

# PROYECTO DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA DE TELEMEDICINA PARA EL MONITOREO DE BIOSEÑALES



## PRODUCTO P04 UNIDAD MODULAR DE OXIMETRÍA

### Actividades

- A04 – 1: Diseño y estructuración de las diferentes etapas que componen el circuito de Saturación de Oxígeno.
- A04 – 2: Selección del sensor y de los circuitos electrónicos a utilizar para la obtención de la Bioseñal.
- A04 – 3: Montaje de los circuitos electrónicos en protoboard para obtener el valor y la gráfica de saturación de oxígeno.
- A0 – 4: Implementación y medidas de comprobación del circuito de Oximetría.

## OBJETIVOS

- Analizar el funcionamiento fisiológico del cuerpo humano para adquirir la señal de oximetría.
- Obtener la señal de Oximetría mediante el paso de luz roja e infrarroja en la base arteriolar del dedo índice.
- Diseñar un circuito electrónico que capture la señal proveniente del Sensor de oximetría para su posterior tratamiento y digitalización.

## INTRODUCCIÓN



Figura No. 1 Oxímetro

El oxígeno es un elemento fundamental para la mayoría de los seres vivos. Es transportado desde los pulmones hasta los tejidos en dos formas. En su mayor parte (98%) unido a la molécula de hemoglobina y el resto como gas libre disuelto en la sangre. En ambas circunstancias es posible medir el grado de oxigenación.

En los últimos años, la oximetría de pulso ha tomado importancia como método indirecto para evaluar la oxigenación sanguínea (porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina). La hipoxemia e incluso la hiperoxemia pueden evaluarse indirectamente por la medición de la  $SpO_2$  mediante el oxímetro de pulso.

La oximetría es un término general, relativo a varias tecnologías capaces de medir la saturación de oxihemoglobina. Estos incluyen diodos emisores de luz, tecnología de microprocesador, pletismografía y espectrofotometría. La tecnología básica está descrita en la Ley de Beer-Lambert la cual establece que la concentración de un soluto desconocido, en un solvente, puede ser determinada por la absorción de la luz. Los solutos importantes en este caso son la hemoglobina reducida y la oxihemoglobina, con sus respectivos coeficientes de absorción.

Se utilizan haces luminosos que se aplican sobre un área del cuerpo que es lo suficientemente delgada para permitir que la luz atraviese un lecho capilar y sea captada por un fotodetector. Los sitios recomendados incluyen: el lóbulo de la oreja, dedos de manos y pies en adultos, la palma de la mano en infantes y el arco del pie en recién nacidos.

El septum nasal puede ser usado en estados de bajo flujo. Las longitudes de onda oscilan entre 660 y 940 nm porque corresponden a las características absorptivas de las dos hemoglobinas. Un microprocesador programado capta la saturación de oxígeno por comparación de las absorbancias de la línea de base y el pico de un pulso transmitido en las ondas de 660 y 940 nm.



El incremento en la saturación de oxígeno de la hemoglobina aumenta su absorción de luz. El uso de la oximetría tiene varias ventajas:

1. Es un método cómodo, no invasivo, de fácil aplicación e interpretación; además, los pulsioxímetros actuales son instrumentos fáciles de transportar.
2. Su exactitud se basa en que ofrece una estimación continua excelente de la  $SpO_2$ , en función del tiempo real.
3. Es bastante sensible para detectar episodios de desaturación que fueron inadvertidos en el examen clínico.
4. Los resultados se obtienen rápidamente y de forma confiable.
5. Es un método que afianza el diagnóstico de los pacientes con dificultad respiratoria que asisten a salas de emergencia.
6. Es útil para el monitoreo de pacientes que se encuentren bajo los efectos de la anestesia general.

El pulsioxímetro está basado en dos principios: que la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina difieren en sus absorciones de la luz roja e infrarroja y que el volumen de la tensión arterial en el tejido (y por lo tanto, absorción de la luz por la sangre) cambia durante el pulso. Un pulsioxímetro (Figura No. 1) determina el  $SpO_2$  mediante el paso de luz roja e infrarroja en una base arteriolar midiendo los cambios en la absorción de luz durante un ciclo pulsátil. Los diodos de emisión de luz roja e infrarroja de bajo voltaje (LED's) del pulsioxímetro sirven como fuentes de luz; se utiliza un fotodiodo como detector de luz.

