

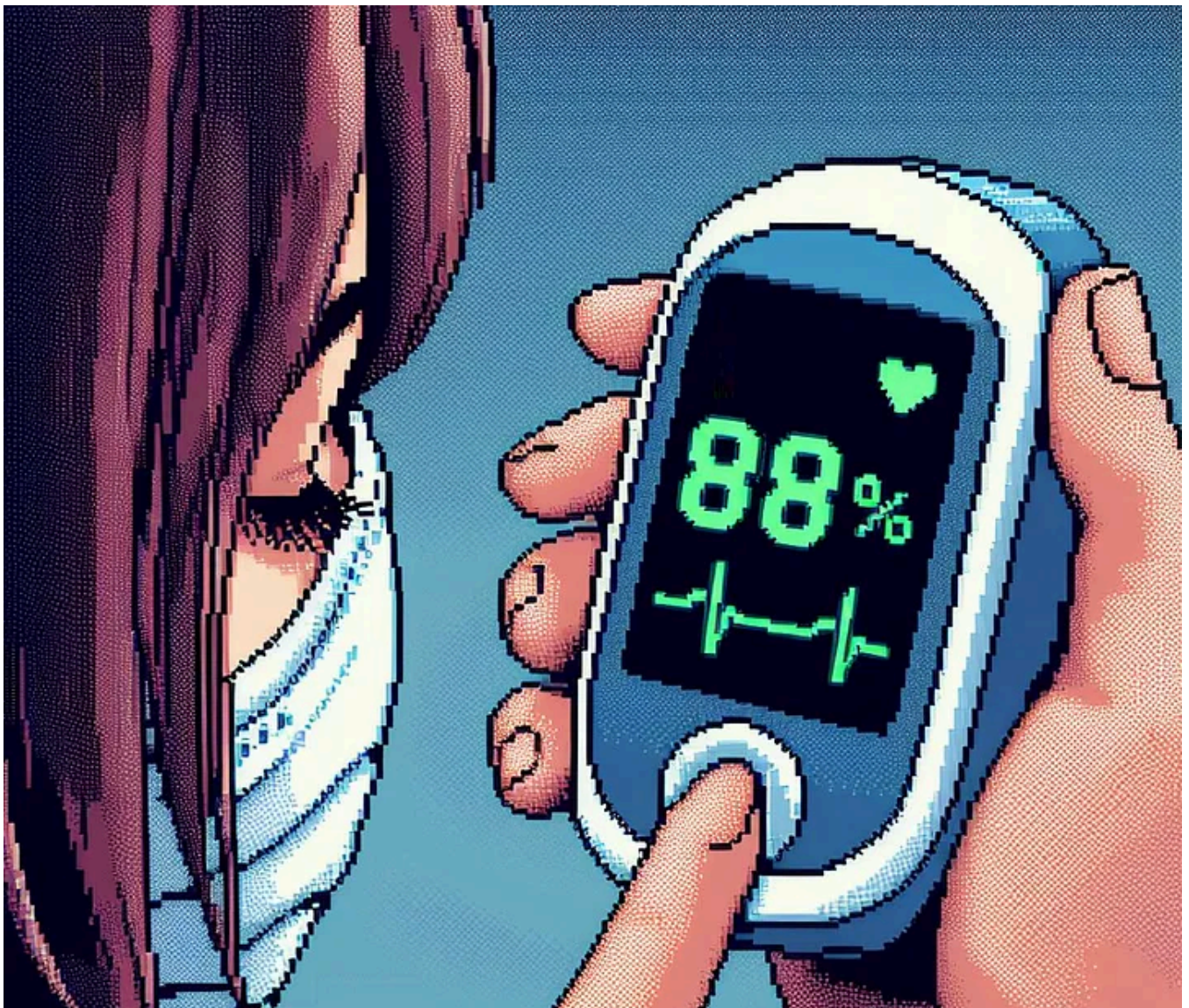
[Open in app](#)[Sign up](#)[Sign in](#)**Medium** SearchIngeniería, Salud y ... · [Follow publication](#)

