



**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
CON MENCIÓN EN TELECOMUNICACIONES**

TESIS

Implementación de un oxímetro de pulsos para monitorizar la
desaturación del paciente a distancia

PRESENTADO POR

Calderón Quispe, Jaime

ASESOR

Vílchez Sandoval, Jesús Alberto

Los Olivos, 2019



FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA CON
MENCIÓN EN TELECOMUNICACIONES

IMPLEMENTACIÓN DE UN OXIMETRO DE
PULSOS PARA MONITORIZAR LA
DESATURACIÓN DEL PACIENTE A DISTANCIA

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO CON MENCIÓN EN TELECOMUNICACIONES

PRESENTADO POR:
CALDERÓN QUISPE, JAIME

ASESOR
MG. VÍLCHEZ SANDOVAL, JESÚS ALBERTO

LIMA-PERÚ

2019

Dedicatoria

*Mi tesis la dedico a mi familia en
especial a mi esposa que
siempre está impulsándome
para culminar mis metas*

Agradecimiento

*Mi agradecimiento especial a la
Universidad Ciencias y
Humanidades, la cual me brindo
sus puertas para formarme
profesionalmente.*

*A mis profesores por sus
diferentes métodos de enseñar.*

Gracias.

Resumen

Actualmente, los médicos requieren un permanente monitoreo de los signos vitales para un mejor control en el diagnóstico del paciente. El control de la saturación es importante porque una saturación baja es el inicio de una anomalía. Por tal motivo, es necesaria medir la saturación para todo tipo de pacientes ya sea hospitalizados o aquellos a los que se le realiza cualquier tipo de control.

Es importante conocer los niveles de saturación de hemoglobina oxigenada, porque una mala supervisión y/o una mala administración de oxígeno para pacientes que se encuentran hospitalizados les podrían causar daño cerebral o hasta la muerte.

En esta investigación se diseña un sistema que monitorea los signos vitales y permite el monitoreo a distancia para pacientes que son retirados por sus familiares por una alta voluntaria desde sus domicilios.

Palabras claves: desaturación, hemoglobina oxigenada, alta voluntaria.

Abstract

Currently, doctors require a permanent monitoring of vital signs for better control in the diagnosis of the patient. Saturation control is important because low saturation is the beginning of an anomaly. For this reason, it is necessary to measure saturation for all types of patients, whether hospitalized or those who undergo any type of control.

It is important to know the levels of saturation of oxygenated hemoglobin, because poor supervision and / or poor administration of oxygen for patients who are hospitalized could cause brain damage or even death.

In this research, a system is designed that monitors vital signs and allows remote monitoring for patients who are removed by their relatives by a voluntary discharge from their homes.

CONTENIDO

RESUMEN	IV
ABSTRACT	V
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	2
1.1 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	3
1.1.1 Planteamiento y descripción del problema	3
1.1.2 Formulación del problema general.....	3
1.1.3 Formulación de los problemas específicos	3
1.2 DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	4
1.2.1 Objetivo general	4
1.2.2 Objetivos específicos	4
1.3 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	4
1.3.1 Justificación técnica	4
1.3.2 Justificación económica	5
1.3.3 Justificación social.....	5
1.4 ALCANCE Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN	6
1.4.1 Alcance.....	6
1.4.2 Limitaciones.....	6
CAPITULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN.....	8
2.1.1. Internacionales	8
2.1.2. Nacionales.....	9
2.2. MARCO TEÓRICO	11
2.2.1. Pulsioximetría	11
2.2.2. Amplificadores de transimpedancia	13
2.2.3. Circuito de muestreo y retención.....	15
2.2.4. PIC 18F2550	15
2.2.5. Liquid Crystal Display LCD.....	16
2.2.6. Características de las redes de datos inalámbricas 802.11	17
2.2.7. Tarjeta ESP 01	18
2.3. MARCO METODOLÓGICO.....	20
2.3.1. Tipo de investigación.....	20
2.3.2. Metodología de investigación.....	20

2.4. MARCO LEGAL.....	21
2.5. DIAGRAMA DE BLOQUES.....	22
CAPITULO III: DESARROLLO.....	23
3.1. DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 1.....	24
3.1.1. Presupuesto Hospitalario de la Clínica Jesús Del Norte	24
3.1.2. Procedimiento para la encuesta en una clínica	25
3.1.3. Encuesta realizada a los médicos.....	27
3.1.4. Encuesta realizada a los familiares.....	29
3.1.5. Etapas del sistema	31
3.1.6. Requisitos y criterios de diseño.....	31
3.1.7. Descripción del equipamiento necesario para monitorizar la saturación del porcentaje de oxígeno.....	32
3.2 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 2.....	34
3.2.1. Implementar un sensor de saturación que permita la lectura del porcentaje de oxígeno	34
3.3 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 3.....	37
3.3.1. Implementar un circuito que permita adaptar la señal obtenida por el sensor de saturación para su conversión a digital.....	37
3.4 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 4.....	39
3.4.1. Implementar la etapa de Conversión Análogo-Digital (ADC)	39
3.5 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 5.....	44
3.5.1. Obtener la transmisión a distancia desde el domicilio del paciente al establecimiento 44	
CAPITULO IV: ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO	48
4.1 ANÁLISIS DE COSTOS	49
4.1.1. Recursos Humanos.....	49
4.1.2 Recursos de Software.....	50
4.1.3 Recursos de Hardware	50
4.1.4 Otros Gastos	51
4.1.5 Costo total del proyecto	51
4.2 ANÁLISIS DE BENEFICIOS	51
4.3 ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD	53
4.3.1 Flujo de caja	53
4.3.2 Análisis VAN y TIR.....	54
CONCLUSIONES	55
RECOMENDACIONES	57

BIBLIOGRAFÍA	58
ANEXOS	61
ANEXO A	61
ANEXO B	62

Tabla de figuras

Figura 1: Sensor de saturación	11
Figura 2: Funcionamiento de los diodos infrarrojo y rojo	12
Figura 3: Circuito de transimpedancia	14
Figura 4: Filtro notch activo de 60 hz.....	14
Figura 5: Pre Amplificador	15
Figura 6: Circuito de muestreo y retención	15
Figura 7: Pantalla LCD	17
Figura 8: Circuito digital PIC 18F2550 y la Tarjeta ESP 01.....	20
Figura 9: Diagrama de bloques del Sistema.....	22
Figura 10: Obtenida de la clínica Jesús del norte	24
Figura 11: Estadísticas de las salidas voluntarias	25
Figura 12: Diagrama de bloques del sistema de monitoreo del porcentaje de oxígeno31	
Figura 13: Diodo Rojo en Infrarrojo	35
Figura 14: Circuito de Potencia Led IR y Led RED.....	36
Figura 15: Circuito de transimpedancia	37
Figura 16: Circuito universal activo.....	38
Figura 17: Circuito Pre Amplificador	39
Figura 18: Circuito de muestreo y retención	40
Figura 19: Captura de Tabla - Hoja técnica de microcontroladores de Microchip	41
Figura 20: Diseño del diagrama circuital.....	43
Figura 21: Microcontrolador conectado al módulo ESP01	44
Figura 22: Tarjeta ESP 01	46
Figura 23: Foto - Elaboración del sensor de saturación en el tablero de pruebas.....	46
Figura 24: Sensor de saturación de oxígeno montado en el circuito impreso.	47
Figura 25: Captura del navegador de una PC obteniendo la medición vía Internet	47
Figura 26: Flujo de Caja	53

Lista de tablas:

Tabla 1: Niveles de sensibilidad comunes.....	19
Tabla 2: Resultados de la encuesta 1	27
Tabla 3: Resultados de la encuesta 2	29
Tabla 4: Horas hombre requeridas para la realización de este estudio	49
Tabla 5: Recursos de software	51
Tabla 6: Costo de recursos de hardware utilizados	51
Tabla 7: Otros gastos	51
Tabla 8: Costo total del Proyecto	51
Tabla 9: Costo de Habitación en la Clínica por Día	51
Tabla 10: Tarifa de instalación	52
Tabla 11: Tarifa del servicio de monitoreo remoto.....	52
Tabla 12: Análisis de beneficio.....	52
Tabla 13: Flujo de Caja	53
Tabla 14: VAN y TIR	54

Introducción

El uso de las telecomunicaciones en la biomédica busca brindar servicios de diagnóstico de fácil evaluación a las personas, disminuyendo costos y acortando distancias entre pacientes y médicos. Entonces, es aquí donde hablamos de Telemedicina, área que junta los avances tecnológicos de las telecomunicaciones con el conocimiento médico.

El principal problema de los pacientes postrado en el servicio de recuperación de sala de operaciones, en el servicio de la unidad de cuidados intermedios son de siempre estar monitorizándolo para controlar que el paciente no baje su porcentaje de oxígeno ya que esto podría ocasionar alguna complicación al paciente.

Pacientes que se encuentran en sus domicilios trasladados por su familiar requieren del monitoreo constante del oxímetro de pulso a si como pacientes que presenta diferentes tipos de anomalías respiratorias. Requieren de un oxímetro de pulso.

Los oxímetros utilizados en cualquier centro de salud presentan una conexión entre el sensor y el equipo, ocasionando que para la verificación de la lectura el médico o la enfermera se acerquen al paciente para supervisar el estado de su saturación. Realizándolo periódicamente por el control o el estado crítico del paciente.

Pero no monitorizamos a pacientes que por una situación económica son trasladados a sus domicilios mediante un alta voluntaria, para ello se va a diseñar un equipo que lea el porcentaje de oxígeno desde su domicilio del paciente y traslade los datos a distancia a el celular de un médico.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1.1 Planteamiento y descripción del problema

En las clínicas hay pacientes que se encuentran internados de la unidad de cuidados intensivos, pacientes que salen de sala de operaciones y su estadía es de varios días ocupando una habitación sin embargo se ha verificado que muchas personas no puedan pagar por mucho tiempo la hospitalización de su familiar respecto a los costos por uso de habitación de una clínica, por lo que toman la decisión de retirar a su familiar firmando un acta voluntaria.

En muchas ocasiones al llevar al paciente a su domicilio no cuentan con una vigilancia adecuada pudiendo presentarse un problema una saturación de oxígeno baja de forma continua que podría dañar de manera permanente la capacidad del cuerpo para respirar y pueda llegar hasta causarles la muerte.

En este contexto se hace necesario diseñar un sistema remoto de medición de pulso a un paciente que se encuentre en su domicilio de tal forma que se pueda verificar que está recibiendo una adecuada oxigenación.

1.1.2 Formulación del problema general

¿Cómo mejorar la vigilancia de los pacientes que requieren una constante monitorización de la saturación de oxígeno cuando están en su domicilio?

1.1.3 Formulación de los problemas específicos

P.E.1: ¿Cuál es el equipamiento necesario para monitorizar la saturación del porcentaje de oxígeno en los pacientes graves en la actualidad?

P.E.2: ¿Cómo desarrollar el sistema de lectura del porcentaje de oxígeno?

P.E.3: ¿Cómo amplificar y filtrar la señal obtenida por el fotodiodo?

P.E.4: ¿Cómo realizar la conversión análogo–digital para su transmisión?

P.E.5: ¿Cómo transmitir a distancia la información obtenida por el oxímetro hacia el personal de salud?

1.2 DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.2.1 Objetivo general

Diseñar un oxímetro de pulso que monitoree a los pacientes en su domicilio.

1.2.2 Objetivos específicos

O.E.1: Describir el equipamiento que permita monitorizar la saturación del porcentaje de oxígeno en la actualidad.

O.E.2: Implementar un sensor de saturación que permita la lectura del porcentaje de oxígeno.

O.E.3: Implementar un circuito que permita adaptar la señal obtenida por el sensor de saturación para su conversión a digital.

O.E.4: Implementar la etapa de conversión análogo-digital (ADC).

O.E.5: Implementar la etapa de transmisión a distancia vía Wireless IEEE-802.11n.

1.3 JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1 Justificación técnica

Actualmente ya existen oxímetros disponibles en el mercado, sin embargo, los modelos actuales no cuentan con la capacidad de comunicar o transmitir la información a distancia.

Los oxímetros actuales funcionan de manera local y para obtener los datos se requiere un personal asistencial que se encuentre junto al paciente, sin embargo en esta investigación se propone la implementación de un oxímetro capaz de transmitir los resultados de la lectura de la saturación del paciente a través del uso de las tecnologías de redes de datos como son IEEE 802.11, y otros protocolos empleados para la comunicación a través de internet lo que permitirá que el personal asistencia pueda monitorear los datos remotamente a través del servicio web habilitado de forma embebida en el oxímetro que se ha diseñado.

La capacidad de transmitir la información a distancia permitiría monitorear a los pacientes desde sus hogares; la implementación de la red dorsal de fibra óptica realizada en los últimos años en el Perú brinda acceso a la banda ancha a 22 capitales de región y 180 capitales de provincia (ProInversión, 2019), lo que facilitaría la utilización del oxímetro como instrumento de monitoreo a distancia en distintas partes del país.

Adicionalmente, cabe resaltar que todos los componentes electrónicos requeridos para el diseño e implementación del oxímetro se encuentran disponibles en el Perú.

1.3.2 Justificación económica

Mantener al paciente internado en una clínica u hospital puede resultar costoso y en algunos casos poco viables si no se cuenta con seguro médico. Por otra parte, contratar un profesional de la salud para que supervise al paciente a domicilio suele ser igual o más costoso. Esta investigación propone el diseño de un oxímetro inalámbrico monitoreado a distancia que podría ser supervisado desde el hospital o clínica, permitiendo reducir los costos del servicio y poder beneficiar a familias de bajos recursos económicos.

La capacitación del manejo del equipo sería incluida en el costo del equipo.

1.3.3 Justificación social

El diseño de este oxímetro a distancia es importante porque reduce el riesgo de mortalidad al permitir un monitoreo permanente y accesible para las personas que no cuentan con posibilidades económicas para contratar personal asistencial a domicilio o pagar el internamiento del paciente en una clínica u hospital.

El hospital o clínica contaría con más camas disponibles para atender a otros pacientes que requieran mayores cuidados y equipamiento médico.

1.4 ALCANCE Y LIMITACIONES DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1 Alcance

La presente investigación responde a la necesidad de monitorear desde un centro de salud el porcentaje de oxígeno que hay en la sangre de un paciente que se encuentra en su domicilio, en un ámbito de alcance que permita asistir al paciente en un lapso de tiempo no mayor a 1 hora.

En tal sentido, se plantea el diseño e implementación de un oxímetro inalámbrico, el cual consta de las siguientes etapas: Alimentación, Lectura de Datos, Procesamiento de Datos, Transmisión, Recepción de Datos.