Ya que la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina difieren en la absorción de la luz, la cantidad de luz roja e infrarroja absorbida por la sangre está relacionada con la saturación de oxígeno de hemoglobina. Para identificar la saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial, el equipo utiliza la pulsación normal del flujo arterial. Durante la sístole, un nuevo pulso de la sangre arterial introduce la base vascular y el volumen de sangre y la absorción de luz incrementan. Durante la diástole, el volumen de sangre y la absorción de luz alcanzan su punto más bajo. El monitor basa su medición de  $SpO_2$  en la diferencia entre la absorción máxima y mínima. Haciendo esto, se concentra en la absorción de luz de la sangre arterial pulsátil, eliminando el efecto de absorbedores y no pulsátiles como los tejidos, huesos y sangre venosa.

## FOTOPLETISMOGRAFÍA

La Fotopletismografía es una técnica utilizada en diversas aplicaciones de uso médico, en este caso para la detección de la variación del volumen de la sangre en una arteria en forma indirecta mediante la medición de la absorción de luz, tal como se observa la Figura No. 2.

La señal fotopletismográfica se puede obtener mediante diversas configuraciones, a saber:

- Por transmisión: se coloca el tejido a ser evaluado entre el emisor y el receptor.
- Por reflexión: se coloca el emisor y el receptor en el mismo plano paralelo al tejido a evaluar.
- Por reflexión a 90°: el emisor y receptor se colocan en planos a 90 grados.

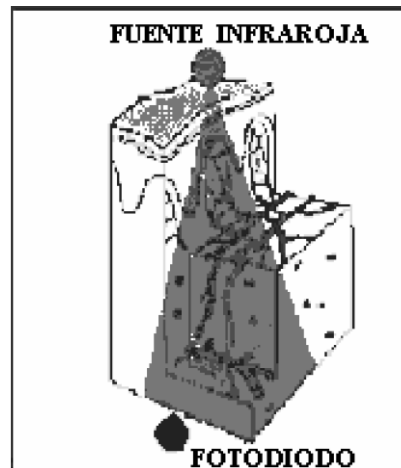


Figura No. 2 Esquema de absorción de luz

La fuente de luz empleada es cercana al infrarrojo (entre 800 y 940nm.aprox.), para minimizar la interferencia producida por otras fuentes de luz.

La fotopleletismografía ha sido aplicada por la práctica médica y quirúrgica desde 1937, para contar la frecuencia cardíaca, evaluar la presión arterial periférica, la saturación de oxígeno y la micro circulación periférica después de un injerto de piel, ingestión de fármacos, quemaduras, o revascularización.

### CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS DE LA PIEL Y EL TEJIDO

La piel esta compuesta por el estrato corneo, epidermis (células con melanina), dermis (vasos capilares), tejidos, músculos y huesos. Los cromóforos (la melanina es el principal cromóforo) presentes en la piel y la dispersión de la radiación que ocurre en cada una de sus capas determina la profundidad hasta la cual podrá penetrar la radiación óptica (Figura No. 3).

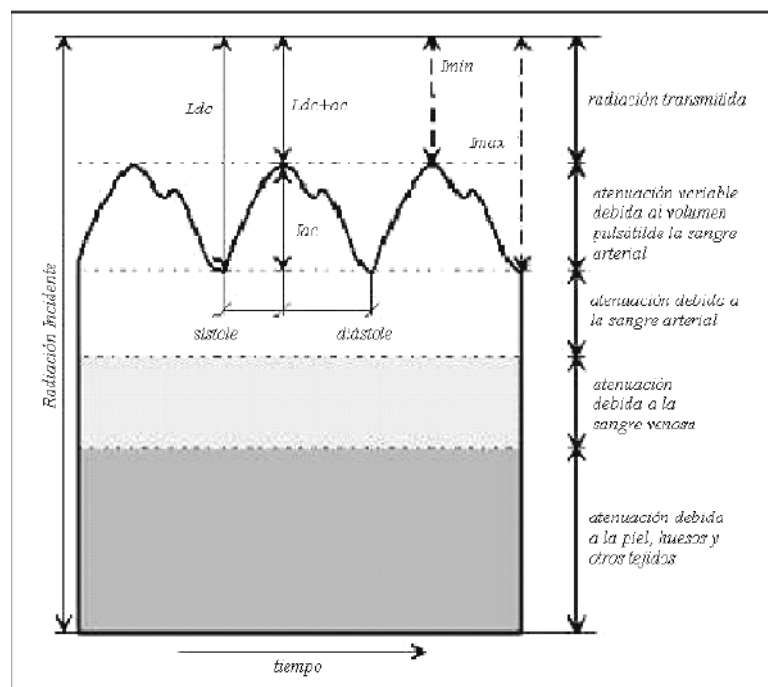


Figura No. 3 Absorción de la luz en el dedo

Una ventana óptica existente entre 600 y 1300 nm, ofrece la posibilidad de llegar hasta tejidos y órganos situados a profundidades mayores esto permite percibir la atenuación debido a la sangre.

