

PROYECTO
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES
BASADO EN UN COMPUTADOR PORTÁTIL

PRODUCTO INTERMEDIO P09
MÓDULO DE SATURACIÓN DE OXÍGENO

ACTIVIDADES:

A09-1: Pruebas del módulo de SpO₂.

A09-2: Acompañamiento en las pruebas del módulo.

INFORME MODULO DE SATURACIÓN DE OXÍGENO

INTRODUCCIÓN

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

La pulsioximetría constituye una de las herramientas fundamentales en la monitorización no invasiva de los pacientes hospitalizados y, en especial, en pacientes en situación crítica, tanto de tipo médico como quirúrgico. La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno transcutánea ($SattcO_2$) de la sangre arterial y ésta permite estimar de forma continua la saturación arterial de O_2 ($SatO_2$).

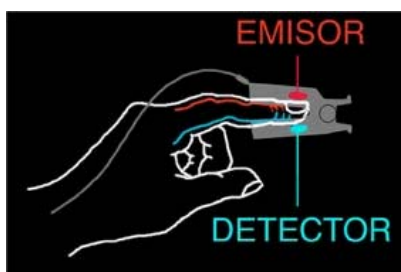
La oximetría se fundamenta en la espectrofotometría basada en la ley de Beer-Lambert. Según su capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda, se puede clasificar la hemoglobina (Hb) en 4 tipos: HbO_2 (Hb oxigenada u $oxiHb$), Hb (Hb desoxigenada), COHb (carboxiHb) y MetHb (metahemoglobina). La pulsioximetría es la oximetría realizada in vivo a partir de las variaciones de flujo arterial en relación con la actividad pulsátil de la circulación sanguínea, y mide la $SattcO_2$ mediante dos díodos (LED), que emiten un haz de luz de dos longitudes de onda diferente, lo que permite diferenciar la HbO_2 de la Hb en un vaso arterial.

La SpO_2 es la fracción porcentual de todas las moléculas de hemoglobina (Hb) que transportan oxígeno en la sangre arterial. Existen dos tipos de Hb en la sangre humana, la Oxihemoglobina, la que transporta fundamentalmente el O_2 hasta los tejidos (HbO_2), y la deoxihemoglobina o Hb reducida (HHb), es decir, aquella que no está saturada en su totalidad, encontrándose fundamentalmente en la sangre venosa. La HHb se transforma en HbO_2 en los pulmones al saturarse por completo de Oxígeno.

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

Fundamentos técnicos de la medida de la SpO_2

- La forma de medir la SpO_2 mediante la pulsioximetría está basada en los principios que rigen la absorción de la luz por la sangre arterial de un vaso pulsátil, de manera que cuando la Hb no está oxigenada, esta absorbe más luz roja (600 a 750 nm), y cuando lo está, la absorberá en la región infrarroja (850 a 1000nm).
- La medida de la SpO_2 se lleva a cabo ópticamente mediante un haz de luz que es enviado desde una fuente de luz infrarroja, y es recogida por un detector fotosensible, colocado habitualmente en el dedo de la mano, como se observa en la siguiente figura:

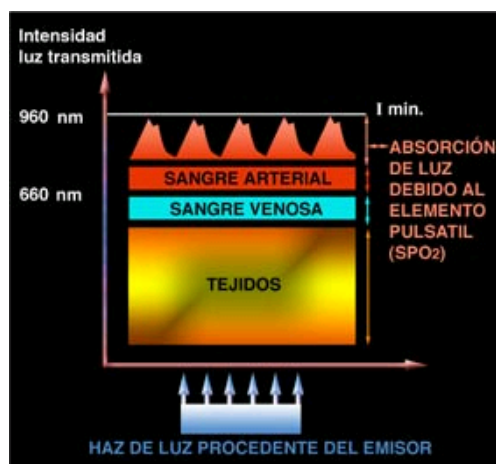


Sin embargo, existían dos problemas técnicos que impedían una correcta estimación de la saturación arterial de la Hb cuando se medía a través de tejidos vivos:

- 1) Existen otras partes de los tejidos que también absorben la luz además de la Hb,
- 2) Los tejidos vivos contienen no solo sangre arterial sino también capilar y venosa, esta última transportando Hb reducida.