1.4.2 Limitaciones

La principal limitación fue el poco tiempo disponible para poder realizar la investigación, debido a compromisos laborales paralelo que permitieron solventarme económicamente.

Se encontró poca información acerca del diseño de un oxímetro, y la mayoría de información se encuentra disponible en idiomas extranjeros.

No se tuvo los medios económicos para la adquisición equipamiento e instrumentación electrónica propia, por lo que fue necesario coordinar el acceso al laboratorio de la universidad de ciencias y humanidades en la modalidad de práctica libre en los horarios que estuviesen disponibles.

Algunos componentes necesarios para la implementación del oxímetro tenían un costo muy elevado, por lo que se optó por utilizar alternativas más económicas que permitieran implementar el prototipo.

CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

2.1.1. Internacionales

(Morales, 1994), en su investigación denominada, “Medición del contenido de oxígeno en la sangre” afirma que, durante las pulsaciones arteriales únicamente y en que el color de la sangre se debe en parte al contenido de oxígeno de ésta. En la teoría no se puede resolver algunas ecuaciones con solo dos longitudes de onda. Logrando digitalizar el circuito y sacar una medición del porcentaje de oxígeno en la sangre.

(Bautista, 2010), en su investigación denominada “Oximetría remota vía fibras ópticas para aplicación en telemedicina” afirma lo siguiente, “La telemedicina es un campo que está creciendo, donde la información electrónica y la comunicación tecnológica son parte principal para dar ayuda a los cuidados de la salud.”

Esto es especialmente importante cuando la distancia separa a los pacientes de los hospitales o centros especializados donde se realizan los diagnósticos. Las mejoras que demuestran algunas de las experiencias en telemedicina son en salud, factores sociales y económicos (p.1). Analizar el estado de la telemedicina y la oximetría óptica con la finalidad de identificar las oportunidades de mejoras a los equipos existentes, por lo que es necesario encontrar la realización de oximetría a distancia.

(Osorio, 2007) En su investigación denominada “Acondicionamiento de señales bioeléctricas” afirma que es necesario, “Implementar filtros lineales y no lineales más acordes para la eliminación de interferencias eléctricas y demás artefactos que se presenten en las señales bioeléctricas”. (p.8).

(Spinelli, 2010) En su investigación denominada “Amplificadores de Instrumentación en Aplicaciones Biomédicas”, realizada en la Universidad Nacional De La Plata, afirma lo siguiente, En un sistema de 3 electrodos es importante que las aplicaciones biomédicas cuenten con una alta impedancia de para recibir señales de un alto CMRR y modo común. Incluso en EEG de alta resolución se debería alcanzar un bajo nivel de ruido. (p. 59)

Un amplificador para biopotenciales es básicamente un amplificador diferencial. Como las señales bioeléctricas se definen como diferencias de potencial entre dos electrodos.

Como lectura en la utilización de amplificadores diversos.

(Martinez, 2010) En su investigación denominada “Amplificador de audio de alta fidelidad para sistemas activos de altavoces con bajo consumo de energía”. Realizada en la Universidad de La Rioja 2010. Afirma:

“la modulación durante pulsos se caracteriza por que la señal modulada es una sucesión cuyos parámetros varían en función de la señal a transmitir”. (p.35).

Como lectura en la amplificación de señal.

2.1.2. Nacionales

(Chahua, 2012) En su investigación denominada “Diseño de un prototipo de pulsímetro inalámbrico para la monitorización de pacientes pediátricos”. Realizada en la universidad pontificia universidad católica del Perú febrero del 2012. Afirma:

“En la actualidad, el sector salud exigen de un cuidadoso monitoreo de las señales vitales para el manejo terapéutico del paciente. La obtención de los datos de la frecuencia cardíaca resulta necesaria para un adecuado diagnóstico, por esto, su medición es necesaria tanto en pacientes hospitalizados como en aquellos que reciben algún tipo de tratamiento ambulatorio. Que como objetivo Levantar información sobre la necesidad de la monitorización de la frecuencia cardíaca de manera inalámbrica en pacientes pediátricos”

Siendo importante su tesis porque me ayudo en la elaboración del sensor.

(Gómez, 2007) En su investigación denominada “Implementación de un sistema de control de fuerzas para un prototipo de terminal de agarre” realizada en la universidad pontificia universidad católica del Perú 2007 afirma.

La mayor cantidad de manejadores que se encuentran en el mercado sufren de un control de la fuerza que ejercen sobre su entorno; más bien, se tratan de mecanismos que en sus partes terminales presentan dispositivos con sistemas de pinzas con dos únicas funciones: apertura y cierre, cuyo propósito es el de coger objetos, dándole así múltiples aplicaciones al manejador. Esto es, de acuerdo con el objeto de que se requiere sujetar y la función que cumpla éste. Es así como estos están destinados a sujetar solo objetos rígidos ya que, si no fuera ese el caso, el objeto resultaría dañado debido a la excesiva presión que se ejerce sobre este por parte de las terminales del manejador.

Para amplificar las señales de salida se trabajará con el amplificador de instrumentación INA 121 de la compañía Burr Brown. Este se encargará de amplificar el nivel de voltaje que viene del sensor.

Permitió comprender como se utiliza un amplificador de instrumentación para equipos médicos como es el INA 121.

(Zavala, 2010) En su investigación denominada “Diseño de una red LAN inalámbrica para una empresa de lima” realizada en la Pontificia Universidad Católica del Perú Facultad de Ciencias e Ingeniería. Afirma:

En la tecnología inalámbrica de redes, siempre es un problema el ruido electromagnético. En el medio ambiente éste es de carácter auditivo a las señales de radio frecuencia, que son las que circulan la información de un punto a otro por eso las consecuencias de este ruido electromagnético es que la información enviada no se entienda y por tanto ésta se pierda.

Este diseño ayuda a mejorar el sistema de comunicación en la empresa, de esta manera se benefician los trabajadores, socios de negocios y la empresa.

Fue de utilidad para comprender la eliminación de ruido electromagnético.

2.2. MARCO TEÓRICO

2.2.1. Pulsioximetría

La oximetría de pulso es la medición, no invasiva, del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos.

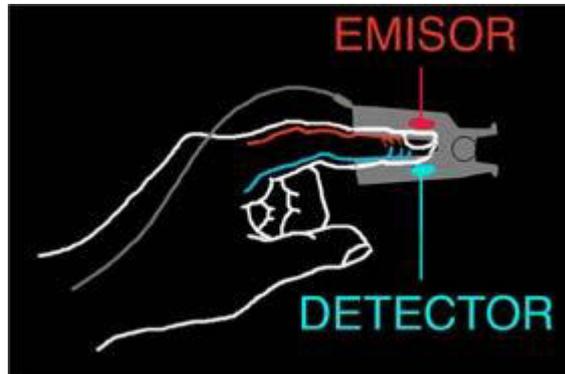


Figura 1: Sensor de saturación

Fuente: Web - Saturación de Oxígeno
Enlace: <http://saturaciondeoxigeno.com/>

Sangre cambia de tonalidad dependiendo cuan saturada de oxígeno se encuentre. Cuando las partículas de hemoglobina dejan pasar oxígeno pierde su color rosado, adquiriendo un tono más azulado, dejando pasar menos la luz roja.

El oxímetro determina la saturación de oxígeno midiendo espectrofotométricamente el nivel de absorción de la luz roja e infrarroja determinando el grado de oxigenación y lo expresa en términos de saturación. Dado que la atracción de luz de los tejidos y de la sangre venosa es constante, cualquier cambio en la atracción de la luz en un intervalo de tiempo se debe exclusivamente a la sangre arterial. Los oxímetros miden las diferencias de absorción de las luces rojas e infrarrojas. La diferencia de absorción se relaciona directamente con la saturación de oxihemoglobina.

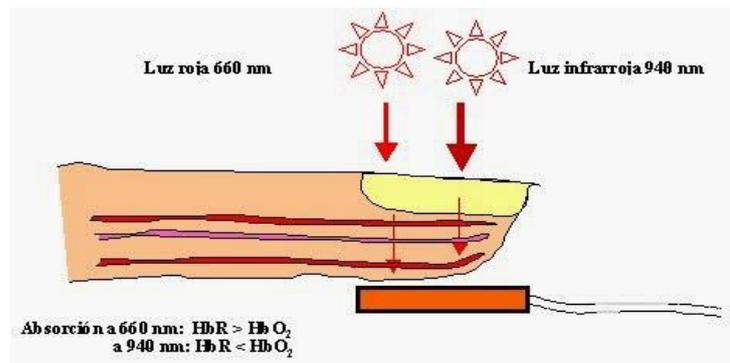


Figura 2: Funcionamiento de los diodos infrarrojo y rojo

Fuente: Blog Altitud Chulec

Enlace: <http://altitudchulec.blogspot.com/2009/02/oximetria-de-pulso-en-la-altura.html>

Técnica para la realización de la medición

Colocar el sensor de saturación en cualquier dedo tal como se aprecia en la imagen anterior, el sensor tiene forma de pinza y cuenta con diodos que se reflejan a través de la piel, lo cual permite medir la intensidad de luz atraída por la oxihemoglobina que tiene el paciente.

Luego de colocar el sensor de saturación en el dedo del paciente, se debe esperar para obtener el nivel de saturación de oxígeno.

El sensor de saturación presenta las siguientes limitaciones para realizar una correcta lectura:

- Disminución de la hemoglobina
- Pintado en la zona de lectura (uñas pintadas).
- Luz externa.
- Disminución del flujo de sangre.
- Anemia.
- Aumento del retorno de la sangre venosa del corazón
- No detecta el exceso de oxígeno
- No detecta la poca cantidad de aire que le llega a los pulmones.

Valores Normales

- El Porcentaje de Oxígeno debe de ser mayor del 95%.

Valoraciones anormales

- El porcentaje de oxígeno menores de 95% y mayores del 100%

Valores aumentados de la saturación de oxígeno:

- Por el aumento excesivo del ritmo respiratorio
- Por el estado mental que presenta el paciente.

Valores disminuidos de la saturación de oxígeno:

- Enfermedades pulmonares continuas.
- Personas que presentan crisis de asma.
- Enfermedades al corazón.

2.2.2. Amplificadores de transimpedancia

Utilizamos los fotodiodos para diferentes usos como lograr transformar la luz en corriente y así poder utilizar en circuitos electrónicos. Podremos utilizar en Instrumentos de precisión hasta programas de diagnóstico por imagen en medicina. Para todos estos usos comparten la necesidad de realizar la utilización de componentes electrónicos para almacenar y dimensionar la salida del fotodiodo. Por todo esto se utiliza el amplificador de transimpedancia. (Black, 2015)

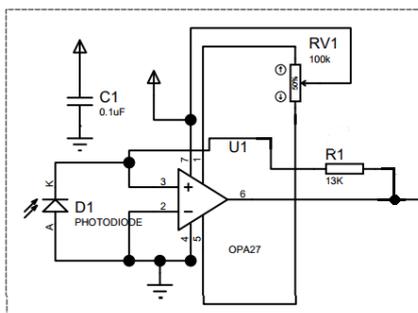


Figura 3: Circuito de transimpedancia

A. Filtro notch activo de 60 Hz

Este filtro va a rechazar una frecuencia que interfiere con el circuito, en nuestro caso la frecuencia de 60Hz que es generada por la línea de red. Por la utilización del fotodiodo se está expuesto a ruido ambiental que proviene de las lámparas fluorescentes, etc. que emiten ruido a través de ondas de 60 Hz. El filtro NOTCH se encargará de rechazar exclusivamente el ruido de 60 Hz para entregar a la salida una señal completamente pura de distorsiones. En este caso utilizaremos el circuito integrado UAF42, este filtro puede ser configurado para múltiples filtros como pasa bajos pasa alto rechaza banda.

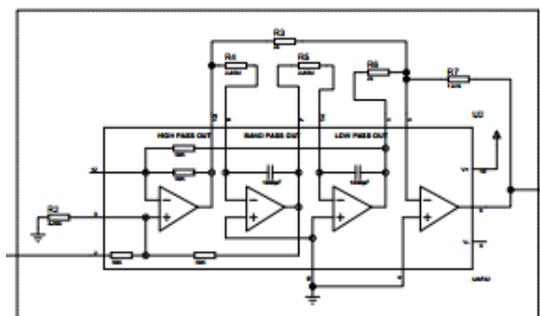


Figura 4: Filtro notch activo de 60 hz

B. Pre amplificador AD620

Utilizamos el preamplificador para levantar el nivel de la señal que viene de ser filtrada por la etapa de los filtros, en este caso utilizamos el circuito integrado AD620 que es un circuito integrado de alta precisión y se encuentra en el mercado. Es un amplificador

que requiere de solo una resistencia externa para realizar ganancia de 1 a 10 mil.

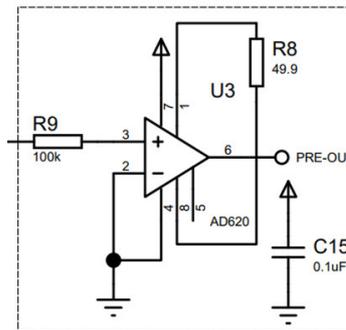


Figura 5: Pre Amplificador

2.2.3. Circuito de muestreo y retención

Se utiliza para muestrear una señal análoga en un momento determinado y mantener dicho valor de la muestra todo el tiempo que se requiera.

Para ello utilizamos el 74HC4066 que viene a trabajar como switch y el integrado TL082 que es un amplificador operacional JFET.

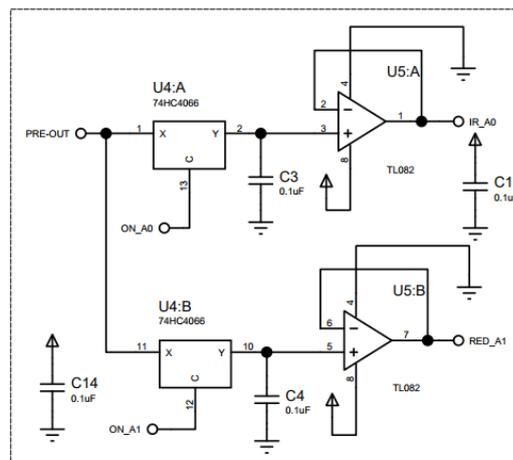


Figura 6: Circuito de muestreo y retención

2.2.4. PIC 18F2550

Es un procesador microcontrolador de alto rendimiento consta de 28 pines es auto programable de 48 MHz, algunas características del 18F2550. (Cosas de Ingeniería, 2015):

- Auto programación de la memoria FLASH: a través del puerto USB, por medio de un firmware bootloader residente.
- Puertos digitales: puerto A de 5 bits, puerto B de 8 bits, puerto C de 8 bits un total de 21 bits programables como entradas o como salidas.
- Capacidad de salidas: cada bit de salida puede tomar (“sink”), ó generar (“source”), hasta 25 miliamperes.
- Puertos seriales: USART compatible RS232. SSP Puerto serial síncrono con 2 modos de operación: SPI (Serial Peripheral Interface, modos Master/Slave) e I2C (Integrated, Integrated Circuit. Modo Slave)
- Temporizadores: 4 temporizadores de 16 bits. Un generador de PWM
- Convertidores A/D: 10 canales, con 10 bits de resolución.