# Oximetría de pulso (Parte 2)

12 min read · Feb 16, 2024



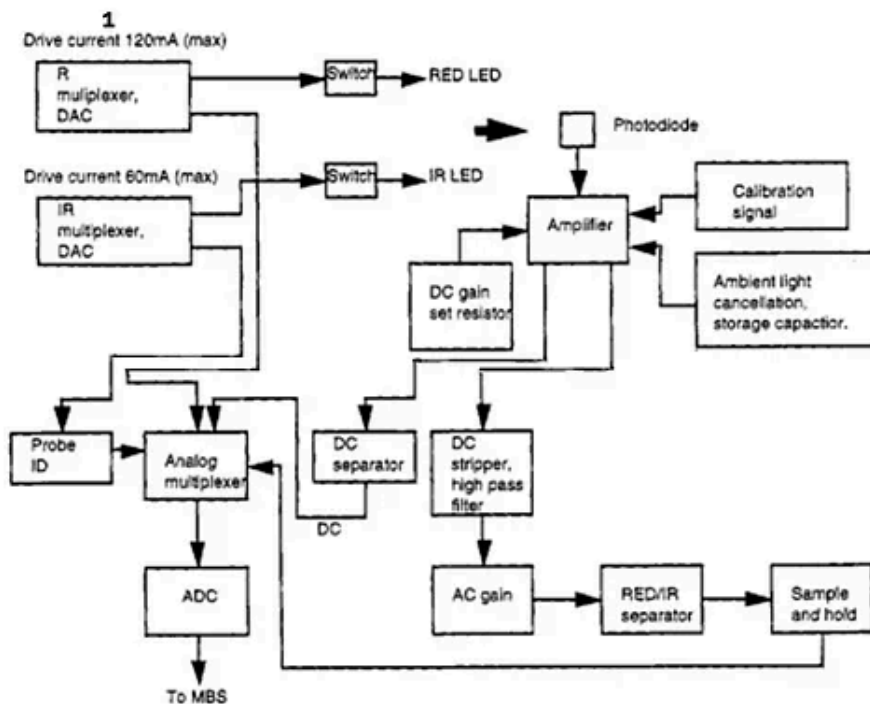
Andres Gonzalez

[Follow](#)[Share](#)

Continuamos nuestra serie de artículos sobre la oximetría de pulso. En el anterior artículo abordamos la fisiología, patologías, y uso general de esta técnica. Ahora abordaremos el tema desde el punto de vista de la ingeniería biomédica.

## Bloques funcionales

### Bloques funcionales



1. Control de la pulsación de los leds
2. Señal utilizada para calibrar la salida del fotodiodo a un valor definido de SpO<sub>2</sub>
3. Remueve la señal de luz ambiental por medio de un capacitor
4. Controla la ganancia del amplificador
5. Filtro pasa-bajo, extrae y amplifica la señal DC
6. Filtro pasa-alto, extrae y amplifica la señal AC
7. Separa la señal roja de la infrarroja
8. Muestrea la señal para pasarla al ADC
9. Mide una resistencia codificada para las longitudes de onda de los leds y se ajusta de acuerdo a ella.

En el interior del oxímetro de pulso, encontramos dos fuentes de luz: una roja y otra infrarroja, que se alternan continuamente. Esta señal atraviesa la piel, ya sea completamente o reflejándose en algún punto, hasta llegar a un fotodiodo, donde es capturada para ser convertida en una señal eléctrica de corriente y voltaje que posteriormente será medida. Luego, esta señal es amplificada y se le elimina cualquier influencia de la luz ambiental mediante una etapa de cancelación. Después de esta etapa, la señal se separa en sus componentes rojo e infrarrojo, se digitaliza, y se realizan cálculos específicos para determinar la saturación de oxígeno.