### PULSO ARTERIAL

El estudio del pulso arterial comienza con los albores de la medicina clínica, y se basaba como hasta ahora no solo en la determinación de la frecuencia cardíaca, entre 60 y 90 pulsaciones por minuto (ppm) para un adulto, sino también, y sobretodo, en el análisis de la forma de onda de dicho pulso (Figura No.3), ya que puede ser usado para:

- Diagnostico y reconocimiento temprano de arteriosclerosis, enfermedades vasculares crónicas agudas, y disturbios circulatorios funcionales
- Chequeo post operatorio luego de operaciones quirúrgicas vasculares
- Determinación del impacto farmacéutico en el sistema vascular.

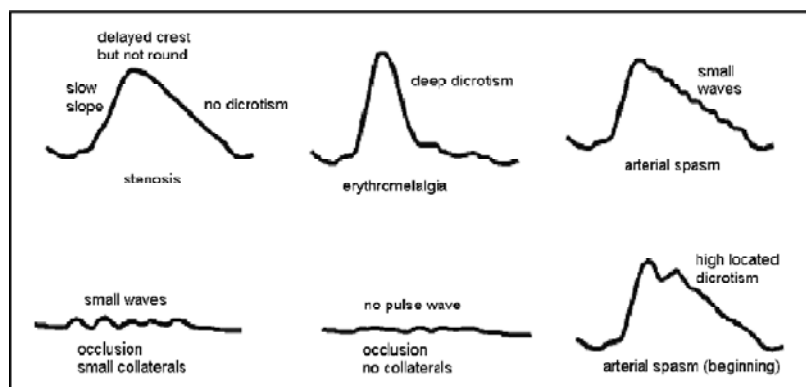


Figura No. 4 Algunas alteraciones del aparato cardiovascular y sus formas de onda de pulso arterial

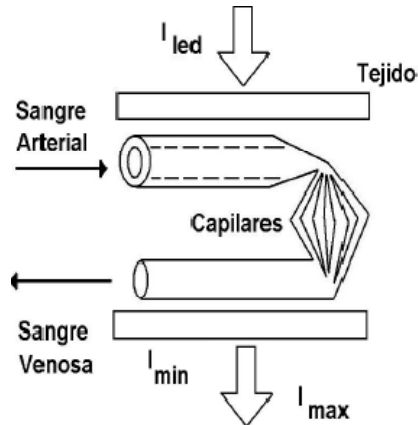
### INTERPRETACIÓN CLÍNICA

El punto crítico que debe dar la señal de alarma es el de saturaciones inferiores al 95% (inferiores al 90 ó 92% cuando existe patología pulmonar crónica previa) estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato.

Actuación según % de Saturación	
% Saturación	Actuación
> 95 %	No actuación inmediata.
95-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
< 90 %	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
< 80 %	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con < 92%: Remitir al hospital aunque presenten mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

## DIAGRAMA A BLOQUES PARA LA OBTENCIÓN DE LA SATURACIÓN DE OXIGENO

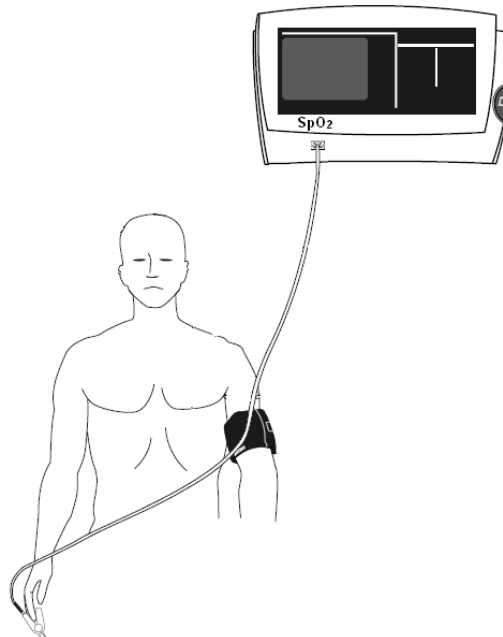
Se establece el diseño de los circuitos que constituyen el oxímetro de pulso tomando como base que a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR (hemoglobina reducida o desoxigenada) que por la HbO<sub>2</sub> (hemoglobina oxigenada), y a una longitud de onda de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO<sub>2</sub> que por la HbR.