2.2.5. Liquid Crystal Display LCD

Pantalla de cristal líquido (Liquid Crystal Display) es un módulo de visualización electrónica es una pantalla LCD de 16x2 es un modelo muy básico y es muy utilizado en diversos dispositivos y circuitos. Estas pantallas se prefieren más de siete segmentos y otros LED de segmentos múltiples.

Las razones para poder trabajar con esta pantalla son:

- Las pantallas LCD son de bajo costo.
- De fácilmente programables.
- Muestra caracteres especiales y personalizados.

Una pantalla LCD de 16x2 significa que puede mostrar 16 caracteres por línea y cada LCD presenta 2 líneas. En este LCD cada carácter se muestra en la matriz de 5x7 píxeles. Esta pantalla LCD tiene dos registros

para programar mando y datos. El registro de comando almacena las instrucciones de comandos dados a la pantalla LCD.

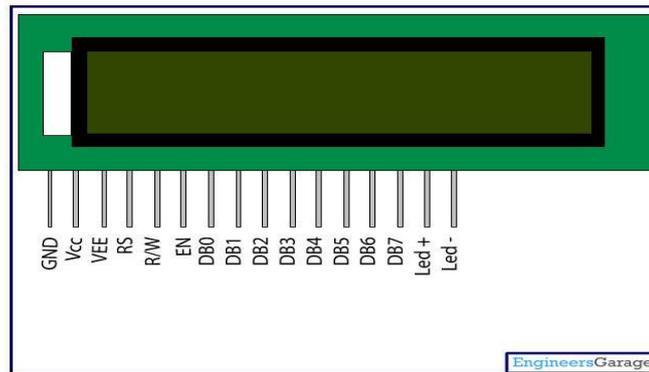


Figura 7: Pantalla LCD

2.2.6. Características de las redes de datos inalámbricas 802.11

En primer lugar se definirá el uso del nivel físico y del nivel de enlace de datos del modelo OSI, por parte de las redes de área local inalámbricas y todo esto viene hacer Wi-Fi.

Dentro del estándar se definen los conceptos de:

- **Estación:** Ordenadores y elementos de interconexión.
- **Medio:** Usualmente radiofrecuencia. Las redes Wi-Fi trabajan en las bandas de 2,4 GHz y 5 GHz, quienes están en los rangos de las microondas.
- **Punto de acceso**
- **Sistema de distribución**
- **Conjunto de servicio básico** o como también se conoce, modo de conexión: ad-hoc e infraestructura.
- **Conjunto de servicio extendido:** la unión de varios modos de conexión o de varias infraestructuras.
- **Área de servicio básico:** la zona donde se comunican las estaciones.

- **Movilidad**
- **Cobertura**

Además, el estándar define diferentes versiones, nosotros nos centraremos en las más utilizadas:

- **IEEE 802.11a:** opera en la banda de 5 Ghz tiene una velocidad máxima de 54 Mbps, con velocidades reales de aproximadamente 20 Mbps, tiene 12 canales sin solapamiento, 8 para redes inalámbricas y 4 para conexiones punto a punto. No puede interoperar con equipos del estándar 802.11b.
- **IEEE 802.11b:** opera en la banda de 2,4 Ghz tiene una velocidad máxima de 11 Mbps, con velocidades reales de entre 2 y 4 Mbps, tiene 14 canales, y pueden usarse 3 sin solapamiento en redes inalámbricas. Esta versión tiene una ventaja con respecto a la anterior y es el alcance, puede llegar a dar cobertura a 120 metros en exterior y 60 metros en interior con velocidades adecuadas.

2.2.7. Tarjeta ESP 01

Tarjeta electrónica que nos permite conectar a la red Wi-Fi, algunas características del ESP 01 (Valle, 2018):

- ESP8266 es el microcontrolador del módulo ESP-01.
- Pines donde conectaremos la alimentación, sensores y transmisión de programa.
- BG25Q80A es la memoria flash donde residen los programas o sketches. El ESP8266 no dispone de este tipo de memoria y por eso es un chip aparte.
- LEDs que nos informan de si está encendido o no y de la transmisión de datos (Tx y Rx).
- La antena Wi-Fi para conectarse a una red/Internet.

2.2.8. Oxímetro de Pulso

Según (Sánchez-Pérez, 2017), el principio básico de operación de un oxímetro está basado en la ley de Lambert-Beer-Bouguer el cual consiste en evaluar la absorción de luz infrarroja por la oxihemoglobina cuando esta traspasa tejido vascular arterial. Este método no es invasivo, ya que consiste en el análisis espectrofotométrico de luz transmitida y absorbida por la hemoglobina.

Los oxímetros de pulso son equipos que se utilizan para la lectura del porcentaje de oxígeno en la sangre, a través de un conjunto de sensores compuestos por diodos emisores y fotodiodos receptores. A continuación se presenta una lista de los modelos más comunes de oxímetros:

Tabla 1

Niveles de sensibilidad comunes

Item	Fabricante	Modelo	Sensibilidad %
1	Beijing Choice Electronic	MC300C1C	88
2	Zondan	ZON-A5	88
3	Rossmax	SB200	88
4	Homecare	FPX- 033	85

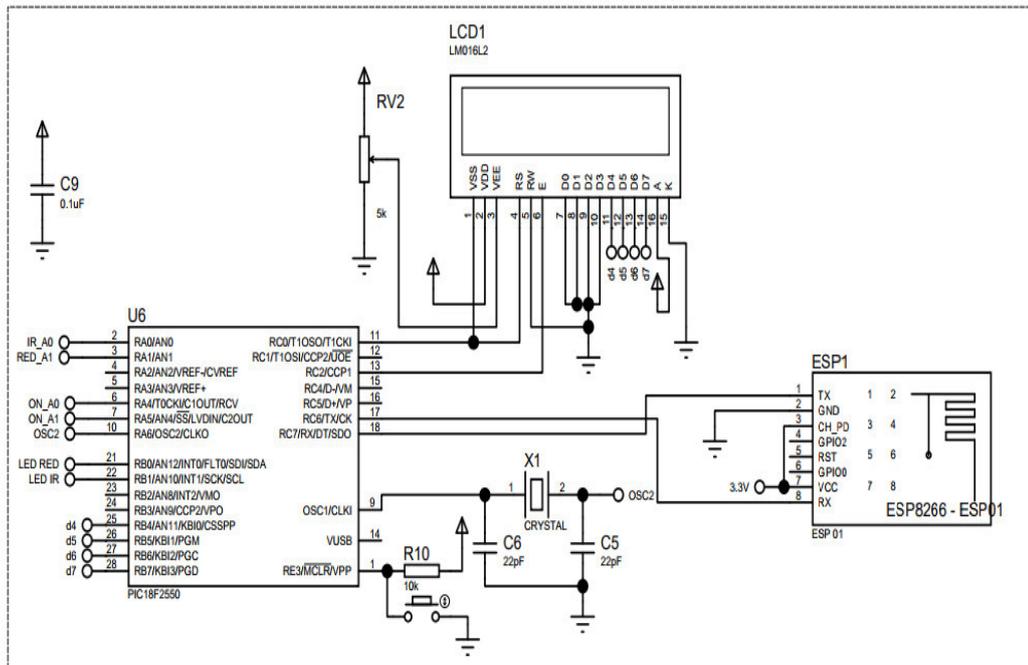


Figura 8: Circuito digital PIC 18F2550 y la Tarjeta ESP 01

2.3. MARCO METODOLÓGICO

2.3.1. Tipo de investigación

La estructuración del oxímetro a distancia consiste en una investigación de tipo tecnológica aplicada. Según (Cegarra Sánchez, 2004) una investigación tecnológica se basa en el desarrollo de un prototipo, artefacto o proceso, con el propósito de ofrecer un beneficio particular.

Además, en esta investigación se realizó el diseño del oxímetro y se adaptó el sistema para la comunicación a distancia a través de Internet, y poder ofrecer un beneficio específico para un público objetivo identificado durante el planteamiento del problema.

2.3.2. Metodología de investigación

La metodología para el desarrollo de esta investigación tecnológica aplicada se puede dividir en las siguientes etapas:

- Plantear y formular el problema
- Documentar el funcionamiento

- Diseñar la solución (Proyecto)
- Implementar
- Realizar pruebas de funcionamiento
- Analizar resultados y obtener conclusiones

2.4. MARCO LEGAL

En la ley N° 29459 se define a los dispositivos médicos como “cualquier instrumento, aparato, implemento, maquina, reactivo o calibrador in Vitro, aplicativo informativo, material u otro artículo similar, previsto por el fabricante para ser empleado en seres humanos, solo o en combinación, para uno o más de los siguientes propósitos específicos:

- a) Diagnóstico, prevención, monitoreo, tratamiento o alivio de una enfermedad.
- b) Diagnóstico, monitoreo, tratamiento o alivio o compensación de una lesión.

En la ley N° 26842 Ley General de la Salud, según el artículo 40 indica:

“Los establecimientos de salud y los servicios médicos de apoyo tienen el deber de informar al paciente y sus familiares sobre las características del servicio, las condiciones económicas de la prestación y demás términos y condiciones del servicio....”

En la ley N° 26842 Ley General de la Salud, según el artículo 48 indica:

“El establecimiento de salud o servicio médico de apoyo es solidariamente responsable por los daños y perjuicios que se ocasionan al paciente, derivados del ejercicio negligente imprudente o imperito de las actividades de los profesionales, técnicos o auxiliares que se desempeñan en éste con relación de dependencia....”

2.5. DIAGRAMA DE BLOQUES

El siguiente diagrama de bloque contiene las etapas que componen el sistema de medición de saturación de oxígeno adaptado para el envío de información a través de redes inalámbricas.

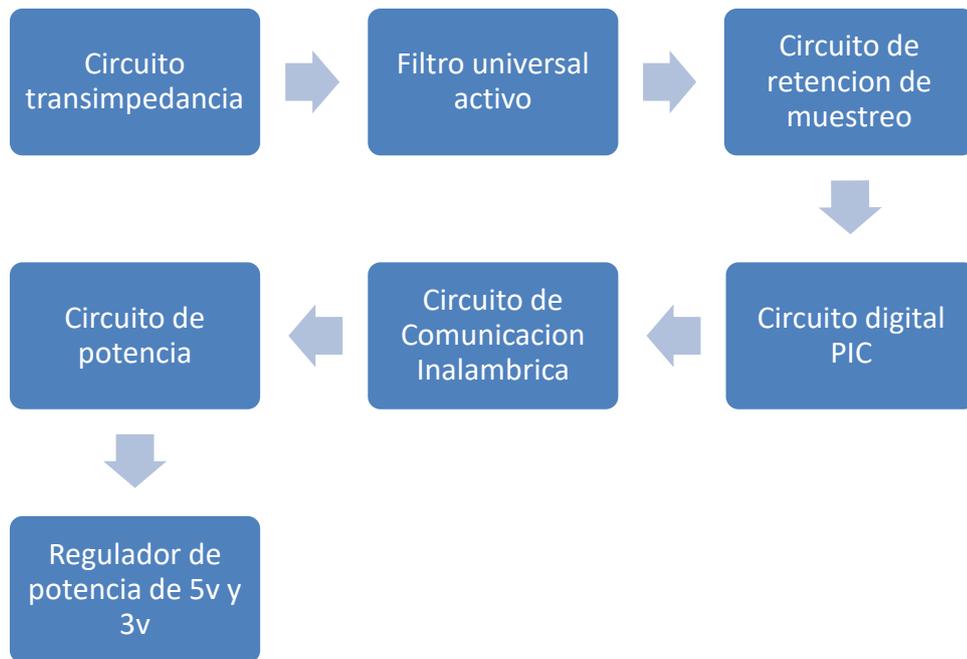


Figura 9: Diagrama de bloques del Sistema

CAPÍTULO III: DESARROLLO

3.1. DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 1

En la actualidad los equipos de oximetría son de uso portátil con cable conexión de equipo a dedo. Los equipos son destinados solo para pacientes que son transportados de un servicio a otro.

Quiere decir que para pacientes que salen de sala de operaciones o pacientes que se van de un servicio a otro.

Pero no se han proyectado colocar un oxímetro de pulsos para pacientes que se van de alta voluntaria estando muy delicados hacia su domicilio por diferentes motivos.