## Sistema de sensado

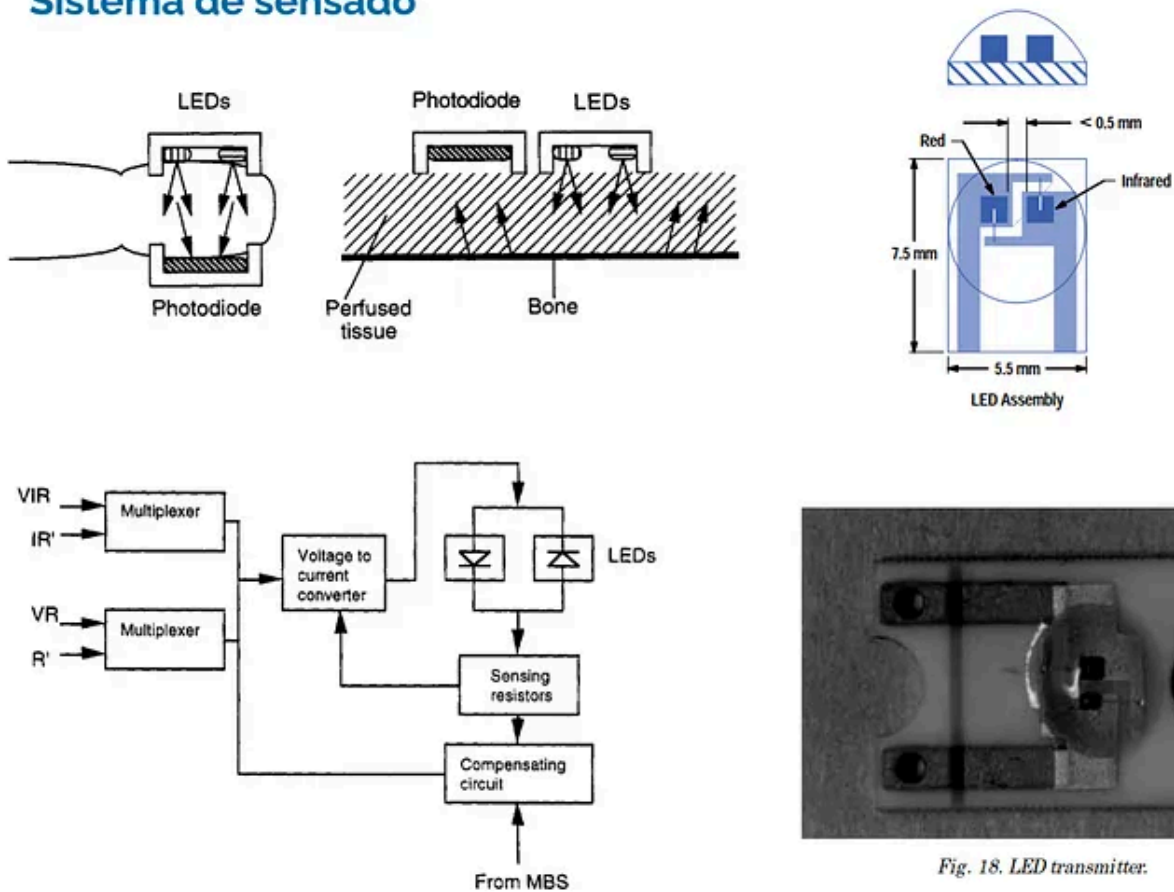
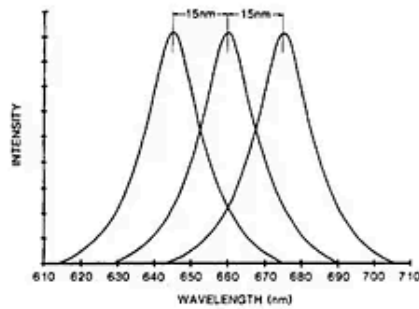


Fig. 18. LED transmitter.

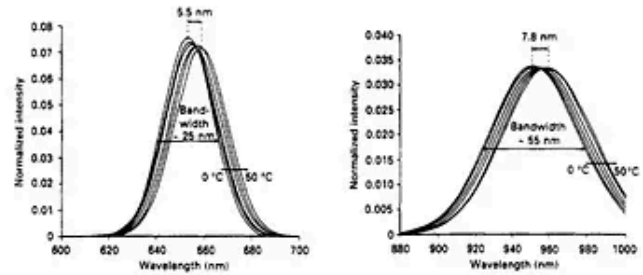
En la parte del sensor, observamos LEDs que emiten la luz que atraviesa el dedo u otra parte del cuerpo que se esté monitoreando, y esta señal llega hasta un fotodiodo. Aunque hay dos LEDs, solo hay un fotodiodo que los detecta. También existe la medición por reflexión, donde la luz no atraviesa completamente el tejido, sino que es reflejada y capturada por un fotodiodo adyacente. Estos LEDs emiten luz con longitudes de onda características, cuya intensidad máxima varía según el fabricante y otros factores.