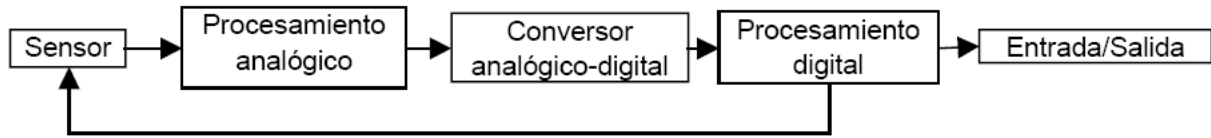
**Figura No. 5 Modelo de la situación del punto de prueba para la medición de la SpO<sub>2</sub> (saturación de oxígeno arterial).**

Estas dos luces de diferente longitud de onda (roja e infrarroja) se hacen pasar a través del árbol arterial y el porcentaje de HbO<sub>2</sub> y HbR son determinados por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta un fotodetector, entonces; la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria conforme lo establece la ley de Beer-Lambert (Figura No. 5).

En la Figura No. 6 se muestra la forma de medir la saturación de Oxígeno para el diseño del oxímetro de pulso y en la Figura No. 7 el Diagrama de bloques.



**Figura No. 6 Forma de medición para obtener la señal de Oximetría**

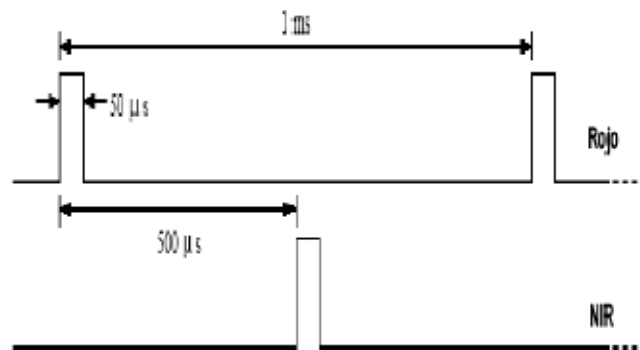


**Figura No. 7 Diagrama a bloques de la Medición de Oximetría**

Para poder llevar a cabo las pruebas ya sea en el dedo de la mano como en lóbulo de la oreja de forma no invasiva se necesitan LEDs y fotodetectores miniatura. Los detectores deben ser de alta sensibilidad ya que deben ser capaces de registrar la débil emisión que logra atravesar por los tejidos.

Este problema puede solucionarse con LEDs de propósito especial que han sido fabricados con un sistema interno de lentes que permiten una alta intensidad lumínica de salida, adicionalmente han sido diseñados para operarse en esquemas de pulsos de corriente donde es posible manejar una potencia promedio elevada. Si se aplican pulsos en ambas fuentes de luz, se puede emplear un único fotodetector.

Dado que la frecuencia de 1 KHz es suficientemente mayor a la frecuencia del pulso arterial, se elige ésta, así como anchos de pulso de 50  $\mu$ s (Figura No. 8).



**Figura No. 8 Señales de temporización para la excitación de los LEDs.**

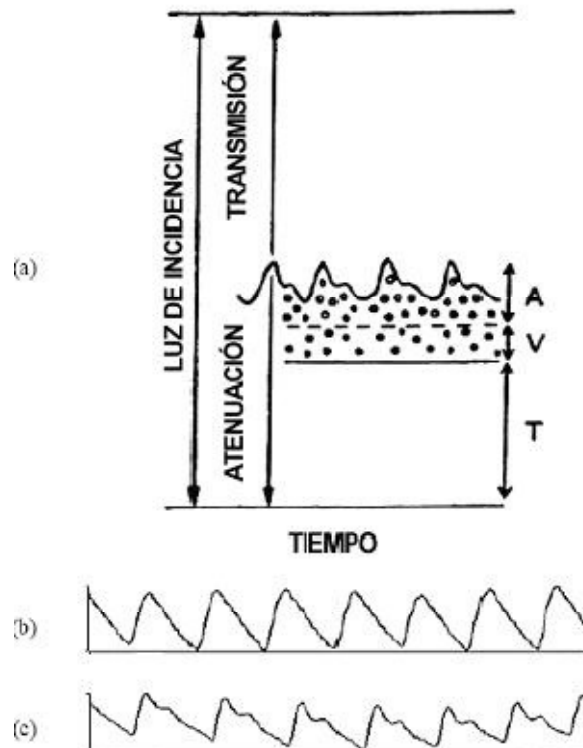
En este modo de operación se pueden obtener salidas de alta intensidad luminosa empleando corrientes de hasta 1 A debido al ciclo de trabajo reducido.