3.1.1. Presupuesto Hospitalario de la Clínica Jesús Del Norte

 Clínica Jesús del Norte		PRESUPUESTO APROXIMADO N° 006029				Fecha: 18/04/2017
PRESUPUESTO HOSPITALARIO						Hora: 8:49 a.m.
DATOS DEL PRESUPUESTO						Página: 1 de 1
SEDE	JESÚS DEL NORTE	COMPañIA	PARTICULAR	PLAN	C	Usuario: UTENAZOA
RESPONSABL	PARTICULAR	DIAGNOSTIC	APENDICITIS AGUDA	NRO. DIAS	2	
MEDICO	PEÑA CRISOSTOMO JAVIER					
PACIENTE	DAVALOS ROMERO CANDY					

DETALLE PRESUPUESTO						
SERVICIO	POR DIA	TARIFA	DSCTO REF	DESCUENTO	% DCTO. ADICIONAL	TOTAL
1 CLINICA						
101 CUARTO Y ALIMENTACION	302.50	605.00	0.00	0.00		605.00
104 SALA DE RECUPERACION		48.00	0.00	0.00		48.00
105 SALA DE OPERACIONES		318.02	0.00	0.00		318.02
109 FARMACIA PISO Y EN OT.SERVICIO		2,550.00	586.50	0.00		1,963.50
110 FARMACIA SALA DE OPERACIONES		2,656.83	611.07	0.00		2,045.76
112 USO DE EQUIPOS		94.20	0.00	0.00		94.20
113 CONSUMO DE OXIGENO		30.00	0.00	0.00		30.00
122 1 ER. ASISTENTE		265.02	0.00	0.00		265.02
125 INSTRUMENTISTA		163.60	0.00	0.00		163.60
196 INSUMOS PARA USO DE EQUIPO DE LAP,		350.00	0.00	0.00		350.00
OTROS CONSUMOS		0.00				0.00
2 SERVICIOS AUXILIARES						
201 ANESTESIA		265.02	0.00	0.00		265.02
203 CARDIOLOGIA		96.50	0.00	0.00		96.50
205 LABORATORIO		86.00	0.00	0.00		86.00
210 RADIOLOGIA		52.00	0.00	0.00		52.00
248 VIDEO ENDOSCOPIA TORACICA ABDOMII		664.00	0.00	0.00		664.00
3 HONORARIOS MEDICOS Y/O QUIRURGICOS						
331 HONORARIOS QUIRURGICOS		1,060.08	0.00	0.00		1,060.08
					TOTAL: S/.	8,106.70
					IGV: S/.	1,459.21
					APROXIMADO: S/.	9,565.91

El presente presupuesto es sólo un APROXIMADO basados en casos recientes similares.
 La Clínica no asume responsabilidad si éste presupuesto varía debido a complicaciones, mayor consumo de farmacia, exámenes no previstos, participación de otros médicos especialistas, mayor estancia o modificaciones de Tarifas.
 El presupuesto está afecto a un 20% de recargo en sala de operaciones, servicios auxiliares y Honorarios Médicos en los Horarios:
 Cualquier consulta comunicarse a admhospitalariasn03@sanpablo.com.pe
 Lunes a Viernes de 21:00 a 06:00 horas. Sábados a Lunes de 14:00 a 06:00 horas.
 No incluye:
 - Gastos de Acompañante.
 - Uso de teléfono, artículos de tocador, material descartable.
 - Pañales - Termómetros - Toallas Higiénicas.
 - Cualquier otro gasto o servicio sin relación directa con el tratamiento médico

Figura 10: Obtenida de la clínica Jesús del norte

Este es un presupuesto de la clínica Jesús del norte por un paciente que se ha operado de apendicitis aguda. Aquí podemos visualizar el precio por día.

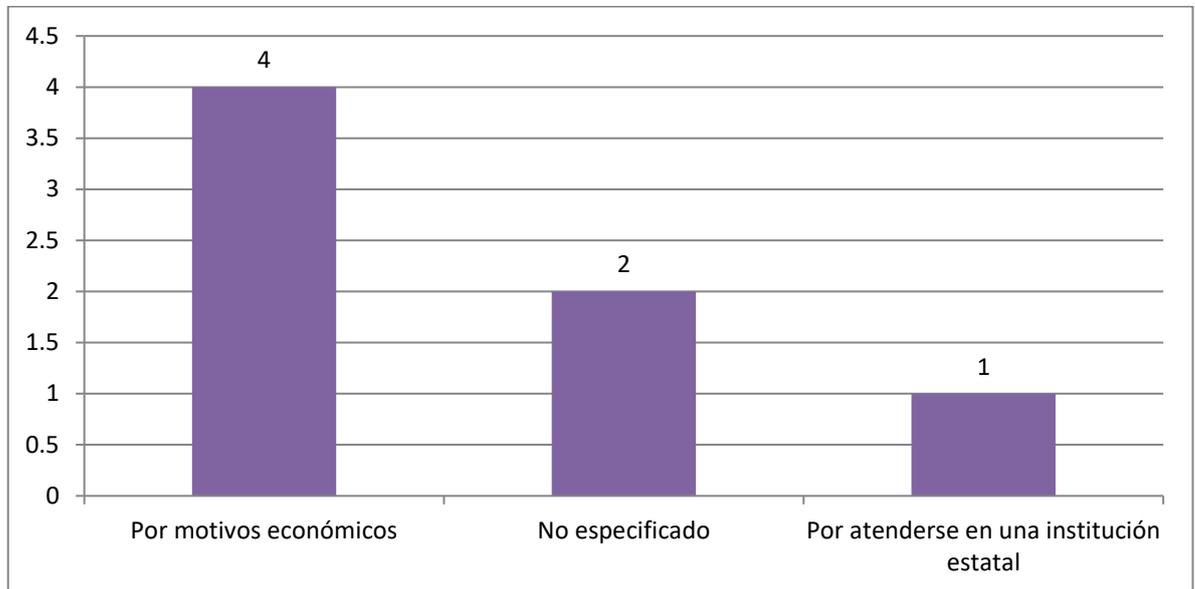


Figura 11: Estadísticas de las salidas voluntarias

Esto nos muestra que las personas retiran a sus familias por motivos económicos ocasionándoles riesgo de una complicación por estar delicados.

3.1.2. Procedimiento para la encuesta en una clínica

En la clínica del cono norte existen 100 médicos titulares en las diferentes áreas:

- 30 cirujanos.
- 20 emergencistas.
- 20 neumólogos.
- 30 anestesiólogos.

Son médicos que tienen pacientes hospitalizados, pacientes que se encuentran en la unidad de cuidados intensivos, pacientes que llegaron por trauma shock.

Es con diez médicos a los que se le realizó la encuesta para analizar y determinar la utilidad del oxímetro de pulso en línea.

Para ello se utilizó la fórmula:

$$n = \frac{k^2 p q N}{(e^2 x (N-1)) + k^2 p q}$$

Dónde:

N= Es el tamaño de la población o universo

K= Es el nivel de confianza que asignemos. (Tomaremos 2).

e= Error muestral que deseemos. (5%)

p= Es la proporción de individuos que poseen en la población la característica del estudio. Por lo general 0.5

q= Es la proporción de individuos que no poseen en la población la característica del estudio. Por lo general 0.5

$$n = \frac{2^2 \times 0.5 \times 0.5 \times 10}{(0.05^2 \times (10-1)) + 2^2 \times 0.5 \times 0.5}$$

Donde n = 9.9 Médicos

FAMILIARES: de 10 familiares se calcula:

$$n = \frac{2^2 \times 0.5 \times 0.5 \times 10}{(0.05^2 \times (10 - 1)) + 2^2 \times 0.5 \times 0.5}$$

Donde n = 9.9 familiares.

Es por esta razón que se realiza una encuesta a los médicos de la clínica Jesús del norte y familiares de los pacientes ya que la diferencia entre ambos médicos y la muestra que debe de tomar no muestra una gran diferencia, familiares y la muestra que debe de tomar no muestra una gran diferencia.

1.- ¿Es necesario el monitoreo constante a los pacientes que se retiran por una alta voluntaria?

¿Es necesario el monitoreo constante a los pacientes que se retiran por una alta voluntaria?		
Médicos	cantidad	Porcentaje
Si	10	100%
No	0	0%
Total	10	100%

El 100% de los médicos mencionan que si es muy necesario la monitorización de los pacientes que salen de alta voluntaria.

2.- ¿Estaría de acuerdo con el monitoreo de la saturación de oxígeno en línea (vía Internet) desde el domicilio del paciente?

¿Estaría de acuerdo con el monitoreo de la saturación de oxígeno en línea (vía Internet) desde el domicilio del paciente?		
Médicos	cantidad	Porcentaje
Si	7	70%
No	3	30%
Total	10	100%

3.- ¿Recomendaría a las personas que presentan un tipo de anomalía al uso de un oxímetro en línea (vía Internet) para su control rutinario?

¿Recomendaría a las personas que presentan un tipo de anomalía al uso de un oxímetro en línea (vía Internet) para su control rutinario?		
Médicos	cantidad	Porcentaje
Si	8	80%
No	2	20%
Total	10	100%

Si el 80% de los médicos recomendaría el uso de un oxímetro a las personas que se encuentran con algún tipo de anomalía siempre que sea monitorizado en una central médica.

4.- ¿Debería la clínica dar un monto económico al médico por la monitorización de su paciente?

¿Debería la clínica dar un monto económico al médico por la monitorización de su paciente?		
Médicos	cantidad	Porcentaje
Si	10	100%
No	0	0%
Total	10	100%

1.- ¿Estaría de acuerdo que su familiar continúe monitorizándose desde su domicilio bajo la vigilancia de un personal de salud?

¿Estaría de acuerdo que su familiar continúe monitorizándose desde su domicilio bajo la vigilancia de un personal de salud?

Familiares	cantidad	Porcentaje
Si	10	100%
No	0	0%
Total	10	100%

El 100% de los familiares mencionan que si es muy necesario la monitorización de sus familiares ya que se encuentran lejos de la supervisión de un especialista.

2.- ¿Estaría de acuerdo con capacitarse para el manejo del oxímetro de pulso en línea (vía Internet)?

¿Estaría de acuerdo con capacitarse para el manejo del oxímetro de pulso en línea (vía Internet)?

Familiares	cantidad	Porcentaje
Si	10	100%
No	0	0%
Total	10	100%

3.- ¿Estaría de acuerdo con abonar un dinero para la monitorización de su familiar?

¿Estaría de acuerdo con abonar un dinero para la monitorización de su familiar?

Familiares	Cantidad	Porcentaje
Si	8	80%
No	2	20%
Total	10	100%

Si el 80% de los familiares si estuviesen de acuerdo con abonar un dinero que no sea muy alto y 20% no cuenta con dinero adicional.

4.- ¿Le parece correcto la opción que le da la clínica para la vigilancia de su familiar desde su domicilio?

¿Le parece correcto la opción que le da la clínica para la vigilancia de su familiar desde su domicilio?

Familiares	cantidad	Porcentaje
Si	10	100%
No	0	0%
Total	10	100%

El 100% de los familiares están de acuerdo con la opción económica que le da la clínica para la vigilancia de sus familiares.

3.1.5. Etapas del sistema

El siguiente diagrama de bloques muestra las etapas del oxímetro de pulsos para la monitorización distancia del porcentaje de oxígeno en la sangre del paciente

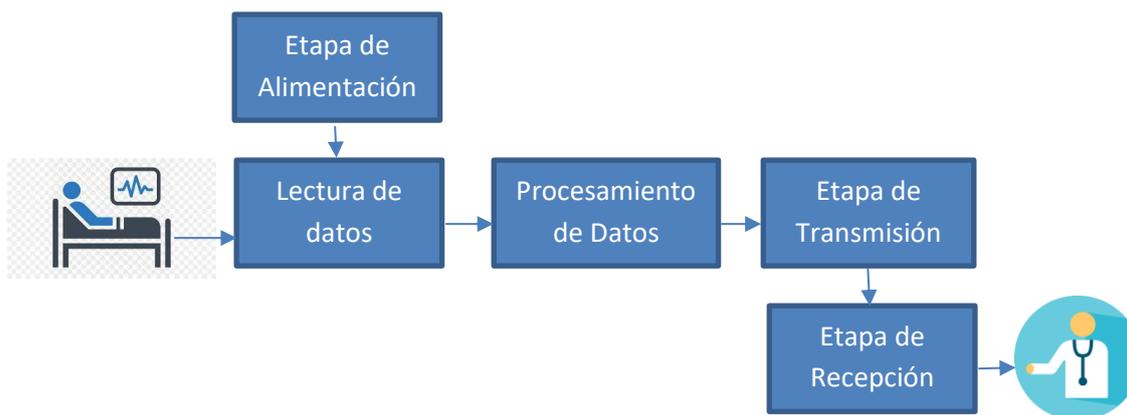


Figura 12: Diagrama de bloques del sistema de monitoreo del porcentaje de oxígeno

3.1.6. Requisitos y criterios de diseño

Para la implementación del oxímetro de pulso que permita monitorizar la saturación del porcentaje de oxígeno a distancia se han identificado los siguientes requisitos y criterios de diseño:

- El dispositivo debe incorporar una fuente de energía externa capaz de conectarse a la red eléctrica de 220V disponible a nivel nacional.
- La fuente de energía debe generar una salida de 3.3 Vdc, 5Vdc, y 6Vdc, para alimentar los circuitos de, Interfaz inalámbrica (Modulo ESP8266-ESP01), la etapa de procesamiento (UC PIC 18F2550), y la etapa de lectura (transimpedancia, filtro activo y preamplificador) respectivamente.

- La etapa de lectura de datos debe ser capaz de generar y recibir una señal entre 650 nm y 950 nm que atraviese la piel paciente y permite distinguir la oxihemoglobina y la hemoglobina en base a sus diferentes niveles de absorción de las diferentes longitudes de onda de luz.
- El porcentaje de sensibilidad debe estar igual o mayor al 88% que según se aprecia en el marco teórico suele ser nivel de sensibilidad común en los equipos comerciales
- La etapa de procesamiento de datos debe filtrar la señal obtenida de la etapa de lectura eliminando cualquier otra luz externa que pudiera generar interferencia. Además, esta etapa debe adaptar los niveles de voltaje y/o corriente de la señal para su posterior tratamiento a través de un circuito integrado.
- La etapa de transmisión debe permitir la comunicación inalámbrica de la información hacia un dispositivo receptor, a través de una red Wireless 802.11 que se encuentra disponible en la mayoría de los hogares a nivel nacional. Pudiendo incluso utilizarse el internet como plataforma de comunicación para lugares distantes.
- La etapa de recepción debe permitir la lectura de datos a través de una computadora de escritorio o un dispositivo móvil.

3.1.7. Descripción del equipamiento necesario para monitorizar la saturación del porcentaje de oxígeno.

Etapas de Alimentación:

Para la alimentación del sistema electrónico se requerirá de la implementación de una etapa de potencia capaz de recibir una tensión de 220 voltios AC y reducirlo a 3.3, 5 y 6 Vdc para alimentar los Circuitos Integrados que se utilizaran para la lectura, procesamiento y transmisión de los datos.

Para reducir el voltaje de 220 voltios se utilizó una fuente de alimentación externa genérica con salida de 5 Vdc y 500 mA suficientes para alimentar a los circuitos integrados, más una etapa de alimentación compuesta por un regulador de voltaje lineal de 3.3 Vdc para la alimentación de la interface de comunicación inalámbrica.

En ese sentido los componentes que se utilizaran para esta etapa son:

- Fuente de alimentación 220 Vac – 12Vdc, Marca Sony (Corriente Max: 500mA)
- Circuito Integrado Regulador Lineal de código LM317T (Voltaje desde 1.2 Vdc hasta 37 Vdc, Corriente Max: 1.5 A) y Regulador Lineal de código LM7805 (Voltaje desde 4.8 Vdc hasta 5.2 Vdc, Corriente Max: 1. A).

