Temperature: LM2904	-40	85	°C

6.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾	LM158-N, LM258-N, LM358-N	LM158-N	LM2904-N, LM358-N			UNIT
	LMC	NAB	YPB	D	P	
	8 PINS					
R_{BJA} Junction-to-ambient thermal resistance	155	132	230	189	120	°C/W

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

6.5 Electrical Characteristics: LM158A, LM358A, LM158, LM258

$V^* = +5.0$ V. See⁽¹⁾, unless otherwise stated

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM158A			LM358A			LM158, LM258			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$I_{\text{IN}}^{(2)}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	1	2		2	3		2	5	mV	
Input Bias Current	$I_{\text{IN}(+)}$ or $I_{\text{IN}(-)}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$,	20	50		45	100		45	150	nA	
	$V_{\text{CM}} = 0$ V ⁽³⁾										
Input Offset Current	$I_{\text{IN}(+)} - I_{\text{IN}(-)}$, $V_{\text{CM}} = 0$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$	2	10		5	30		3	30	nA	
Input Common-Mode	$V^* = 30$ V ⁽⁴⁾	0	$V^*-1.5$		0	$V^*-1.5$		0	$V^*-1.5$	V	
Voltage Range	(LM2904, $V^* = 26$ V), $T_A = 25^\circ\text{C}$										
Supply Current	Over Full Temperature Range										
	$R_L = \infty$ on All Op Amps										
	$V^* = 30$ V (LM2904 $V^* = 26$ V)	1	2		1	2		1	2	mA	
	$V^* = 5$ V	0.5	1.2		0.5	1.2		0.5	1.2	mA	
Large Signal Voltage Gain	$V^* = 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L \geq 2$ kΩ, (For $V_O = 1$ V to 11 V)	50	100		25	100		50	100		V/mV
Common-Mode	$T_A = 25^\circ\text{C}$,	70	85		65	85		70	85		dB
Rejection Ratio	$V_{\text{CM}} = 0$ V to $V^*-1.5$ V										
Power Supply	$V^* = 5$ V to 30 V	65	100		65	100		65	100		dB
Rejection Ratio	(LM2904, $V^* = 5$ V to 26 V), $T_A = 25^\circ\text{C}$										

- (1) These specifications are limited to $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$ for the LM158/LM158A. With the LM258/LM258A, all temperature specifications are limited to $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$; the LM358/LM358A temperature specifications are limited to $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$, and the LM2904 specifications are limited to $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$.
- (2) $V_O = 1.4$ V, $R_S = 0$ Ω with V^* from 5 V to 30 V; and over the full input common-mode range (0 V to $V^*-1.5$ V) at 25°C . For LM2904, V^* from 5 V to 26 V.
- (3) The direction of the input current is out of the IC due to the PNP input stage. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.
- (4) The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3 V (at 25°C). The upper end of the common-mode voltage range is $V^*-1.5$ V (at 25°C), but either or both inputs can go to 32 V without damage (26 V for LM2904), independent of the magnitude of V^* .

Electrical Characteristics: LM158A, LM358A, LM158, LM258 (continued)
 $V^+ = +5.0 \text{ V}$, See⁽¹⁾, unless otherwise stated