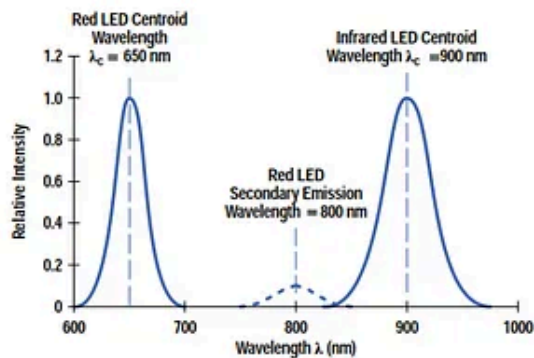
## Características del LED



Variaciones en la frecuencia pico para LEDs de la misma referencia



Variaciones en el espectro del LED de acuerdo a la temperatura



Los LEDs son probados con espectrofotometría  
El microprocesador ajusta la corriente necesaria para el LED de acuerdo a las características del paciente.

Importante: rango de emisión estrecho a 650nm

## Fotodetector

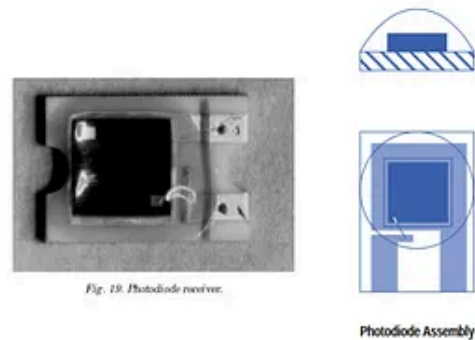
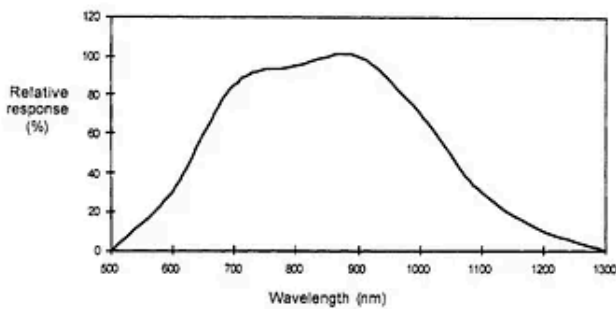
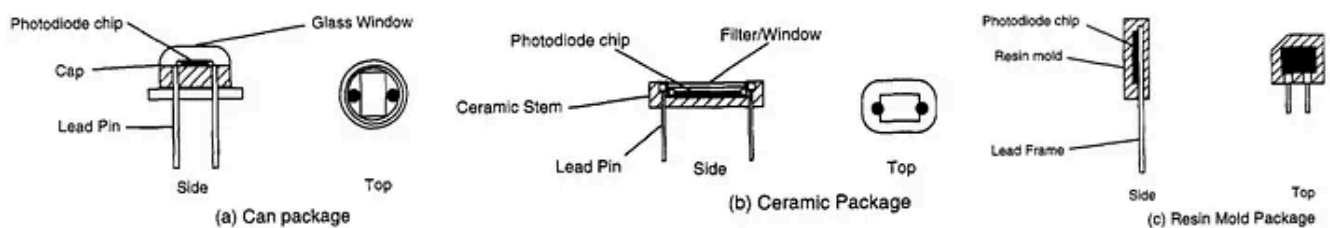


Fig. 19. Photodiode receiver.

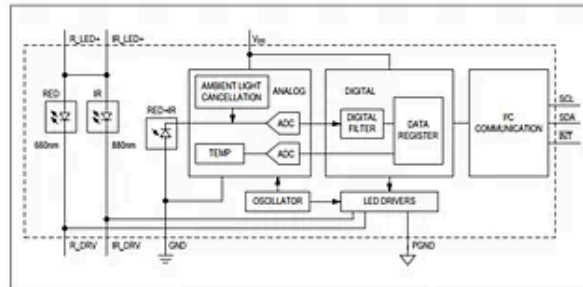
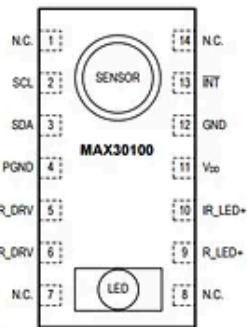
Photodiode Assembly

Respuesta espectral de un fotodiodo de silicio



El fotodiodo debe tener una respuesta eficaz a las longitudes de onda que cubren tanto el espectro rojo (alrededor de 600 nanómetros) como el infrarrojo (aproximadamente 900 nanómetros).