Evaluación de batería para la alimentación del sistema

Para la etapa de alimentación se evaluó la posibilidad de incorporar una batería como fuente de alimentación, sin embargo esta alternativa se desestimó debido a los siguientes factores:

1. El paciente permanecerá en cama y conectado permanentemente al oxímetro, por lo que no se requiere portabilidad.
2. En caso el paciente deba ser trasladado en una ambulancia, el personal asistencia llegara a su domicilio con un oxímetro de pulso local.
3. De existir un corte de luz en el domicilio se cortaría también el acceso a internet, y no sería posible el monitoreo remoto.

Por todo lo anterior se considera innecesario la implementación de una etapa de alimentación mediante batería portátil.

Etapa de lectura:

Circuito de Transimpedancia:

Para generar una luz con una longitud de onda por encima de los 650 nm se utilizó un diodo LED de color rojo debido a que la longitud de onda del color rojo se encuentra en el rango de 650 a 750 nm.

Para generar una luz con una longitud de onda mayor a los 750 nm se utilizó un diodo LED infrarrojo debido a que este tipo de diodos emiten una señal con longitud de onda por encima de los 750 nm.

Para la recepción de la luz emitida por los diodos se utilizará un fotodiodo de alta velocidad tipo PIN sensible al espectro de luz visible y al infrarrojo cuya sensibilidad permita absorber luz con longitud de onda entre los 750nm y 950 nm.

Circuito Filtro Universal Activo

Para la etapa de filtrado de datos se utilizó el circuito integrado UAF42 el cual implementa un filtro universal activo (pasabajo, pasalto, y rechazabanda) en el rango de los 60 Hz que permite filtrar el ruido producido por la luz exterior.

Circuito Preamplificador

En la etapa de pre amplificador utilizamos el circuito integrado AD620, de bajo costo y fácil de conseguir en el mercado nacional, además es un circuito integrado de alta precisión con un consumo como máximo hasta 1.3 mA ideal para aplicaciones médicas debido a que presenta bajo nivel de ruido.

3.2 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 2

3.2.1. Implementar un sensor de saturación que permita la lectura del porcentaje de oxígeno

El diseño del sensor de saturación de oxígeno consta de dos etapas

- Etapa de emisión de luz

- Etapa de absorción de luz

Etapa de emisión de Luz

Está compuesta principalmente por un diodo emisor rojo y un diodo emisor infrarrojo. Estos diodos emisores están colocados en paralelo con polarización inversa para alternar su activación desde el microcontrolador a través de un puente H que se explicara más adelante.

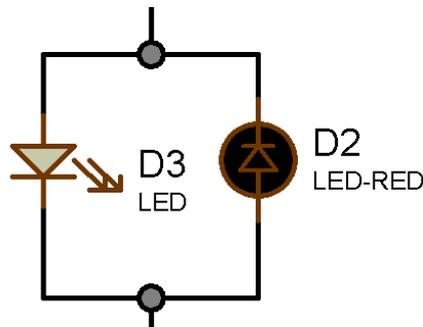


Figura 13: Diodo Rojo en Infrarrojo

Para alternar los momentos de transmisión de energía de los diodos rojo e infrarrojo fue necesario implementar un circuito de tipo puente H, el cual requiere el uso de transistores de tipo switch COMPATIBLES con la corriente de salida que emite el PIC 18F2550.

El puente H se implementó utilizando dos transistores de código BD136 y dos transistores de código 2N2222 además de resistencias de 50, 330, 500, 1K, 100 K ohmios.

La siguiente imagen muestra la etapa de potencia con los diodos emisores.

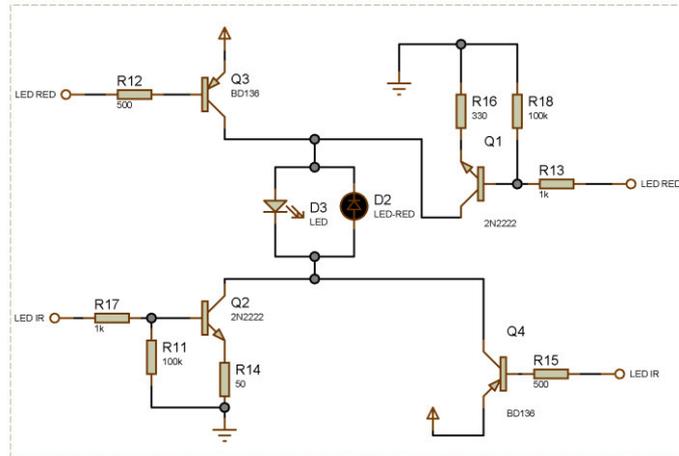


Figura 14: Circuito de Potencia Led IR y Led RED

Etapa de absorción de luz

Para esta etapa se utiliza un fotodiodo que permitirá absorber la luz emitida por los diodos rojo e infrarrojo.

El fotodiodo se encuentra inversamente polarizado para transformar la energía de luz en corriente eléctrica, para ello fue necesario montar el fotodiodo en un circuito de transimpedancia que permita captar una buena señal.

En esta etapa se realiza la conversión de corriente a voltaje, esta conversión se puede modelar por la siguiente fórmula matemática:

$$V_{out} \text{ (mV)} = \text{Corriente de Fotodiodo (}\mu\text{A)} \times \text{la Resistencia de Realimentación (ohms)}$$

Debido a que la corriente máxima que el fotodiodo emite es 0.4 μA y la corriente mínima de 0.01 μA fue necesario utilizar un amplificador operacional de alta precisión de ultra bajo ruido OPA27, el cual permitió obtener un voltaje máximo de 4mV de acuerdo con formula mencionada se obtiene una resistencia de retroalimentación de 10K. La siguiente imagen muestra el circuito de transimpedancia implementado.

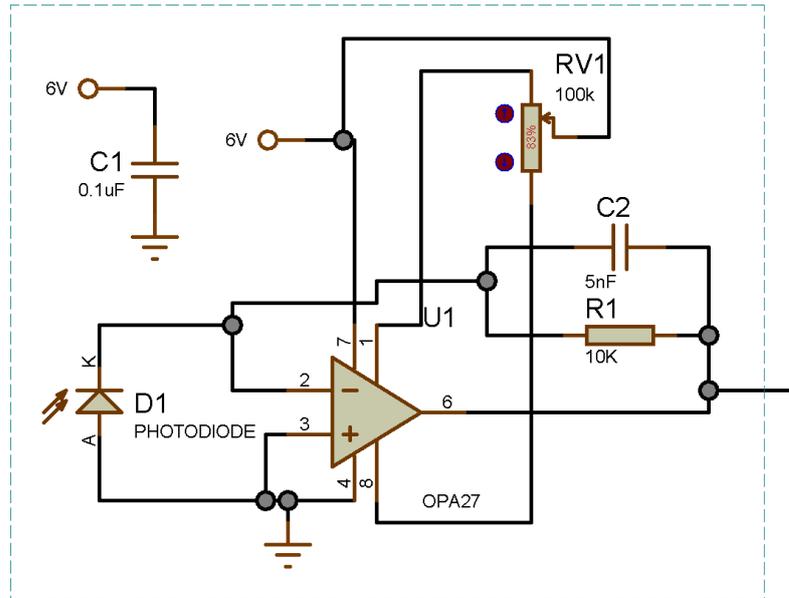


Figura 15: Circuito de transimpedancia

3.3 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 3

3.3.1. Implementar un circuito que permita adaptar la señal obtenida por el sensor de saturación para su conversión a digital

Para adaptar la señal obtenida del sensor de saturación se implementaron los siguientes circuitos

- Circuito de Filtrado de Ruido
- Circuito de Amplificación de la señal

Circuito de Filtrado de Ruido

Una vez obtenida la señal a través del sensor de saturación esta debe filtrarse para eliminar los ruidos producidos por fuentes externas de luz (monitores, fluorescentes, etc.) Estas interferencias están en el rango de los 60 Hz por lo que se requiere un circuito capaz realizar filtros pasa banda, paso alto y rechaza banda para depurar la señal obtenida en la etapa de lectura.

Para obtener el filtro pasa banda, pasa alto y rechaza banda se implementó un Filtro Universal Activo con el circuito integrado UAF42 lo que permitió simplificar la implementación y reducir el ruido externo producido cuando se implementan los filtros por separado. Tomando como referencia la hoja técnica del dispositivo colocamos 2 resistencias externas de 2.65 Mohms, 2 resistencias de 2Kohms y 1 resistencias de 12.1Kohms.

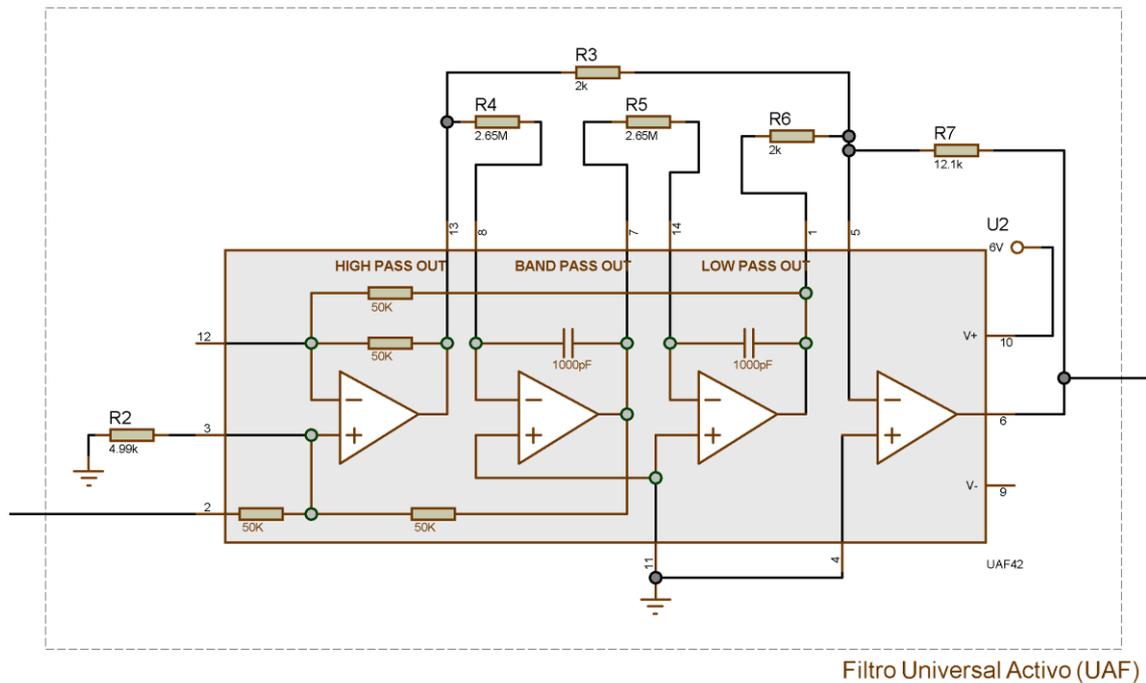


Figura 16: Circuito universal activo

Circuito de Amplificación de Señal

Una vez filtrada la señal procedemos a amplificarla. Pero previamente la señal se debe pasar por un pre amplificador. En este caso utilizaremos el circuito integrado AD620 que utiliza una resistencia de ganancia (R_G) de 49.9 Ohmios la cual se obtuvo mediante la fórmula:

$$G = 49.4K / R_G + 1$$

Donde:

G = Ganancia del preamplificador

RG = Resistencia de Ganancia

Entonces si queremos una ganancia de 1000, reemplazamos:

$$1000 = 49.4k + 1 / R_G$$

De la formula se obtiene una RG de 49.5 Ohmios. Sin embargo, como este no es un valor comercial disponible en el mercado nacional, se tomó la decisión de reemplazarla por un valor comercial aproximado de: 49.9 Ohmios.

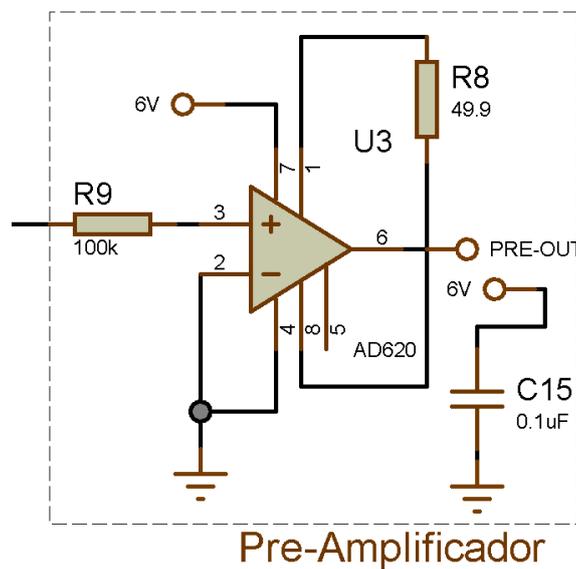


Figura 17: Circuito Pre Amplificador

3.4 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 4

3.4.1. Implementar la etapa de Conversión Análogo-Digital (ADC)

La etapa de conversión de la señal análoga a digital se divide en las siguientes subetapas:



Para la conversión de la señal se utilizará un microcontrolador. Sin embargo, debido a que el microcontrolador no puede realizar el muestreo de la señal será necesario implementar un circuito de muestreo y retención previamente.

En ese sentido a continuación se detalla la implementación de cada una de las subetapas mencionadas:

- Circuito de muestreo y retención
- Circuito de procesamiento y conversión

Circuito de muestreo y retención

Debido a que la señal que requiere de ser muestreada y retenida tiene una frecuencia máxima de 5MHz, se requiere un circuito capaz muestrear retener la señal analógica para poder obtener un muestreo de un máximo de 100 ns.

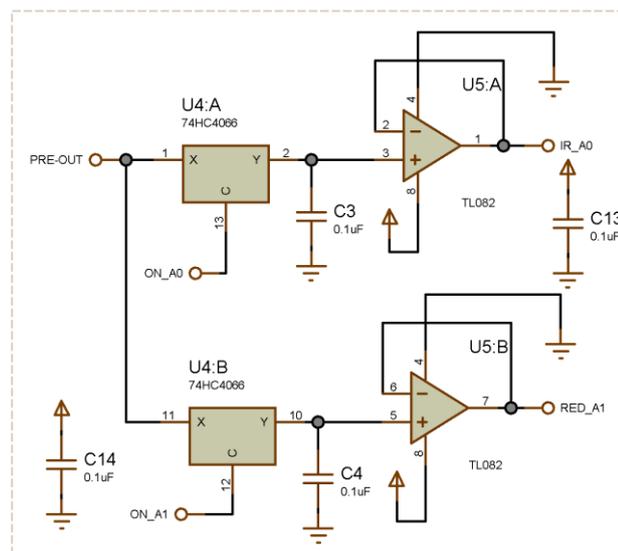


Figura 18: Circuito de muestreo y retención

Para los cuales se utilizó los circuitos integrados 74HC4066 que viene a trabajar como switch y el integrado TL082 que es un amplificador operacional JFET.