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM158A			LM358A			LM158, LM258			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Power Supply	$V^+ = 5 \text{ V}$ to 30 V				65	100		65	100		
Rejection Ratio	$(\text{LM2904}, V^+ = 5 \text{ V}$ to 26 V), $T_A = 25^\circ\text{C}$										dB
Amplifier-to-Amplifier Coupling	$f = 1 \text{ kHz}$ to 20 kHz , $T_A = 25^\circ\text{C}$ (Input Referred), See ⁽⁵⁾				-120			-120			dB
Output Current	Source	$V_{IN}^+ = 1 \text{ V}$,									
		$V_{IN}^- = 0 \text{ V}$,									
		$V^+ = 15 \text{ V}$,			20	40		20	40		
		$V_O = 2 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$									mA
	Sink	$V_{IN}^- = 1 \text{ V}$, $V_{IN}^+ = 0 \text{ V}$									
		$V^+ = 15 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$,			10	20		10	20		
		$V_O = 2 \text{ V}$									
		$V_{IN}^- = 1 \text{ V}$,									
		$V_{IN}^+ = 0 \text{ V}$									
		$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_O = 200 \text{ mV}$,			12	50		12	50		
		$V^+ = 15 \text{ V}$									
Short Circuit to Ground		$T_A = 25^\circ\text{C}$, See ⁽⁶⁾ , $V^+ = 15 \text{ V}$			40	60		40	60		
Input Offset Voltage		See ⁽²⁾				4					mV
Input Offset Voltage Drift		$R_S = 0 \Omega$			7	15		7	20		
Input Offset Current		$ I_{IN(+)} - I_{IN(-)}$				30		75			nA
Input Offset Current Drift		$R_S = 0 \Omega$			10	200		10	300		
Input Bias Current		$I_{IN(+)} \text{ or } I_{IN(-)}$			40	100		40	200		
Input Common-Mode Voltage Range		$V^+ = 30 \text{ V}$, See ⁽⁴⁾ (LM2904, $V^+ = 26 \text{ V}$)			0	$V^+ - 2$		0	$V^+ - 2$		V
Large Signal Voltage Gain		$V^+ = +15 \text{ V}$									
		$(V_O = 1 \text{ V}$ to 11 V)			25			15			
		$R_L \geq 2 \text{ k}\Omega$							25		V/mV
Output	V_{OH}	$V^+ = +30 \text{ V}$	$R_i = 2 \text{ k}\Omega$		26			26			V
Voltage		$(\text{LM2904}, V^+ = 26 \text{ V})$	$R_i = 10 \text{ k}\Omega$		27	28		27	28		V
Swing	V_{OL}	$V^+ = 5 \text{ V}$, $R_L = 10 \text{ k}\Omega$			5	20		5	20		mV
Output Current	Source	$V_{IN}^+ = +1 \text{ V}$, $V_{IN}^- = 0 \text{ V}$,						10	20		
		$V^+ = 15 \text{ V}$, $V_O = 2 \text{ V}$									
	Sink	$V_{IN}^- = +1 \text{ V}$, $V_{IN}^+ = 0 \text{ V}$,			10	15		5	8		
		$V^+ = 15 \text{ V}$, $V_O = 2 \text{ V}$									

(5) Due to proximity of external components, insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of capacitance increases at higher frequencies.

(6) Short circuits from the output to V^+ can cause excessive heating and eventual destruction. When considering short circuits to ground, the maximum output current is approximately 40 mA independent of the magnitude of V^+ . At values of supply voltage in excess of +15 V, continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction. Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.

ANEXO 5 HOJA TÉCNICA DEL MICROCONTROLADOR PIC18F2550



28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology

Universal Serial Bus Features:

- USB V2.0 Compliant
- Low Speed (1.5 Mb/s) and Full Speed (12 Mb/s)
- Supports Control, Interrupt, Isochronous and Bulk Transfers
- Supports up to 32 Endpoints (16 bidirectional)
- 1-Kbyte Dual Access RAM for USB
- On-Chip USB Transceiver with On-Chip Voltage Regulator
- Interface for Off-Chip USB Transceiver
- Streaming Parallel Port (SPP) for USB streaming transfers (40/44-pin devices only)

Power-Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8 μ A typical
- Sleep mode currents down to 0.1 μ A typical
- Timer1 Oscillator: 1.1 μ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1 μ A typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, including High Precision PLL for USB
- Two External Clock modes, up to 48 MHz
- Internal Oscillator Block:
 - 8 user-selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
 - User-tunable to compensate for frequency drift
- Secondary Oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Dual Oscillator options allow microcontroller and USB module to run at different clock speeds
- Fail-Safe Clock Monitor:
 - Allows for safe shutdown if any clock stops

Peripheral Highlights:

- High-Current Sink/Source: 25 mA/25 mA
- Three External Interrupts
- Four Timer modules (Timer0 to Timer3)
 - Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
 - Capture is 16-bit, max. resolution 5.2 ns (Tcy/16)
 - Compare is 16-bit, max. resolution 83.3 ns (Tcy)
 - PWM output: PWM resolution is 1 to 10-bit
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
 - Multiple output modes
 - Selectable polarity
 - Programmable dead time
 - Auto-shutdown and auto-restart
- Enhanced USART module:
 - LIN bus support
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave modes
- 10-bit, up to 13-channel Analog-to-Digital Converter module (A/D) with Programmable Acquisition Time
- Dual Analog Comparators with Input Multiplexing

Special Microcontroller Features:

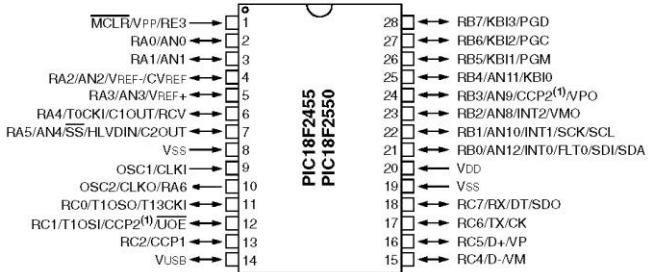
- C Compiler Optimized Architecture with optional Extended Instruction Set
- 100,000 Erase/Write Cycle Enhanced Flash Program Memory typical
- 1,000,000 Erase/Write Cycle Data EEPROM Memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-Programmable under Software Control
- Priority Levels for Interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
 - Programmable period from 41 ms to 131s
- Programmable Code Protection
- Single-Supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Optional dedicated ICD/ICSP port (44-pin devices only)
- Wide Operating Voltage Range (2.0V to 5.5V)

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EAUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I ² C™			
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

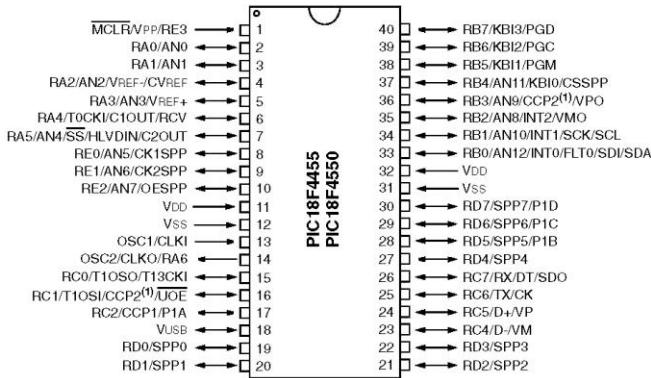
PIC18F2455/2550/4455/4550

Pin Diagrams

28-Pin PDIP, SOIC



40-Pin PDIP



Note 1: RB3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.

PIC18F2455/2550/4455/4550

TABLE 1-1: DEVICE FEATURES

Features	PIC18F2455	PIC18F2550	PIC18F4455	PIC18F4550
Operating Frequency	DC – 48 MHz			
Program Memory (Bytes)	24576	32768	24576	32768
Program Memory (Instructions)	12288	16384	12288	16384
Data Memory (Bytes)	2048	2048	2048	2048
Data EEPROM Memory (Bytes)	256	256	256	256
Interrupt Sources	19	19	20	20
I/O Ports	Ports A, B, C, (E)	Ports A, B, C, (E)	Ports A, B, C, D, E	Ports A, B, C, D, E
Timers	4	4	4	4
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	1	1
Enhanced Capture/ Compare/PWM Modules	0	0	1	1
Serial Communications	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART
Universal Serial Bus (USB) Module	1	1	1	1
Streaming Parallel Port (SPP)	No	No	Yes	Yes
10-Bit Analog-to-Digital Module	10 Input Channels	10 Input Channels	13 Input Channels	13 Input Channels
Comparators	2	2	2	2
Resets (and Delays)	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT			
Programmable Low-Voltage Detect	Yes	Yes	Yes	Yes
Programmable Brown-out Reset	Yes	Yes	Yes	Yes
Instruction Set	75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled			
Packages	28-pin PDIP 28-pin SOIC	28-pin PDIP 28-pin SOIC	40-pin PDIP 44-pin QFN 44-pin TQFP	40-pin PDIP 44-pin QFN 44-pin TQFP