## Opciones de sensores



### Model: DS-100A SPO2



#### SpO2 Finger Probe

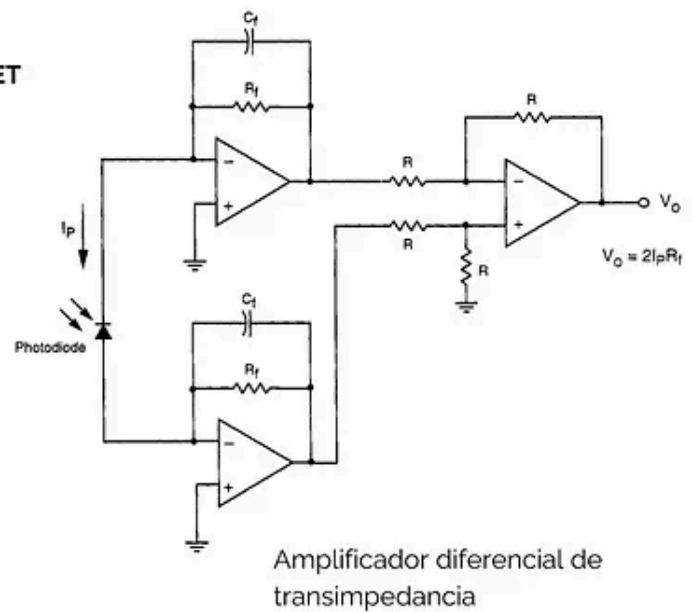
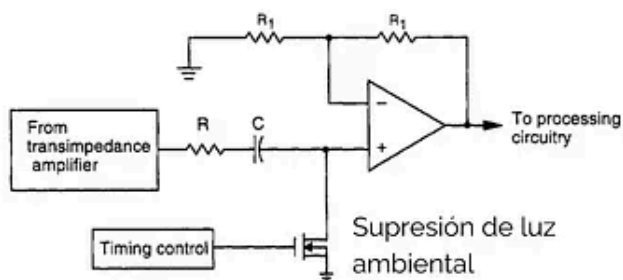
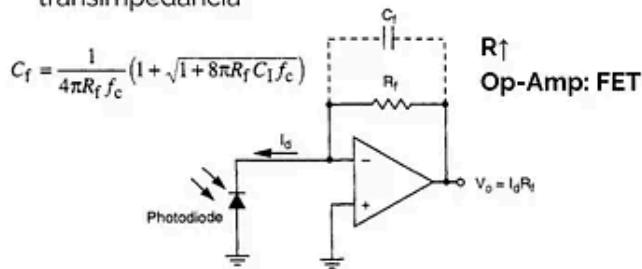
| Pin No. | Color        | Connection               |
|---------|--------------|--------------------------|
| 1       |              |                          |
| 2       | RED          | Connected to LED Cathode |
| 3       | BLUE         | Connected to LED Anode   |
| 4       |              |                          |
| 5       | WHITE        | PIN Diode Anode          |
| 6       |              |                          |
| 7       | OUTER SHIELD | GND                      |
| 8       |              |                          |
| 9       | ORANGE       | PIN DIODE Cathode        |