Que para retardar el tiempo de la señal analógica se utilizó los condensadores de 0.1 uf.

Para así pasar a la siguiente etapa del proceso de conversión análogo-digital.

Circuito de procesamiento y conversión

Selección del micro controlador

Para la implementación del conversor análogo digital se plantearon los siguientes requerimientos acerca del micro controlador:

- Memoria Flash programable de 24.8 KB
- Entradas y Salidas: 24
- Canal de conversión análogo digital mínimo: 10 bits
- Soporte de módulo USART

Se realizó la comparación entre los siguientes modelos de microcontrolador:

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EUSART	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

Figura 19: Captura de Tabla - Hoja técnica de microcontroladores de Microchip

Fuente: Microchip

Enlace: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

Los modelos PIC18F4550 y PIC 18F2550 cumplían con el requerimiento de RAM programable. Pero, se optó por el PIC 18F2550 por un factor de costo, y debido a que satisface los requerimientos mínimos para la implementación del conversor.

Programación

El código fuente para este micro controlador se realizó en lenguaje C, para ello se utilizó el programa MPLAB COMPILER de MICROCHIP.

Para usar el módulo ADC se siguieron los siguientes pasos:

- a) Programar el módulo análogo digital:
 - Configurar las entradas análogas y voltajes de referencia
 - Selección del canal análogo digital a leer
 - Selección del tiempo de adquisición análogo digital
 - Selección del reloj de la conversión análogo digital
 - Habilitar el módulo análogo digital
- b) Esperar el tiempo de adquisición que se requiere
- c) Arrancar la conversión análogo digital
- d) Esperar a que la conversión finalice
- e) Leer los registros del valor digital de la conversión

Tomando en cuenta lo descrito hemos podido realizar la lectura digital de la señal análoga del fotodiodo a una resolución de 10 bits.

Para realizar la programación del microcontrolador se requiere:

- Configurar para uso de pines digitales y entradas análogas.
- Utilizar la librería para el control de la pantalla LCD
- Sistemas de pulsos controlados para lectura por muestreo y retención.
- El valor de oxigenación de sangre y pulsos por minuto.
- Almacenamiento de datos

- Transmisión inalámbrica a través de una red TCP/IP hacia un servidor web mediante el uso del protocolo HTTP.

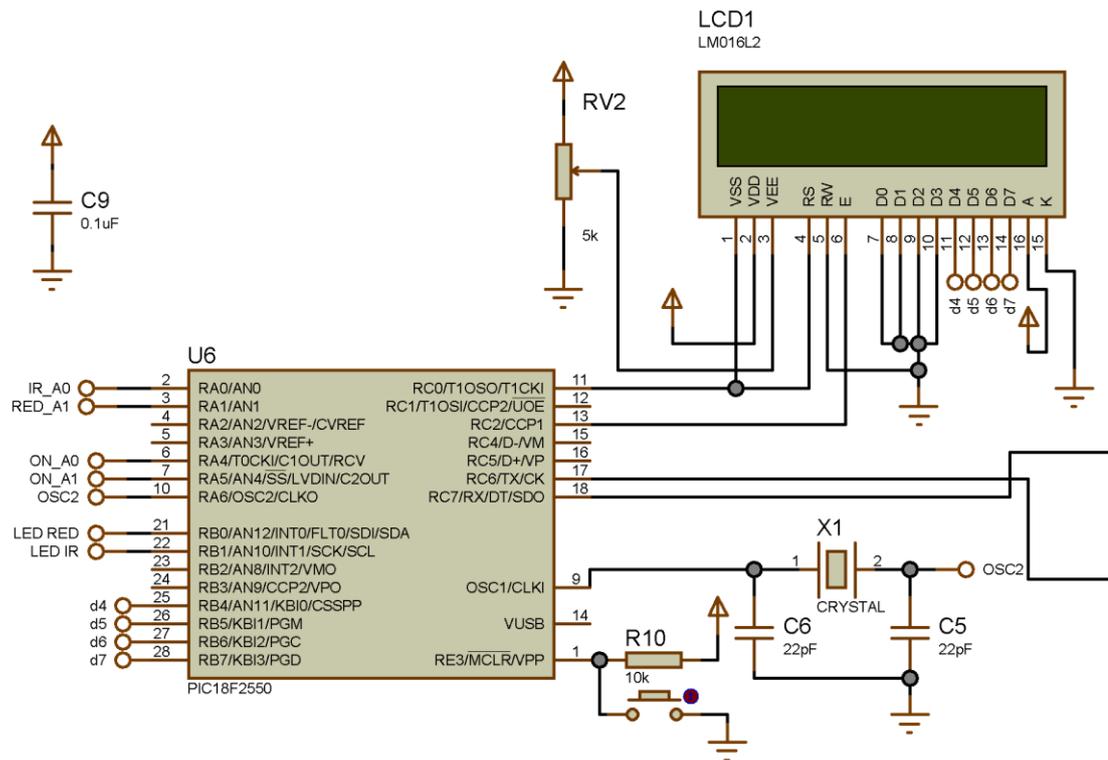


Figura 20: Diseño del diagrama circuital

Una vez configurada la librería para la pantalla LCD podremos visualizar el resultado de la medición realizada por el oxímetro.

3.5 DESARROLLO DEL OBJETIVO ESPECÍFICO 5

3.5.1. Obtener la transmisión a distancia desde el domicilio del paciente al establecimiento

Para transmitir la información del oxímetro a distancia, el microcontrolador configura un módulo Wi-Fi externo.

A través de los pines 17 y 18 del microcontrolador (RC6 Y RC7) habilitaremos la tarjeta ESP01 para el cual utilizaremos la guía de comandos “comandos AT” dedicados para su uso.

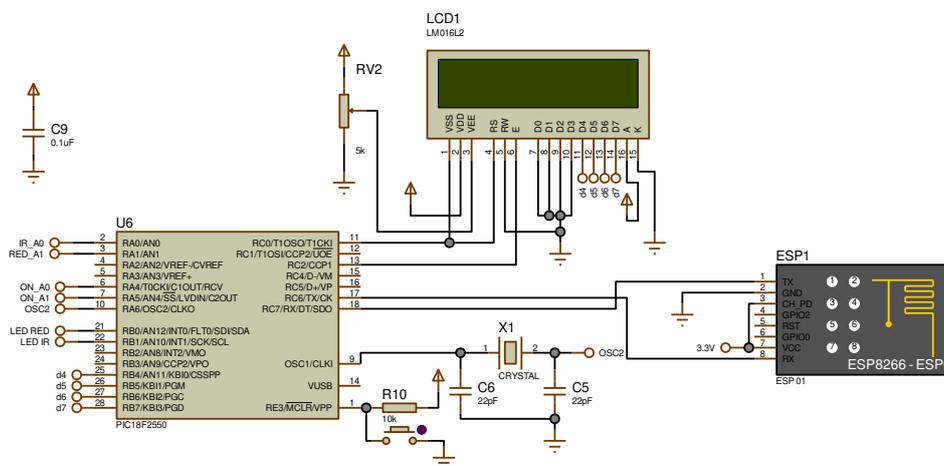


Figura 21: Microcontrolador conectado al módulo ESP01

El ESP 01 necesita configurarse para que trabaje como una interfaz entre el microcontrolador y el celular. Por consiguiente, efectuamos:

- Configuración del modo de trabajo (Red Wi-Fi)
- Configuración del modo de direccionamiento de IP.
- Configuración de la conexión a la red Wi-Fi
- Configuración del servidor.
- Configuración del modo de selección de cliente.
- Configuración de tipo de protocolo de comunicación de la Red.

Para la comunicación entre el microcontrolador y el ESP 01 primero se configura el módulo USART (transmisor receptor síncrono asíncrono universal) del PIC 18F2550:

- Configuración del pin RX como entrada digital y el pin TX como salida digital.
- Configuración del módulo USART en modo asíncrono.
- Configuración de la tasa de bits a 115200 baudios.
- Configuración del tamaño del paquete de datos a 8 bits.
- Habilitar bit de parada.
- Habilitar los pines de transmisión y recepción.

Luego se envían comandos de datos para la configuración del módulo ESP 01. Estos comandos llevan por nombre comandos AT.

Para visualizar a través del celular la información de la saturación de oxígeno del paciente, ingresaremos al servidor web ubicado en el módulo ESP01. El microcontrolador envía los datos en código HTML hacia el módulo ESP01 y este a su vez entrega la información a través de la red TCP/IP a un cliente web (navegador) instalado en un teléfono móvil (Smartphone)

Para poder conectar el módulo ESP-01 a la red WAN (internet) hay que configurar el router de la red LAN. Se abrirá el puerto 80 TCP del servidor web. Esto permitirá que los usuarios puedan acceder a la información a través de Internet.

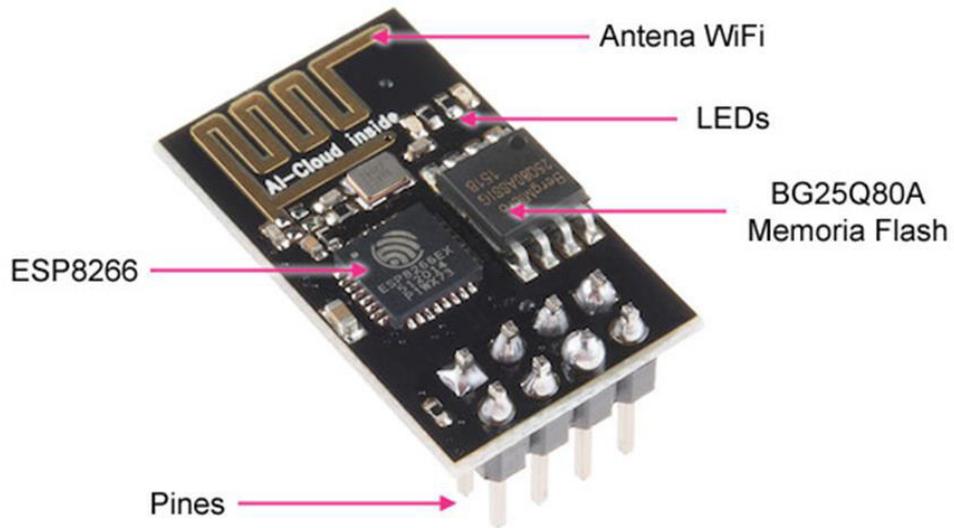


Figura 22: Tarjeta ESP 01

Fuente: WEB Programa fácil
Enlace <https://programarfácil.com>

Pruebas finales (implementación del prototipo)

Pruebas realizadas en el protoboard.

Antes de implementar la placa electrónica, se procedió a ensamblar el circuito en un protoboard, que facilitara la realización de cambios y modificaciones necesarias como parte del ajuste del circuito final. La siguiente imagen muestra el circuito implementado en un protoboard.



Figura 23: Foto - Elaboración del sensor de saturación en el tablero de pruebas

Elaboración de la placa electrónica

Una vez culminadas las pruebas en el protoboard, se procedió con el montaje de los dispositivos en una placa de circuito impreso. La siguiente imagen muestra el primer sensor de saturación montado sobre la placa.

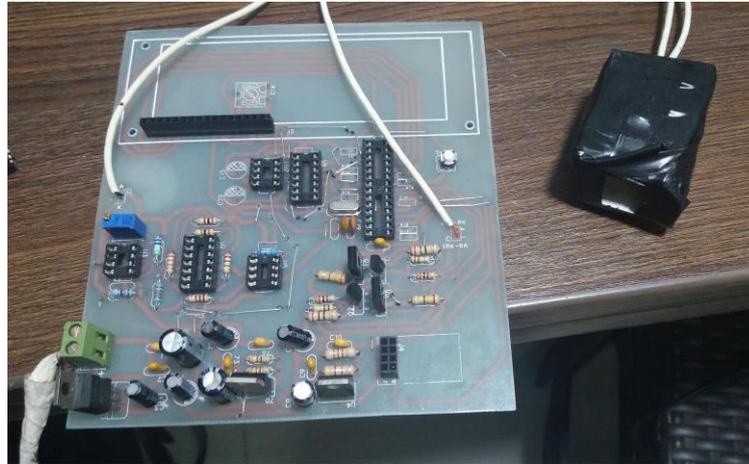


Figura 24: Sensor de saturación de oxígeno montado en el circuito impreso.

La siguiente imagen muestra una captura de la página web obtenida remotamente con los resultados de la medición de saturación de oxígeno.

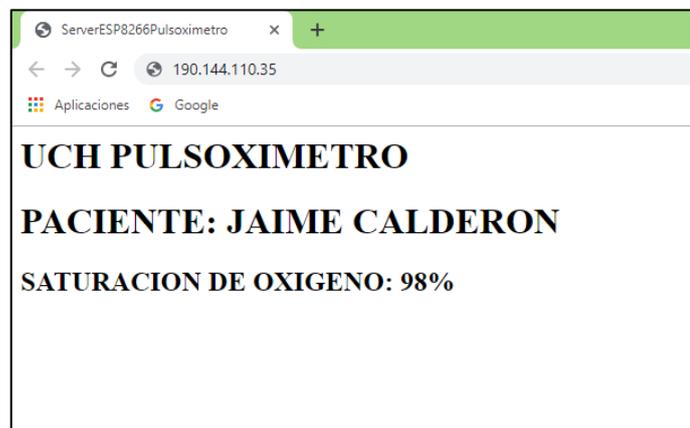


Figura 25: Captura del navegador de una PC obteniendo la medición vía Internet

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO

4.1 ANÁLISIS DE COSTOS

4.1.1. Recursos Humanos

Para el desarrollo de esta investigación se han destinado alrededor de 128 horas distribuidas en 4 meses y adicionalmente se tuvo que requerir los servicios de un asesor, así mismo se tuvo que realizar 2 entrevistas, la primera con una enfermera y un médico quienes laboran en el área de Cuidados Intensivos en una Clínica Privada.

La siguiente tabla contiene el detalle de las horas hombre requeridas para la realización de este estudio.

Tabla 4:

Horas hombre requeridas para la realización de este estudio

Item	Descripción	Cantidad	Horas/hombre	Costo Hora	SubTotal
1	Investigador	1	128 horas	S/. 30.00	S/. 3840.00
2	Asesor (*)	1	15 horas	S/. 0.00	S/. 0.00
3	Enfermera	1	4 horas	S/. 20.00	S/. 80.00
4	Medico	1	4 horas	S/. 20.00	S/. 80.00
Total					S/. 4000.00

Nota: (*) La asesoría se encuentra incluida dentro del proceso de sustentación de tesis.