La luz transmitida que es detectada es posteriormente amplificada y convertida a voltaje empleando circuitos operacionales configurados como convertidor de corriente a voltaje.

En este punto en el circuito, la señal es alimentada hacia dos secciones idénticas, correspondientes a cada una de las longitudes de onda. Debido a que la información se manifiesta en forma de pulso, se requiere un circuito sample and hold (muestreo y sostenimiento) para reconstruir las formas de onda en cada una de las longitudes.

Así mismo, los circuitos de temporización que controlan los circuitos de excitación de ambos LEDs pueden ser usados en la sección de circuitos sample and hold. La salida de estos circuitos son posteriormente conducidos a una sección de filtrado pasabanda. Destinado para eliminar principalmente la componente de D.C. así como ruido de alta frecuencia.

Las señales resultantes representan por tanto la información cardiaca sincrónica en las formas de onda que es posteriormente amplificada y convertida a formato digital para un posterior análisis en el microprocesador (Figura No. 9).



**Figura No. 9 a) Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la (A) sangre arterial, (V) sangre venosa y (T) tejidos. b) y c) muestran las señales pulsátiles típicas detectadas.**

La salida de cada circuito sample and hold es luego dirigida hacia circuitos de filtrado pasa bajos. Esta es la primer etapa de del circuito de control automático de ganancia (AGC), el cual ajusta la intensidad de la luz del LED correspondiente de tal forma que el nivel de D.C. permanece en el mismo valor (2V) sin considerar el grosor o las características de la piel del dedo del paciente.

Existen dos razones importantes por las cuales se ha decidido el empleo del circuito AGC: primero, que la amplitud de la señal A. C. (la cual puede variar entre el 0.1% y el 2% del total de la señal) se encuentra dentro de un rango predefinido y esto hace que el amplificador que sigue posterior al filtro pasa banda sea fácil de diseñar.

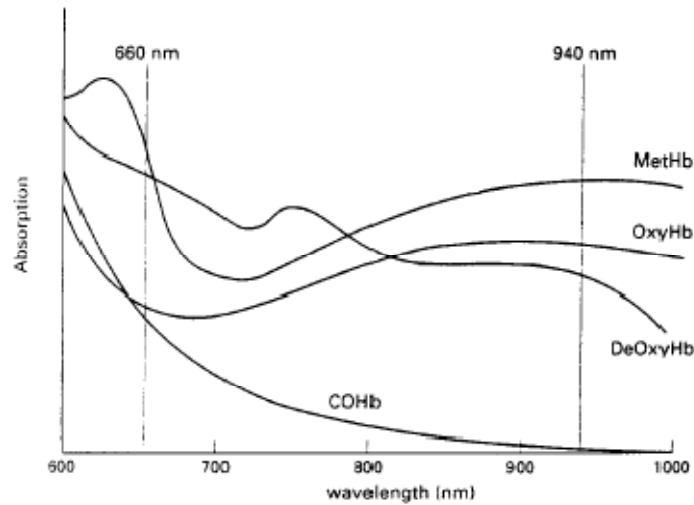
Segundo, la componente D. C. de la luz transmitida tanto roja como infrarroja, pueden establecerse al mismo valor en cada caso (2V). Por lo tanto puede emplearse una tabla almacenada en memoria y ser accesada por el microprocesador convenientemente.

## SENSOR

Los sistemas comerciales usan como emisores diodos electro-luminiscentes (LED) en el rojo (630-660 nm) e infrarrojo (800-940 nm) para así obtener un mayor contraste entre la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida (Figura No. 10).

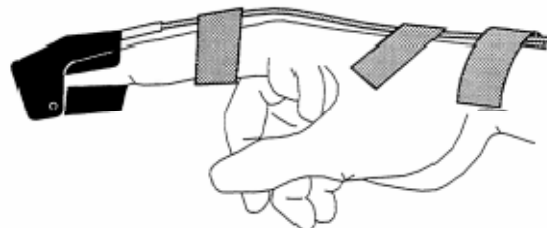
El sensor (dedal o una pequeña pinza), que sin molestia alguna se coloca en uno de los dedos de las manos o pies o en el lóbulo de la oreja. Este aditamento tiene un emisor y un captor de la luz infrarroja (Figura No. 11) la cual es absorbida por la oxihemoglobina de los glóbulos rojos.