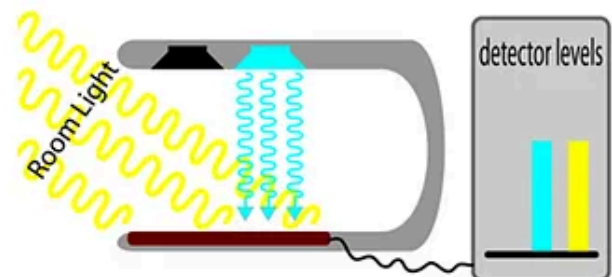
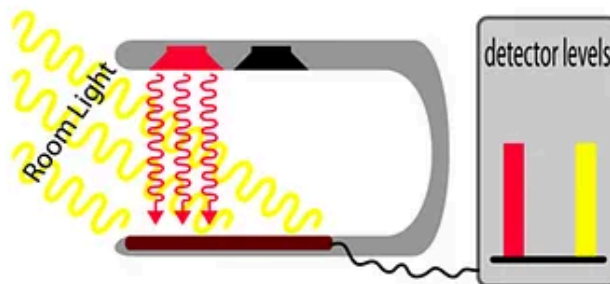
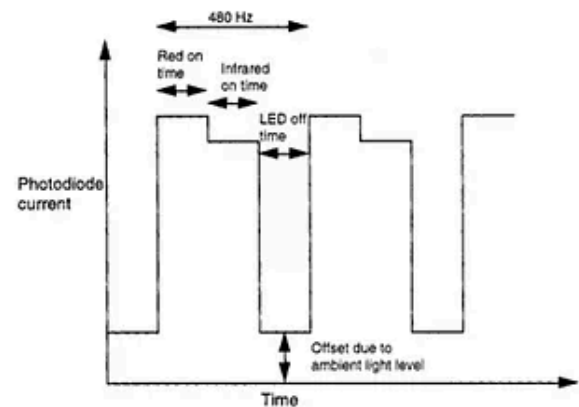
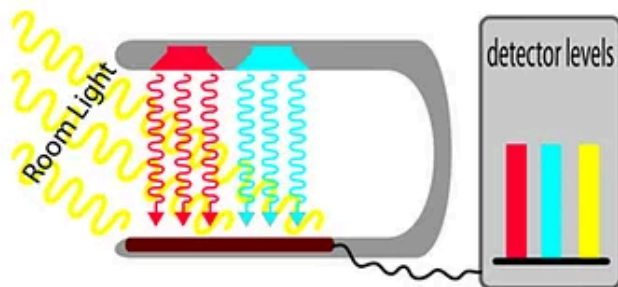
Si queremos fabricar nuestro propio pulsoxímetro existen sensores que integran tanto el fotodiodo como los LEDs en una única unidad, disponibles en el mercado como un solo integrado. Otros sensores incluyen el LED, el fotodiodo, y todas las conexiones internas necesarias, terminando en un conector (generalmente tipo DB9). También podemos conseguir LEDs y fotodiodos especiales por separado.