Millikan trató de soslayar estos inconvenientes haciendo dos medidas de la absorción de la luz en la oreja. Primero media la absorción de luz de la oreja "exanguinada de sangre arterial" por presión, obteniendo así un valor basal, a continuación la "arterializaba" calentándola, siendo la diferencia de absorción entre las dos fases la correspondiente a la sangre arterial. Este sistema tubo cierto éxito en los años 50s, para detectar la desaturación de O_2 intraoperatoria, pero debido a las dificultades técnicas que precisaba nunca fue introducida en la práctica clínica.

Estos problemas fueron resueltos en los años 70s por el ingeniero japonés Aoyagi quien descubrió que los componentes pulsátiles de la absorbancia del rojo e infrarrojo transmitidas a través de los tejidos correspondían solo a la saturación arterial de hemoglobina. Aoyagi utilizó dos longitudes de onda de la luz diferentes, una en el rojo, 660nm o I_{min} , y otra en el infrarrojo, 940nm o I_{max} , esta última que es el elemento fluctuante o pulsátil, es procesada por el algoritmo del pulsioxímetro como la señal a medir, y corresponde al 1-5% del total de la señal luminosa.



Por lo tanto, al aparato que detecta este cambio de luz de una señal pulsátil, es conocido desde entonces como pulsioxímetro y a la medición de la SpO_2 por este método como pulsioximetría, la SpO_2 (figura 3).

La SpO_2 es una forma para medir en tiempo real la oxigenación de un paciente mediante el pulsioxímetro y debería de utilizarse de forma obligatoria, en todas aquellas situaciones clínicas, no solo en el quirófano, en las que exista riesgo de que se desarrolle hipoxémia, es decir, cuando la $PaO_2 < 60$ mmHg ($SpO_2 < 90\%$).

Onda de pulso pletismográfica

Dado que la señal pulsátil es la base de la pulsioximetría, es imprescindible conocer las bases fisiológicas de la circulación periférica, las diferencias entre la onda de pulso por presión y la obtenida mediante pletismografía, para una mejor interpretación de la SpO_2 .

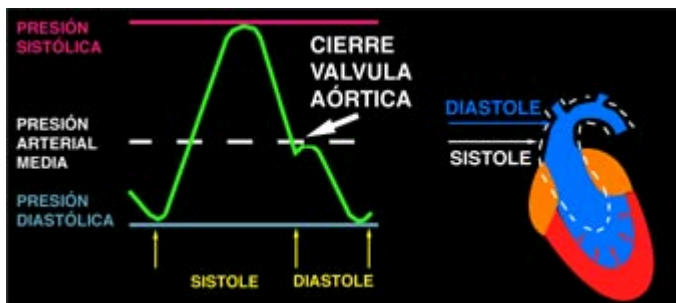
La onda de presión arterial

La onda de presión (figura 4) es el resultado del súbito golpe causado por la eyección de la sangre procedente del ventrículo sobre la pared de la aorta, y que se puede medir mediante un transductor de presión. La onda de presión arterial se transmite a través de la columna de sangre aórtica y de la pared arterial a una velocidad cercana a 4-6 m/seg, es decir, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad del flujo sanguíneo.

La onda de presión, por lo tanto, no tiene una relación directa con el flujo y en teoría podría formarse completamente si en lugar de un fluido hubiera, por ejemplo, aire.

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

La siguiente Figura muestra los componentes de la onda de presión:



Esta onda está formada por una línea ascendente que corresponde al pico de la presión sistólica, a continuación la onda inicia una línea descendente que se corta debido a la pequeña incisión causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisión dicrótica, marcando el final de la sístole ventricular. Durante la diástole la presión, y por lo tanto, la onda continúa disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede empujando la sangre hasta la periferia, este es el final de la diástole y de la onda.