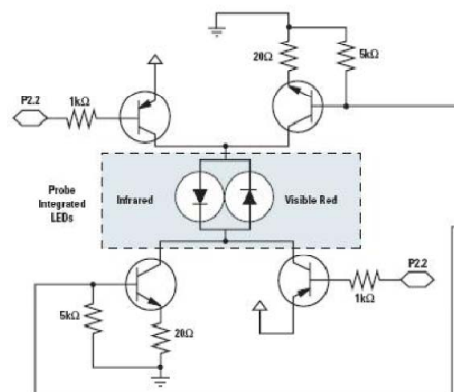
**Figura No. 10 Espectro de absorción de las principales variedades**

De esta forma determina el porcentaje de combinación del oxígeno (O<sub>2</sub>) con la hemoglobina (Hb) de la sangre, es decir, la saturación de la Hemoglobina (SaO<sub>2</sub>).



**Figura No. 11 Sensor Emisor-Captador de la luz**

El circuito se inicia en la adquisición de la señal a través del sensor óptico, el cual va colocado en el dedo índice del paciente. El sensor óptico (Figura No. 12) emite dos tipos de luz de longitud de onda diferente: Una infrarroja ( $\lambda = 960\text{nm}$ , invisible) y otra roja ( $\lambda = 660\text{nm}$ , visible), ambas atraviesan el tejido en el pulpejo del dedo y son recibidas por un único fotorreceptor.



**Figura No. 12 Circuito del Sensor Utilizado y sensor utilizado**

Las medidas del LED rojo son de la hemoglobina desoxigenada. Las medidas del LED infrarrojas son de la hemoglobina oxigenada.

## PROCESAMIENTO ANALÓGICO

Esta señal recibida se aplica a un amplificador de instrumentación de alto CMRR, (Circuito integrado INA128, Figura No. 13) específico para aplicaciones en electromedicina, el cual nos amplifica la señal de niveles extremadamente bajos a niveles de amplificación de alrededor 2.5Vpp, sin mayor distorsión.

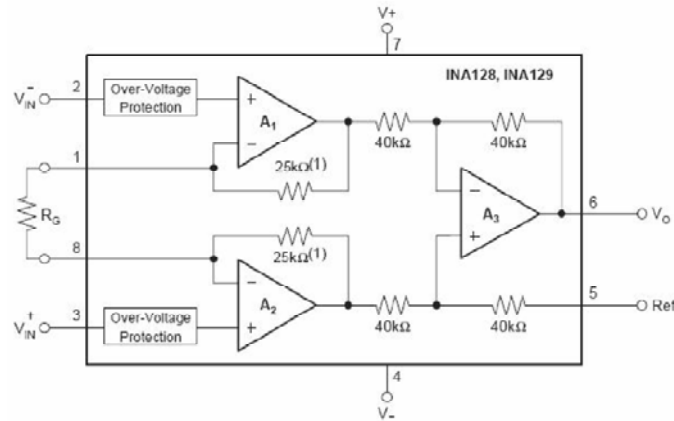


Figura No. 13 Amplificador de instrumentación utilizado

### Circuito Sample and Hold

Este circuito emplea un FET como interruptor el cual pasa la señal durante el periodo de muestreo (sample) y lo desconecta en el periodo de sostenimiento (hold). Cualquier señal presente en el momento en el que el FET está apagado es sostenida en el capacitor C (Figura No. 14)

El valor de C debe ser lo suficientemente grande para minimizar la caída de voltaje durante el periodo de sostenimiento. Así mismo, debe considerarse que la resistencia del FET cuando está encendido (de algunas decenas de ohms típicamente) forma un filtro pasa bajos en combinación con C y por lo tanto, C debe ser suficientemente pequeño para poder seguir con suficiente precisión el paso de señales de alta velocidad.

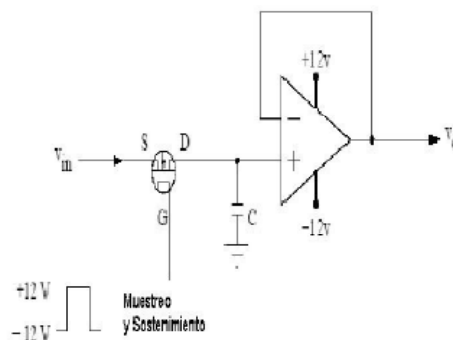


Figura No. 14 Circuito Sample and Hold

### Control Automático de Ganancia

La misma salida es también llevada a un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, que extrae el valor del D. C. de la señal transmitida. Existen diferentes formas de implementar la función AGC.

Una de las formas más simple es alimentar la señal de D. C. a un amplificador diferencial cuya otra entrada es un voltaje de referencia (un diodo zener por ejemplo). Las diferencias de estos dos voltajes es usado posteriormente para generar el voltaje  $V_{in}$  en la Figura No. 14.