## Acondicionamiento de señal

Amplificador de transimpedancia



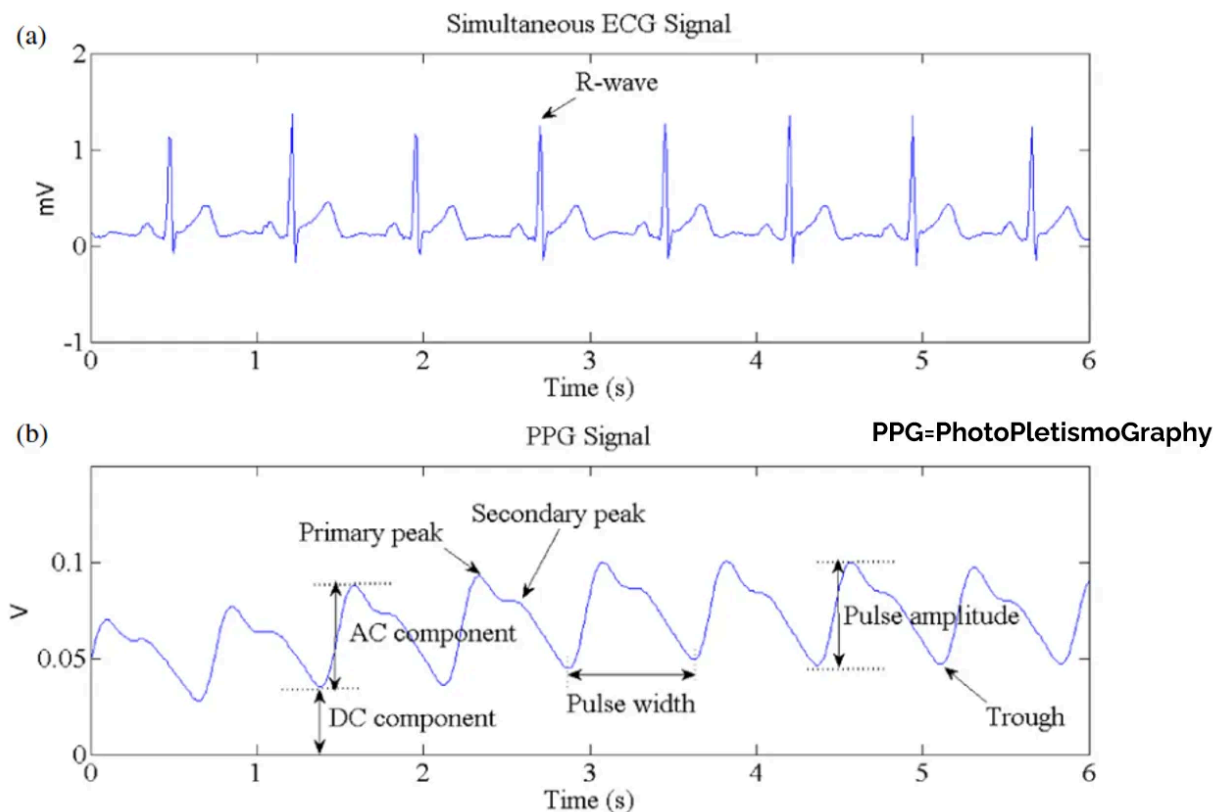
## Corrección de luz ambiental



En lo que respecta al acondicionamiento la corriente generada por el fotodiodo, como resultado de la luz recibida, es luego convertida a su vez en una señal de voltaje mediante el uso de un amplificador de transimpedancia. La configuración de

este amplificador puede incluir un circuito dedicado a suprimir el efecto de la luz ambiental. Dicha luz siempre afectará la señal captada por el fotodiodo, independientemente de que los LEDs emitan luz roja o infrarroja, introduciendo un ruido que debe ser corregido mediante el circuito mencionado, y con ayuda de otras técnicas, como la sincronización adecuada de los pulsos para determinar la luz percibida cuando ningún LED está encendido.

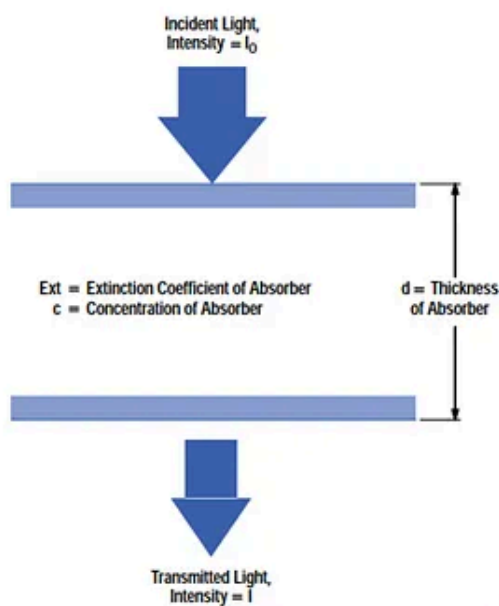
## Relación entre PPG y ECG



Después de separar y digitalizar las señales, procedemos al cálculo de la saturación de oxígeno. Aquí es donde encontramos la onda de fotopletismografía, que se correlaciona directamente con la onda de presión arterial y con la señal de electrocardiografía, permitiéndonos observar los latidos del corazón. Aunque en el monitor generalmente se visualiza una única onda, internamente se procesan dos: una correspondiente a la luz roja y otra a la infrarroja. Estas ondas presentan un pico de frecuencia que no solo refleja la frecuencia cardíaca, sino que también puede mostrar picos asociados a la respiración y armónicos de la frecuencia cardíaca.

## Absorción de la luz

## Absorción de la luz



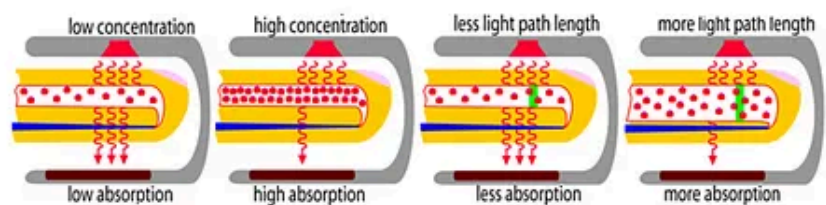
Ley de Beer-Lambert

$$I = I_0 e^{-\alpha c d}$$

$\alpha$  = Coeficiente de extinción  
c = Concentración de la muestra  
d = Espesor de la muestra

Suposiciones:

- Luz monocromática
- Haces paralelos
- Homogeneidad del medio



Todo el procesamiento de la señal en la oximetría de pulso se basa en la ley de Beer-Lambert, la cual nos permite calcular la saturación de oxígeno analizando cómo las diferentes longitudes de onda de la luz (roja e infrarroja) son absorbidas por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada en la sangre. Esta ley establece que cuando emitimos luz con una intensidad inicial  $I_0$  a través de un medio, la intensidad de la luz que emerge al otro lado,  $I$ , es menor que la intensidad inicial. Esto se debe a que parte de esta luz ha sido absorbida por el medio. La cantidad de luz absorbida está relacionada con un coeficiente de absorción específico del medio  $\alpha$ , la concentración del absorbente en la muestra  $c$  y el espesor del medio  $d$ . Aplicando esto al contexto de un oxímetro de pulso, con un dedo como medio y considerando el efecto del pulso cardíaco, observamos que durante el pulso, el volumen de sangre aumenta, expandiendo las arterias y aumentando la distancia que la luz debe atravesar. Esto varía la concentración de hemoglobina debido a los cambios en el volumen de sangre, afectando la cantidad de luz absorbida.