La circulación arterial de los dedos de la mano

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

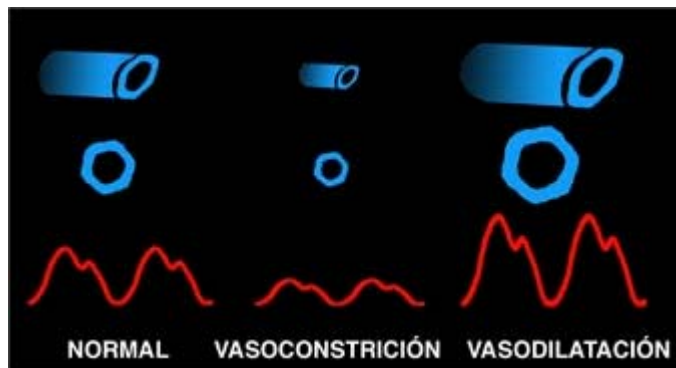
Determinación e interpretación de la onda pletismográfica

La onda pletismográfica es una imagen de la onda de intensidad de la luz absorbida, de tal forma que los cambios en la intensidad de la luz, o lo que es lo mismo los de la absorción, se registrarán como desviaciones hacia arriba o hacia abajo en el pletismograma.

Estos cambios se pueden cuantificar mediante lo que se denomina "el factor amplitud" y que se pueden expresar en forma de porcentaje:

$$\text{Factor amplitud} = \left(\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max}} \right) \times 100\%$$

Este factor va a reflejar los cambios en el volumen sanguíneo y es un indicador de la perfusión en el lugar donde se esté realizando la medición. Cuanto menor es el factor amplitud menor será el cambio que se ha producido en el volumen sanguíneo y viceversa. El primero de los casos indicará vasoconstricción y el segundo vasodilatación, como se muestra en la siguiente figura:



El pulsioxímetro por lo tanto es capaz de dar dos tipos diferentes de información, un dígito, que corresponde a la saturación de O₂ medido por pulsioximetría y una onda pletismográfica, que informa del volumen sanguíneo que contienen las arterias periféricas del lugar donde se esté realizando la medición.

La onda de pulso pletismográfica o pletismograma es un parámetro relevante desde el punto de vista del clínico, este parámetro indica:

- Los cambios en la circulación periférica.
- La amplitud en la onda está relacionado con los cambios en el volumen sanguíneo de los vasos en donde se está realizando la medición.
- La disminución de la amplitud de la onda indicará vasoconstricción, de forma que el clínico puede diagnosticar aquellas situaciones que cursen con esta respuesta fisiológica
- Un aumento en la amplitud indicará vasodilatación y se asociará a calor, aumento de temperatura corporal, hipercapnia, ausencia de dolor, etc.
- La onda pletismográfica indica la efectividad de las contracciones cardiacas, por ejemplo en presencia de distintas arritmias o en la reanimación de una parada cardiaca.

DIAGRAMA A BLOQUES DEL MÓDULO DE SATURACIÓN DE OXÍGENO

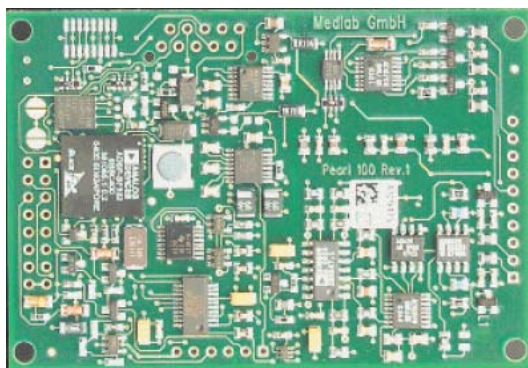
El módulo de Saturación de Oxígeno fue adquirido de la empresa MEDLAB de referencia PEARL100.

El PEARL100 es un circuito impreso electrónico, que se conecta a una sonda para medir la saturación de oxígeno de un paciente y de igual manera mide el pulso cardiaco. El sistema base consta de una conexión de fuente directa de 2.8 a 5.5 voltios, filtrado, y conexión serial asíncrona. La velocidad de la comunicación serial es de 4800 y 115200 baudios; la comunicación puede ser uni o bidireccional.