### Circuitos de filtrado

Posteriormente esta señal es sometida a filtraje, para evitar el ingreso de ruidos e interferencias. El primer filtro está constituido por un filtro activo diseñado para eliminar las frecuencias menores de 30Hz y el segundo filtro diseñado para eliminar frecuencias mayores a 150Hz (Figura No. 14).

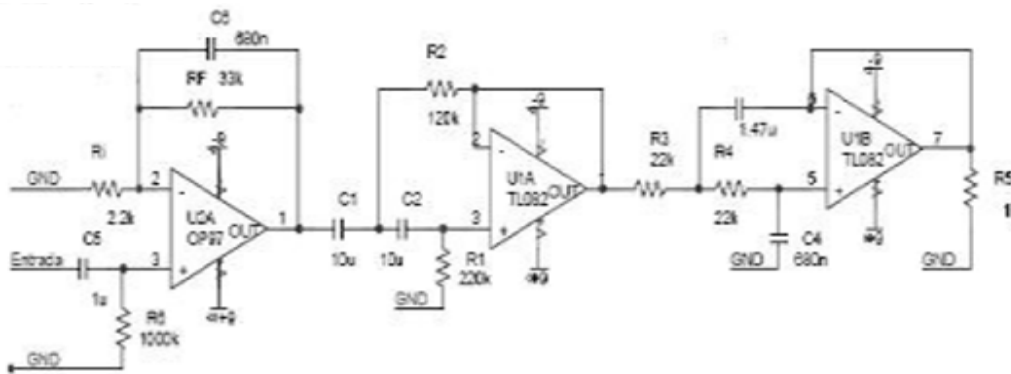


Figura No. 15 Filtrado Activo de 30Hz a 150Hz

Una vez amplificada y filtrada la señal muestra obtenida en todo el proceso es una correspondiente a la onda diente de sierra. Esta señal es aplicada al microcontrolador (PIC16F877) el cual mediante su conversor A/D convertirá la señal analógica en digital y se procesará internamente mediante un algoritmo de programación para evaluar y enviar los resultados de la saturación de oxígeno al Computador Personal.

### FOTOS DEL MODULO DE OXIMETRIA

En las Figura No. 16 y 17 encuentra en circuito implementado del módulo de Oximetría, correspondiente al diagrama de bloques descrito anteriormente:

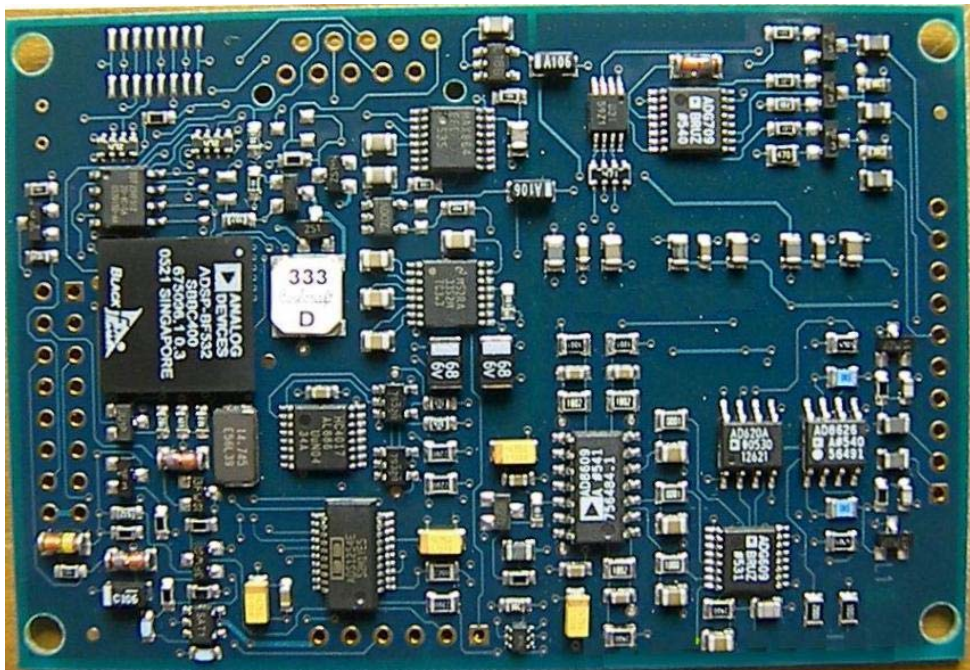
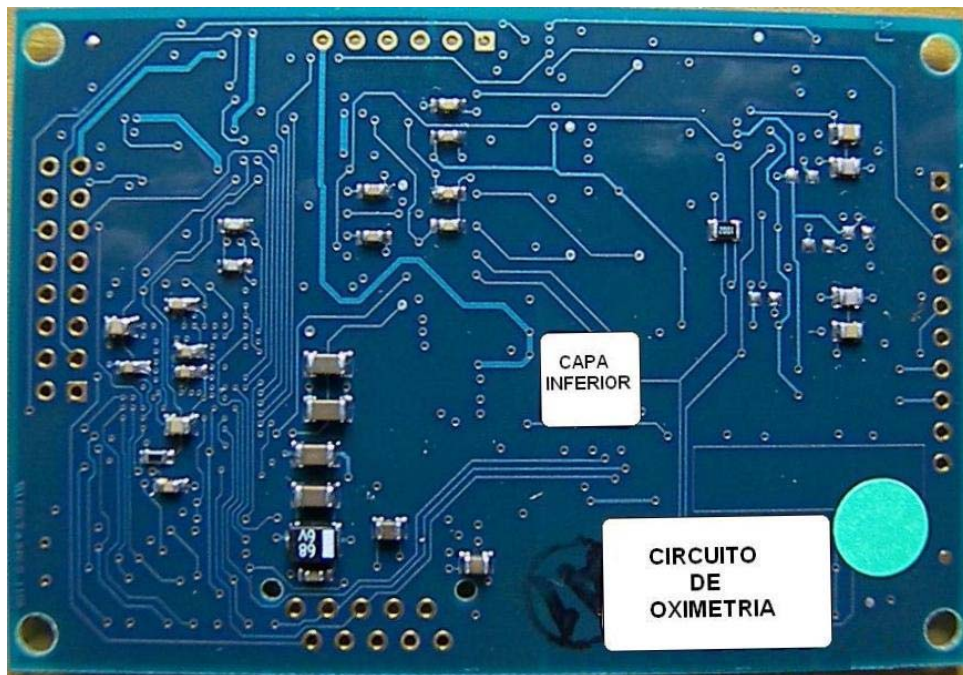