4.1.2 Recursos de Software

Tabla 5:
Recursos de software

Item	Descripción	Cantidad	Tipo de Licencia	Costo	SubTotal
1	MPLAB	1	Open Source	0.00	S/.0.00
Total					S/. 0.00

4.1.3 Recursos de Hardware

La siguiente tabla detalla los recursos físicos que fueron necesarios para la implementación del circuito electrónico.

Tabla 6:
Costo de recursos de hardware utilizados

Item	Descripción	Función	Costo Unit	Cantidad	SubTotal
1	PIC 18F2550	Microcontrolador	S/. 50.00	1	S/. 50.00
2	OPA27	Amplificador	S/. 10.00	1	S/. 10.00
3	UAF42	Filtro activo	S/. 50.00	1	S/. 50.00
4	AD620	Amplificador	S/. 10.00	1	S/. 10.00
5	74HC4066	Interruptores independientes	S/. 20.00	1	S/. 20.00
6	TL082	Amplificador operacional	S/. 20.00	1	S/. 20.00
7	Pantalla LCD	Pantalla de cristal liquido	S/. 50.00	1	S/. 50.00
8	Tarjeta ESP01	Módulo WI - FI	S/. 50.00	1	S/. 50.00
9	Oscilador Xtal	Oscilador electrónico	S/. 10.00	1	S/. 10.00
10	LM 7805	Regulador de voltaje	S/. 5.00	1	S/. 5.00
11	LM 317T	Regulador de voltaje	S/. 5.00	1	S/. 5.00
12	Fotodiodo	Receptor de Luz	S/. 5.00	1	S/. 5.00
13	Led infrarrojo	Emisor de luz infrarroja	S/. 5.00	1	S/. 5.00
14	Led rojo	Emisor de luz roja	S/. 1.00	1	S/. 1.00
15	Transistores 2N2222	Transistor switching	S/. 2.00	2	S/. 2.00
16	Transistor BD136	Transistor swt	S/. 2.00	2	S/. 2.00
17	Resistencias	Polarización	S/. 3.00	1	S/. 3.00
18	Condensadores	Condensadores	S/. 7.50	1	S/. 7.50
19	Placa para circuito	Tarjeta electrónica	S/. 10.00	1	S/. 10.00
20	Herramientas varias	Producción	S/. 20.00	1	S/. 20.00
21	Materiales varios	Producción	S/. 10.00	1	S/. 10.00
Total					S/. 345.00

Nota: ()* Los instrumentos de medición utilizados pertenecen al laboratorio de la universidad y por ello no fue necesario adquirir equipamiento.

4.1.4 Otros Gastos

Tabla 7:
Otros Gastos

Item	Descripción	SubTotal
1	Movilidad	S/.100.00
2	Impresiones	S/.50.00
3	Internet	S/.40.00
Total		S/. 190.00

4.1.5 Costo total del proyecto

Tabla 8:
Costo total del Proyecto

Item	Descripción	SubTotal
1	Recursos Humanos	S/ 4 000.00
2	Recursos de Software	S/ 0.00
3	Recursos de Hardware	S/ 345.00
4	Otros Gastos	S/ 190.00
Total		S/ 4 535.00

4.2 ANÁLISIS DE BENEFICIOS

El siguiente cuadro muestra los costos involucrados en el servicio de monitoreo local, con el paciente hospitalizado.

TARIFA DEL SERVICIO DE MONITOREO LOCAL (HOSPITALIZADO)

Tabla 9:
Costo de Habitación en la Clínica por Día

Cuarto y alimentación S/.	Sala de Recuperación S/.	Uso de equipos S/.
302.00	48.00	94.20
Total por día S/.		444.20
Paciente por 30 días en la clínica nos daría un total de		S/. 13 326.00

En el siguiente cuadro se muestran los costos involucrados en el servicio de monitoreo remoto, incluidos los costos de instalación del equipamiento.

TARIFA DE INSTALACIÓN

Tabla 10:
Tarifa de instalación

Ítem	Descripción	Costo Mensual	Cantidad	SubTotal
1	Técnico Instalador	S/.200.00	1	S/.200.00
			Total	S/. 200.00

TARIFA DEL SERVICIO DE MONITOREO REMOTO*

Tabla 11:
Tarifa del servicio de monitoreo remoto

Ítem	Descripción	Costo Mensual	Cantidad	SubTotal
1	Alquiler oxímetro a distancia	S/.500.00	1	S/.500.00
1	Médico supervisor	S/.300.00	1	S/.300.00
			Total	S/. 800.00

Nota: () Los costos de alquiler, incluyen el mantenimiento del equipo*

Si comparamos los costos de ambos servicios obtenemos una diferencia sustancial, la cual se puede apreciar en el siguiente cuadro

Tabla 12:
Análisis de beneficio

Descripción	Monto
Costos involucrados en el servicio local a 30 días	S/. 13 326.00
Costos involucrados en el servicio remoto propuesto a 30 días	S/. 800.00
Ahorro obtenido por el paciente mensual	S/. 12 526.00

4.3 ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD

4.3.1 Flujo de caja

Tabla 13: Flujo de caja proyectado del sistema

Descripción	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5
Ingresos						
Alquiler de equipo	S/. -	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00
Medico supervisor	S/. -	S/. 3 600.00	S/. 3 600.00	S/. 3 600.00	S/. 3 600.00	S/. 3 600.00
Total de Ingresos	S/. -	S/. 9 600.00	S/. 9 600.00	S/. 9 600.00	S/. 9 600.00	S/. 9 600.00
Egresos						
Inversión Inicial	S/. 4, 535.00					
Mantenimiento		S/. 1 000.00	S/. 1 000.00	S/. 1 000.00	S/. 1 000.00	S/. 1 000.00
Recursos humanos		S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00	S/. 6 000.00
Total de Egresos	S/. 4 535.00	S/. 7 000.00	S/. 7 000.00	S/. 7 000.00	S/. 7 000.00	S/. 7 000.00
Flujo de caja	S/. -4 535.00	S/. -1 935.00	S/. 665.00	S/. 3 265.00	S/. 5 865.00	S/. 8 465.00

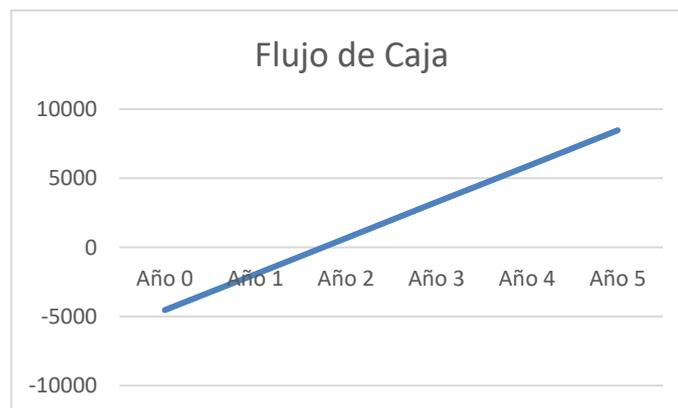


Figura 26: Flujo de Caja

4.3.2 Análisis VAN y TIR

Tasa de Descuento = 9%

Tabla 14:
Cálculo del VAN y el TIR

<i>Año</i>	<i>Flujo Proyectado</i>	<i>Flujo proyectado c/ tasa de descuento</i>
Año 0	-4535	-4535
Año 1	-1935	-1760
Año 2	665	659
Año 3	3265	3262
Año 4	5865	5864
Año 5	8465	8464
	VAN	11955
	TIR	31%

Conclusiones

Si bien se logró implementar satisfactoriamente el oxímetro de pulso inalámbrico el cual permite acceder a los datos a través de internet, se identificaron algunas limitaciones importantes, entre las que se puede resaltar, la necesidad de contar con una dirección IP pública fija en casa del paciente lo que normalmente requiere un acceso a internet más costoso. Por otra parte, también se identificó la necesidad de capacitar al paciente para la manipulación del oxímetro. Finalmente hay que tener en cuenta que dependiendo de la distancia entre el domicilio del paciente y el hospital, el tiempo y el tráfico puede representar un mayor riesgo en caso el paciente entre sock, por ello el ámbito de cobertura para este servicio debería brindarse dentro de un mismo distrito.

Respecto al equipamiento necesario, se concluye que para la implementación de este sistema será necesario importar algunos componentes como los diodos encapsulados emisores para la implementación del sensor de saturación. Debido que durante las pruebas se descartó el uso de diodos comunes.

Respecto a la implementación del sensor de saturación que permita la lectura del porcentaje de oxígeno, 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.

Para la etapa de conversión análogo digital se determinó que la frecuencia máxima de la señal obtenida por los sensores fue de 5Mherzios por lo que en base al teorema de Nyquist permitió determinar una frecuencia de muestreo de 100ns

Este oxímetro podrá 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

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.

Recomendaciones

En relación con la descripción de los componentes que debe tener un oxímetro se recomienda el uso de la utilización de componentes de bajo consumo eléctrico para alargar la duración de la batería. Además, para garantizar la conectividad con el paciente se debe contar con un acceso a internet con dirección IP pública fija.

También es recomendable que el domicilio del paciente se encuentre en el mismo distrito del hospital, a fin de no tener problemas de retraso en el traslado en caso de emergencia.

Respecto a la implementación del sensor de saturación de oxígeno, se recomienda el uso de fotodiodos encapsulados porque con otros modelos de diodos se presentaba pérdida de luz, y no se podría lograr la corriente necesaria para la etapa de amplificación.

Respecto a la conectividad inalámbrica se recomienda para futuras investigaciones explorar el uso de nuevas tecnologías inalámbricas como 802.11ac u 802.11ad ya que la rápida evolución de las comunicaciones inalámbricas podría dificultar la adquisición de repuestos para la implementación de la etapa inalámbrica.

En una futura investigación se recomienda abordar la implementación de mecanismos de alerta y avisos en caso se excedan algunos valores sobre la saturación del paciente o cuando el paciente se encuentre desaturando. Esto podría requerir de la implementación de un nuevo módulo de comunicación de mensajería o llamadas, y permitiría contar con un sistema de alerta proactiva.

A partir del diseño elaborado se podrían innovar o mejorar el funcionamiento adaptando un módulo que permita incrementar el nivel de seguridad de la comunicación a través de la implementación de una red privada virtual entre el centro de salud y el domicilio del paciente.

Bibliografía

- Alvarado, O., Ronquillo, J. C., y Salgado, P. A. (2013). *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso portátil* (Tesis de grado). Recuperado de <http://dspace.uazuay.edu.ec/bitstream/datos/3291/1/10065.pdf>
- Alvarez, L. (2007). *Acondicionamiento de señales bioeléctricas*. Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira.
- Barrenechea, T. I. (2011). *Diseño de una red lan inalámbrica para una empresa de Lima* (Tesis de grado). Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/809?show=full>
- Black, B., y Brisebois, G. (junio, 2015). *Los amplificadores de transimpedancia para fotodiodos de amplio rango presentan exigentes requisitos*. Recuperado de <https://www.redeweb.com/ficheros/articulos/arrow.pdf>
- Camacho, R. (2007). *Implementación de un sistema de control de fuerzas para un prototipo de terminal de agarre* (Tesis de grado). Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/989>
- Cegarra, J. (2004). *Metodología de la investigación*. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.
- Cosas de Ingeniería. (2015). Recuperado de <https://cosasdeingenieria.com/esp/item/25/microcontrolador-pic18f2550>
- España, M. C. (2003). *Servicios avanzados de telecomunicación*. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.
- Estrada, M. J. (2010). *Laboratorio de Microcontroladores*. Lima: Universidad Tecnológica del Perú.
- García, J. C. (2015). La responsabilidad civil médica en el Perú. *Derecho y Cambio Social*, 12(42), 1-59. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5456406>
- Gaspar, B. W. (2006). *Oxímetro de pulso con comunicación a PC* (Tesis de grado). Recuperado de <http://repositorio.urp.edu.pe/handle/urp/91>
- Geier, J. (2010). *Designing and Deploying 802.11n Wireless Networks*. Indianapolis: Cisco Press.
- Ley N° 26842. Ley General de la Salud. *Publicada en el Diario Oficial El Peruano*. del 20 de julio 2000. Perú

- Llamoca, Y. K. (2012). *Diseño de un prototipo de pulsioxímetro inalámbrico para la monitorización de pacientes pediátricos* (Tesis de grado). Recuperado de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/1241>
- Lopez, M. d. C. (2010). *Oximetría remota vía fibras ópticas para la aplicación en telemedicina* (Tesis de maestría). Recuperado de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/3974/lopezbautista.pdf?sequence=1>
- Mejía, H., y Mejía, M. (2012). Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, 51(2), 149-155. Recuperado de http://www.scielo.org.bo/pdf/rbp/v51n2/v51n2_a11.pdf
- Microchip Technology Inc. (2006). *Data Sheet - PIC18F2455/2550/4455/4550*. USA: Microchip Technology Inc.
- Morales, M. M. (1994). *Medición del contenido de oxígeno en la sangre*. Bogota: Universidad de los Andes.
- Pedraza, O. O. (2013). *Diseño de un pulsioxímetro de dedo con almacenamiento de datos* (Tesis de maestría). Recuperado de https://academica-e.unavarra.es/xmlui/bitstream/handle/2454/10050/701.Oscar_Pedraza_Lopez.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- ProInversión. (15 de julio del 2019). *Avance Red Dorsal de Fibra Óptica*. Recuperado de <http://www.proyectosapp.pe/modulos/JER/PlantillaProyecto.aspx?ARE=0&PFL=2&JER=5682>
- Rivera, I., Herrera, J. C., y Jalil, V. (2005). Oxímetro de pulso basado en una Palm parte 1: fundamentos. *Polibits*, 31, 45-48. Recuperado de <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=402640444007>
- Sánchez-Pérez, E. A., Lozano-Nuevo, J. J., Huerta-Ramírez, S., Cerda-Tellez, F., y Mendoza-Portillo, E. (2017). Validación de cinco pulsioxímetros. *Medicina Interna de México*, 33(6), 723-729. <https://doi.org/10.24245/mim.v33i6.1334>
- Shenzhen Anxinke Technology CO.LTD. (2015). *ESP-01 WiFi Module*. USA: AI-Thinker team.
- Spinelli, E. M. (2010). *Amplificadores de instrumentación en aplicaciones biomédicas* (Tesis de doctorado). Recuperado de <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/1362>