Especificaciones técnicas

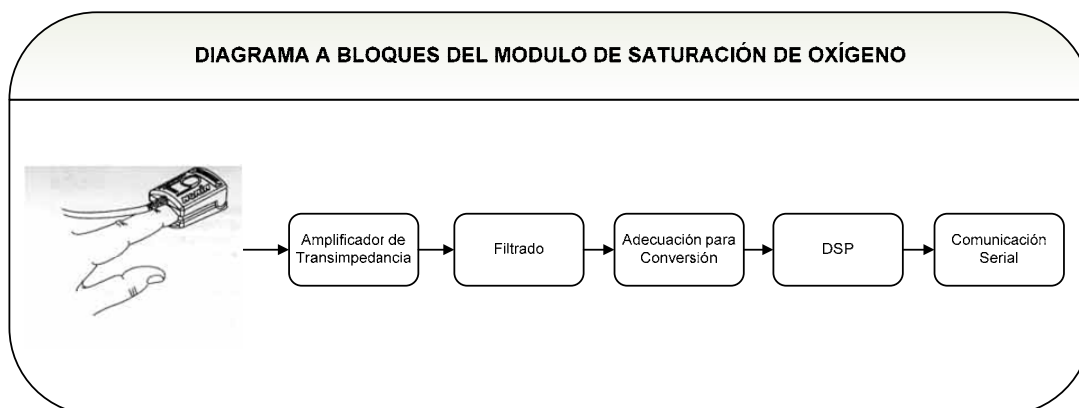
- Peso: 23 gramos.
- Voltaje de operación: 2.8 - 5.5 Volt DC, 33...60 mA dependiendo de la interface.
- Rango de Temperatura: -30°C a 90°C.
- Rango de medida: 30% a 100% de SpO₂

- Pulso cardiaco: 30 a 250 pulsaciones por minuto.
- Interface: Comunicación serial asíncrona TTL o niveles RS232

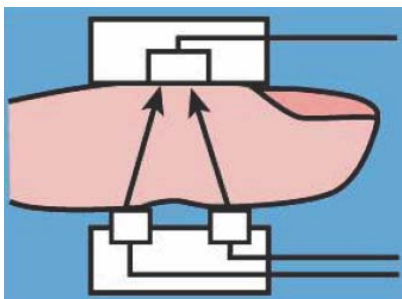


Módulo de Saturación de Oxígeno

Este circuito impreso presenta el siguiente diagrama a bloques:



El sensor es una punta de detección de oxígeno, se coloca al dedo del paciente, conectado con un sistema de adquisición de datos para el cálculo y la exhibición del nivel de la saturación del oxígeno, del ritmo cardíaco y del flujo de la sangre. Las fuentes de luz son diodos emisores de luz roja e infrarroja visible.



Sensor para pulsioximetría

La hemoglobina desoxigenada permite que la luz más infrarroja pase a través de ella y absorbe la luz roja; la hemoglobina altamente oxigenada permite que la luz más roja pase a través y absorbe la luz infrarroja. El oxímetro detecta y calcula la cantidad de luz en esas longitudes de onda proporcionales a la saturación del oxígeno (o a la desaturación) de la hemoglobina.

El principio de funcionamiento del sensor óptico está determinado porque la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda es dependiente de la saturación de oxihemoglobina. Entonces refiriéndose al sensor dactilar (finger sensor), emitiendo una luz a esta longitud de onda a través del dedo y recibiendo la cantidad de luz que no fue absorbida en un receptor diametralmente opuesto al emisor, se puede conocer la cantidad de luz absorbida por el dedo, que es mayoritariamente absorbida por la sangre.

Una vez llegado a este punto se presenta un problema, la sangre y por tanto la SpO_2 es pulsátil, por ende, al ser variable esta, no se puede determinar a priori si la variación de la medida es debido a una variación de la variable misma o debido a la pulsatilidad del flujo sanguíneo. Es por esta razón que estos sensores contienen en realidad dos emisores a dos longitudes de diferentes y un receptor como se puede observar en la figura anterior, de manera que a una de las longitudes de onda la absorción es muy dependiente de la SpO_2 , y a la otra longitud de onda la absorción teóricamente no varía con la SpO_2 pero si con la cantidad de sangre, es decir, varía con el pulso.