Figura No. 16 Circuito de Oximetría



**Figura No. 17 Circuito de Oximetría**

Para el desarrollo de este módulo se utilizó un sensor de dedo, como se muestra en la Figura No. 18:



**Figura No. 18 Sensor de dedo**

En la Figura No. 19 se muestra la señal obtenida con el circuito de oximetría:

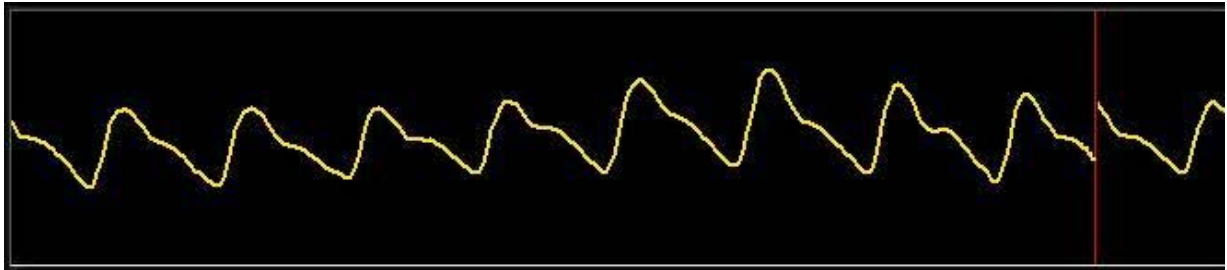


Figura No. 19 Señal del Circuito de Oximetría

## CONCLUSIONES

- Si la sonda del pulsioxímetro se coloca incorrectamente sobre el dedo, se puede obtener lecturas erróneas en concentraciones de  $SpO_2$  bajas.
- El excesivo movimiento del artefacto puede conducir a lecturas erróneas del pulsioxímetro. Según investigaciones, se han observado errores de hasta el 20% en los estudios simulados del artefacto bajo movimiento.
- La señal es fiel, gracias al Rechazo en Modo común del amplificador de instrumentación que se utilizó para amplificar la señal, alrededor de los 100 dB (a 60 Hz), con ganancias variables. De igual manera todos los dispositivos electrónicos que se adquirieron son de alto performace, garantizando la fiabilidad de la señal obtenida.
- La conversión análoga – digital de 10 bis, realizado por el microcontrolador para su posterior envío al Computador Personal.

**DIANA CAROLINA GODOY**  
Emprendedor