- Tuay, W., Mendoza, L., y Jaimes, L. (2017). Telemedicine system based on ECG signals and in the TCP/IP protocol using a sparse space. *Sistemas & Telemática*, 15(41), 75-83. doi: 10.18046/syt.v15i41.2441
- Tyco Healthcare Group LP. (2006). *Pulsioxímetro Manual de Instrucciones*. Pleasanton - USA: Nellcor Puritan Bennett Division.
- Valdéz, F. E., y Pallàs, R. (2007). *Microcontroladores: fundamentos y Aplicaciones con Plc*. Barcelona: Marcombo
- Valle, L. (2018). *Programa facil*. Recuperado de <https://programarfacil.com/>
- Zand, B., Phang, k., y Johns, D. A. (1999). Transimpedance amplifier with differential photodiode current sensing. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, II-624-II-627. doi:10.1109/ISCAS.1999.780842

ANEXOS

ANEXO A

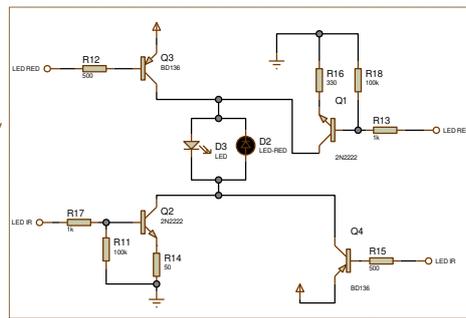
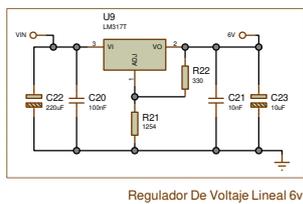
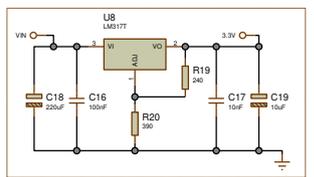
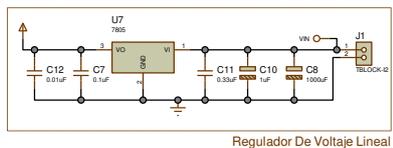
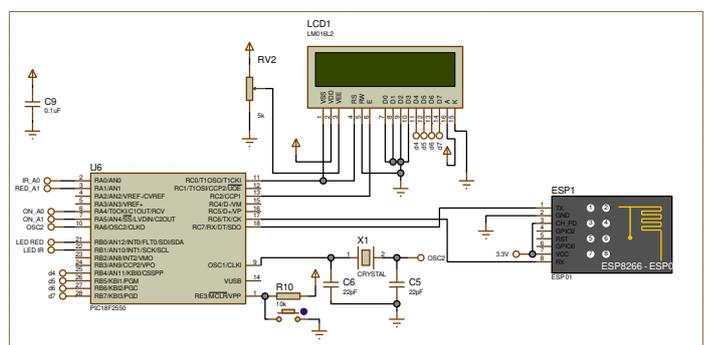
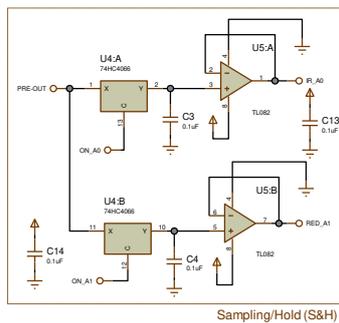
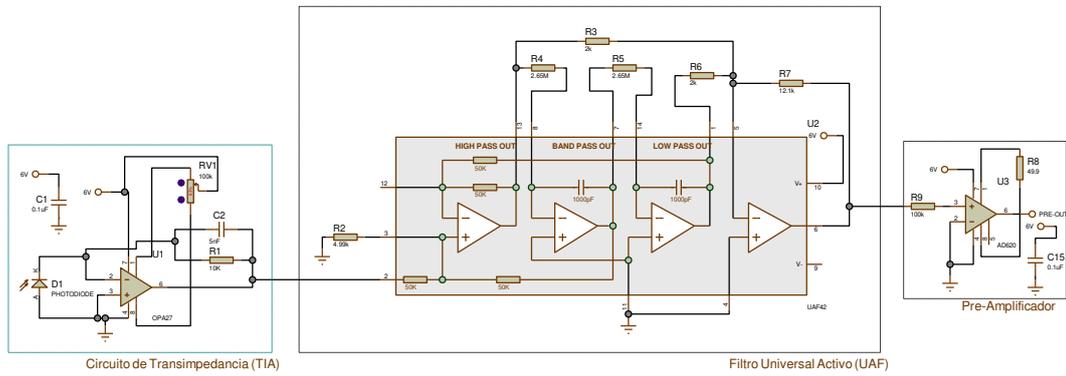


Diagrama circuital completo

ANEXO B

Programación del PIC

```
#include <18F2550.h>
#device ADC=10
#use delay(crystal=16MHz)

#fuses PLL1 //Divide By 4(16MHz oscillator input)
#fuses CPUDIV1 //System Clock by 2
#fuses NOUSBDIV //USB clock source comes from primary oscillator
#fuses HS //High Speed Crystal/Resonator with PLL enabled
#fuses FCMEN //Fail-safe clock monitor enabled
#fuses NOIESO //Internal External Switch Over mode disabled

#fuses NOPUT //No Power Up Timer
#FUSES NOBROWNOUT //No brownout reset
#FUSES BORV43 //Brownout reset at 4.3V
#FUSES NOVREGEN //USB voltage regulator disabled
#fuses NOWDT //No Watch Dog Timer

#FUSES NOPBADEN //PORTB pins are configured as digital I/O on RESET
#FUSES NOLPT1OSC //Timer1 configured for higher power operation
#FUSES NOMCLR //Master Clear pin enabled

#FUSES NOSTVREN //Stack full/underflow will not cause reset
#FUSES NOLVP //No low voltage prgming, B3(PIC16) or B5(PIC18) used for I/O
#FUSES NOXINST //Extended set extension and Indexed Addressing mode disabled (Legacy mode)
#fuses NODEBUG //No Debug mode for ICD

#FUSES PROTECT //Code not protected from reading
#FUSES NOCPB //No Boot Block code protection
#FUSES NOCPD //No EE protection

#FUSES NOWRT //Program memory not write protected
#FUSES NOWRTC //Configuration registers not write protected
#FUSES NOWRTB //Boot block not write protected
#FUSES NOWRTD //Data EEPROM not write protected

#FUSES NOEBTR //Memory not protected from table reads
#FUSES NOEBTRB

#use rs232(baud=115200,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8,RECEIVE_BUFFER=50)

#use FIXED_IO( A_outputs=PIN_A5,PIN_A4,PIN_A3,PIN_A2 )
#use FIXED_IO( B_outputs=PIN_B7,PIN_B6,PIN_B5,PIN_B4,PIN_B3,PIN_B2,PIN_B1,PIN_B0 )
#use FIXED_IO( C_outputs=PIN_C6,PIN_C5,PIN_C4,PIN_C2,PIN_C1,PIN_C0 )

#define RED_AN PIN_A0
#define IR_AN PIN_A1
#define RESERVED1 PIN_A2
#define RESERVED2 PIN_A3
#define ON_A0 PIN_A4
#define ON_A1 PIN_A5
#define LED_RED PIN_B0
#define LED_IR PIN_B1
#define RESERVED3 PIN_B2
#define RESERVED4 PIN_B3

#define LCD_DB4 PIN_B4
#define LCD_DB5 PIN_B5
#define LCD_DB6 PIN_B6
#define LCD_DB7 PIN_B7
#define LCD_RS PIN_C0
#define RESERVED5 PIN_C1
#define LCD_E PIN_C2
#define RESERVED6 PIN_C4
#define RESERVED7 PIN_C5
#define TX_OUT PIN_C6
#define RX_OUT PIN_C7

#define ON_OFF PIN_E3
```

```

#include <lcd1.c>
#include <stdio.h>

//variables a datos
float spo2;//

int16 muestreo_red[251];
int16 muestreo_ir[251];

//variables a funciones
int1 ledred = TRUE;
int1 time_off1 = FALSE;
int1 ledir = FALSE;
int1 time_dead_enable=FALSE;
int1 adc_red_enable=TRUE;
int1 adc_ir_enable=TRUE;
int16 bucle_muestreo=0;

int1 enable_principal=FALSE;

int1 enable_bu_main=FALSE;

char led_select='I';
int1 enable_led_on=FALSE;

volatile char data_send[300];
volatile char webpage[500];

unsigned int32 Time=0;

void sendData(char *comando ,unsigned int32 timeout);

char lectura;

#INT_TIMER0
void TIMER0_isr(void) {
    Time++;
}

#INT_TIMER2
void TIMER2_isr(void)
{
    if(bucle_muestreo>=250)
    {
        enable_bu_main=FALSE;
    }
    else
    {
        set_timer3(0);
        if(led_select=='I')
        {
            output_low(LED_RED);
            output_high(LED_IR);
            led_select='R';
            enable_led_on=TRUE;
            adc_red_enable=FALSE;
            adc_ir_enable=TRUE;
            output_low(ON_A0);
            output_high(ON_A1);
        }
        else if(led_select=='R')
        {
            output_high(LED_RED);
            output_low(LED_IR);
            led_select='N';
            enable_led_on=TRUE;
            adc_red_enable=TRUE;
            adc_ir_enable=FALSE;
            output_high(ON_A0);
            output_low(ON_A1);
        }
        else if(led_select=='N')
        {

```

```

        led_select='I';
        enable_led_on=FALSE;
        output_low(LED_RED);
        output_low(LED_IR);
        adc_red_enable=FALSE;
        adc_ir_enable=FALSE;
        bucle_muestreo++;
    }
}
}

void main()
{
    set_tris_a(0b000011);
    set_tris_b(0b00000000);
    set_tris_c(0b10000000);
    set_tris_e(0b1000);
    output_a(0b111111);
    output_b(0b11111111);
    output_c(0b11111111);
    lcd_init();
    lcd_gotoxy(1,1);
    printf(lcd_putc,"UCH OXIMETRO2017");
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc,"INICIALIZANDO...");
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2|ADC_TAD_MUL_16);
    set_analog_pins(AN0_TO_AN1,VSS_VDD);
    output_low(LED_RED);
    output_low(LED_IR);
    output_low(ON_A0);
    output_low(ON_A1);
    output_low(PIN_B2);
    output_low(PIN_B3);
    setup_timer_3(T3_INTERNAL | T3_DIV_BY_4);
    setup_timer_2(T2_DIV_BY_4,255,16);//256 us overflow, 2.0 ms interrupt
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_16|RTCC_8_bit); //1.0 ms overflow
    enable_interrupts(INT_TIMER0);
    enable_interrupts(GLOBAL);
    sprintf(data_send,"AT+RST\r\n");sendData(data_send,2000);
    sprintf(data_send,"AT+CWMODE=1\r\n");sendData(data_send,1000);
    sprintf(data_send,"AT+CWDHCP=1,1\r\n");sendData(data_send,4000);
    sprintf(data_send,"AT+CWJAP=\"RouterPulsoximetro\", \"UCHJAIME2017\"\r\n");sendData(data_send,8000);
    sprintf(data_send,"AT+CIPMODE=0\r\n");sendData(data_send,1000);
    sprintf(data_send,"AT+CIPMUX=1\r\n");sendData(data_send,1000);
    sprintf(data_send,"AT+CIPSERVER=1,80\r\n");sendData(data_send,1000);
    sprintf(data_send,"AT+CIFSR\r\n");sendData(data_send,5000);
    while(TRUE)
    {
        if(input(ON_OFF)==0)
        {
            if(enable_principal==TRUE)
            {
                enable_principal=FALSE;
            }
            else
            {
                enable_principal=TRUE;
            }
        }
        while(input(ON_OFF)==0);
    }
    if(enable_principal==TRUE)
    {
        lcd_gotoxy(1,1);
        printf(lcd_putc,"UCH OXIMETRO2017");
        ledred = TRUE;
        time_off1 = FALSE;
        ledir = FALSE;
        time_dead_enable=FALSE;
        adc_red_enable=FALSE;
        adc_ir_enable=FALSE;
        bucle_muestreo=0;
        enable_bu_main=TRUE;
        led_select='I';
        enable_interrupts(INT_TIMER2);
    }
}

```

```

set_timer2(0);
set_timer3(0);
while(input(ON_OFF)==1 && enable_bu_main==TRUE)
{
if(enable_led_on==TRUE)
{
if(get_timer3())>360
{
if(adc_red_enable==TRUE)
{
set_adc_channel(1);
muestreo_red[bucle_muestreo]=read_adc();
output_low(ON_A0);
output_low(ON_A1);
adc_red_enable=FALSE;
}
else if(adc_ir_enable==TRUE)
{
set_adc_channel(1);
muestreo_ir[bucle_muestreo]=read_adc();
output_low(ON_A0);
output_low(ON_A1);
adc_ir_enable=FALSE;
}
enable_led_on=FALSE;
}
}
}
output_low(LED_RED);
output_low(LED_IR);
disable_interrups(INT_TIMER2);
lcd_gotoxy(1,1);
printf(lcd_putc,"FREQU.& MUESTREO");
for(int16 i=0;i<250;i++)
{
for(int16 j=0;j<250;j++)
{
if(input(ON_OFF)==0)
{
i=250;
j=250;
break;
}
if(muestreo_red[j] > muestreo_red[j+1])
{
int16 salida = muestreo_red[j];
muestreo_red[j] = muestreo_red[j+1];
muestreo_red[j+1] = salida;
}
if(muestreo_ir[j] > muestreo_ir[j+1])
{
int16 salida2 = muestreo_ir[j];
muestreo_ir[j] = muestreo_ir[j+1];
muestreo_ir[j+1] = salida2;
}
}
}
int16 muestreo_red_min=muestreo_red[0];
int16 muestreo_red_max=muestreo_red[249];
int16 muestreo_ir_min=muestreo_ir[0];
int16 muestreo_ir_max=muestreo_ir[249];
int16 vpp_red = muestreo_red_max-muestreo_red_min;
float vrms_red = 0.5 * ((vpp_red*1.00000000000000000000)/1.4142135623730950488016887242097);
int16 vpp_ir = muestreo_ir_max-muestreo_ir_min;
float vrms_ir = 0.5 * ((vpp_ir*1.00000000000000000000)/1.4142135623730950488016887242097);
float rela = vrms_red/vrms_ir;
if(rela<=0.4)
{
}
else
{
if(rela>0.4 && rela<=0.6)
{
rela=100.0-(((rela-0.4)*3.0)/0.2);
}
}
}

```



```
{
  while(rcv_buffer_bytes(>0)
  {
    lectura = fgetc();
  }
}
```