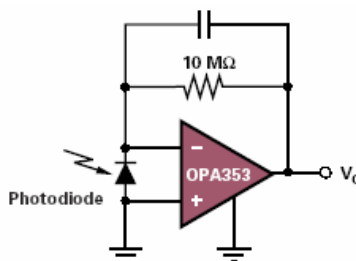
Como ya se comentó se emiten dos longitudes de onda diferentes, una en el entorno del rojo en el espectro visible que es generalmente de 660nm que es la que varía con la SpO_2 , y la otra en el rango del infrarrojo del espectro que es generalmente de 940nm. Estas longitudes de onda pueden tener alguna pequeña variación dependiendo del fabricante como se muestra en la siguiente tabla, pero son generalmente de este orden, el rojo está en el rango 630-660nm y el infrarrojo en el rango 800-940nm.

Sensor	Longitud de onda	Potencia
Red	662nm	1:8mW
Infrared	905nm	2.0 mW (Nellcor, Datex, CSI, BCI)
	940nm	1,5 mW (Ohmeda, Novametrix)

Características del sensor según el fabricante

Debido al uso de la luz en la medida de la absorción, para el diseño se necesita una conversión de "luz-a-voltaje" usando la corriente, como la señal de entrada. La configuración del amplificador para el fotodiodo es un amplificador clásico de transimpedancia retroalimentado con una resistencia y un capacitor como integrador. En cualquier configuración del amplificador, el voltaje de la salida que resulta es leído por un convertidor de analógico-digital y serializado para el microcontrolador MSP430 o TMS320™ DSP para procesar.

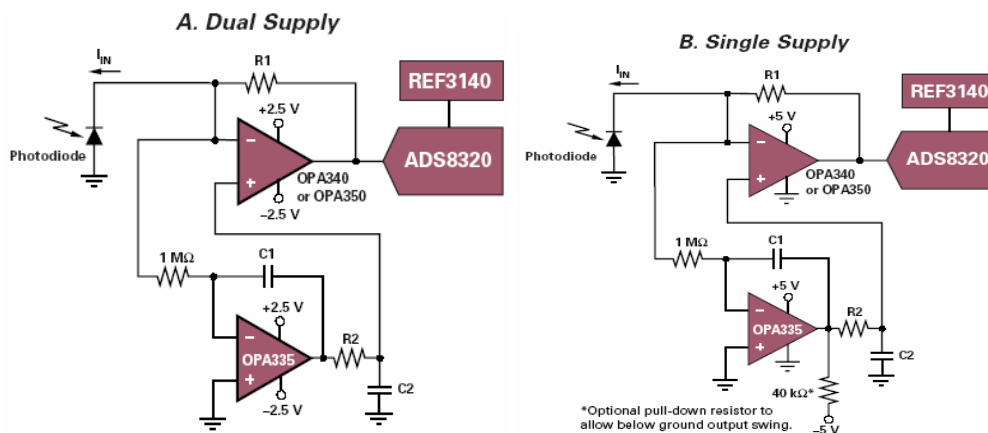
Usando el amplificador como inversor la luz del fotodiodo produce una pequeña corriente que fluye hacia el amplificador, como se muestra en la siguiente figura:



Circuito inversor

Dado que el valor de la resistencia de retroalimentación es muy grande, el circuito es muy sensible a los cambios en intensidad de luz. Por ejemplo, una señal de la luz de apenas $0,001 \mu\text{W}$ puede producir una salida muy alta.

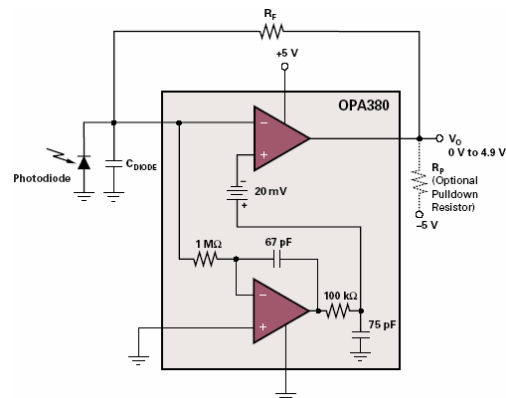
Dependiendo de los requisitos del diseño, puede ser muy útil lograr una oscilación de la salida negativa. Las configuraciones del amplificador de transimpedancia se observa en la siguiente Figura:



Configuración para la detección de SpO2

Una resistencia pull-down colocado a -5 V permitirá que una oscilación negativa y de esta manera reducir al máximo errores consiguiendo la salida muy cerca de cero voltios. Dependiendo de requisitos del diseño, puede ser muy útil alcanzar el oscilación de la salida abajo a o bajo tierra. Las configuraciones del amplificador de transimpedancia demostradas en la Figura anterior permiten la oscilación positiva en la figura A y muy cerca de tierra en la figura B. Un resistor pull-down atado a -5 V permitirá que el oscilación levemente bajo tierra reduzca al mínimo errores mientras que la salida consigue muy cerca de voltios cero.

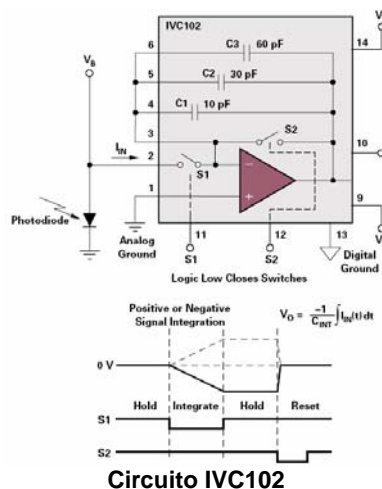
El circuito integrado OPA380 es una combinación monolítica de la alta velocidad.



Circuito Integrado OPA380

Tiene un ancho de banda 90MHz y trabaja como amplificador de transimpedancia a 1-MHz con la precisión extremadamente alta (25- μ V de offset y sensibilidad de 0.1- μ V/ $^{\circ}$ C).

Dependiendo de los requisitos del diseño, un circuito integrador de switcheo puede ser una solución muy eficaz. El circuito integrado IVC102, no sufre problemas de estabilidad de corriente encontrados comúnmente en el transimpedancia debido a la resistencia grande de retroalimentación. Usar un fotodiodo con dos circuitos integrados IVC102s eliminará la corriente y errores ligeros de ambiente, como los errores en modo-común. Además, el IVC102 permite muestreo sincronizado con un número entero múltiplo de la frecuencia de línea de AC, rechazamiento extremadamente el ruido. El aumento de la Transimpedancia se puede cambiar fácilmente agrandándola o acortándola integrando el tiempo con el switch S2, como se observa en la siguiente figura:



Circuito IVC102

Requerimientos para el amplificador de Transimpedancia

- Baja entrada de corriente sobre el rango de temperatura de interés
- Baja entrada capacitiva relativa a la capacitancia del fotodiodo
- Excelente ancho de banda
- Bajo voltaje de ruido
- Bajo voltaje de offset sobre temperatura para una máxima precisión



Proyecto de Investigación y Desarrollo Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil



Alexis Meneses Arévalo
alexismeneses@dalcame.com

Daissy Carola Toloza Cano
daissytoloza@dalcame.com

Sistema de alimentación sencilla

Diseños indirectos

Un condensador pequeño ($< 1\text{pF}$) en lazo cerrado (C_F) controla los picos causados por la capacitancia del diodo. El ruido (fluctuación del voltaje de salida) es causado por la retroalimentación de la resistencia, el amplificador y el ruido ambiental (60Hz). Para reducir al mínimo el ruido en el circuito, el diseñador debe elegir un amplificador de bajo ruido, seleccionando una resistencia grande de retroalimentación y protección de RadioFrecuencia a las entradas del amplificador, filtrando las frecuencias bajas.

Si la resistencia del fotodiodo es más grande que la resistencia de retroalimentación, el voltaje de offset no es significativo. Si se estabiliza el voltaje de offset se puede trabajar con el circuito integrado OPA335.

DAISSY CAROLA TOLOZA CANO
Director del Proyecto