Sin embargo, la aplicación directa de esta ley asume varias condiciones:

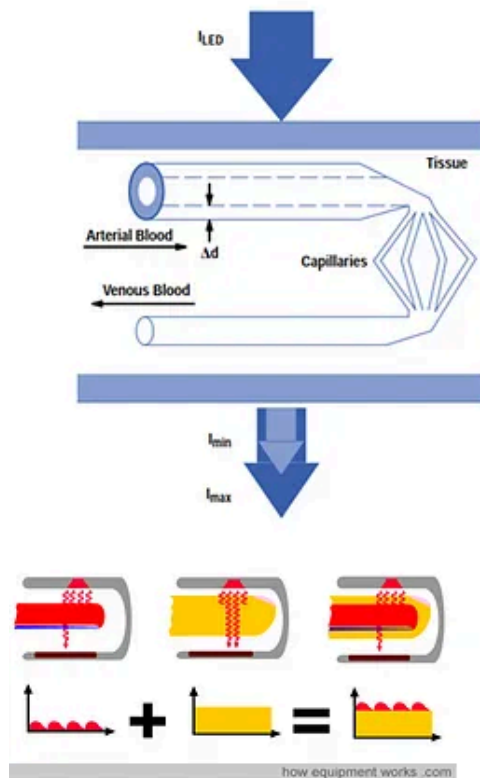
- Que la luz es monocromática
- Que los rayos de luz viajan en paralelo



- Que el medio es homogéneo.

En la práctica, estas condiciones no se cumplen completamente, lo que complica el uso directo de la ley de Beer-Lambert para calcular la saturación de oxígeno, especialmente porque los coeficientes de absorción varían de una persona a otra y no son conocidos a priori.

### Absorción de la luz en medio pulsátil



Durante la Diástole:

$$I_{max}(\lambda) = I_0(\lambda) e^{-(d_{min}(\alpha_{Hb,\lambda}[Hb] + \alpha_{HbO_2,\lambda}[HbO_2]) + \sum_{i=1}^N \alpha_{i,\lambda} c_i d_i)}$$

Durante la Sístole:

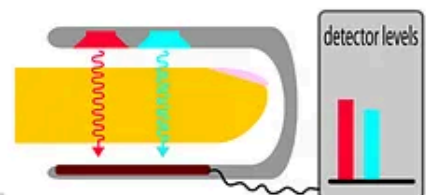
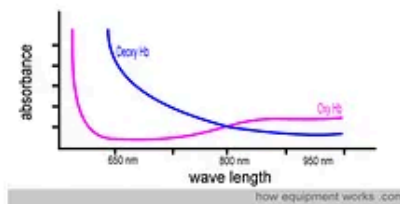
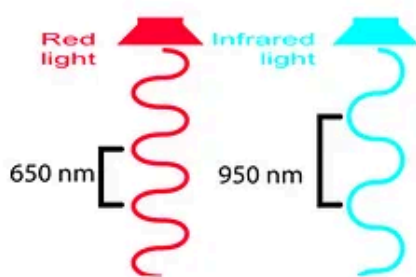
$$I_{min}(\lambda) = I_0(\lambda) e^{-(d_{max}(\alpha_{Hb,\lambda}[Hb] + \alpha_{HbO_2,\lambda}[HbO_2]) + \sum_{i=1}^N \alpha_{i,\lambda} c_i d_i)}$$

$$\ln \left( \frac{I_{max}(\lambda)}{I_{min}(\lambda)} \right) = (d_{max} - d_{min})(\alpha_{Hb,\lambda}[Hb] + \alpha_{HbO_2,\lambda}[HbO_2])$$

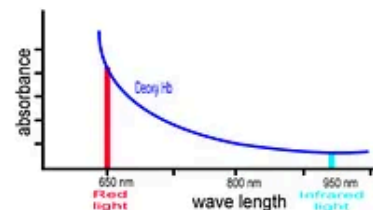
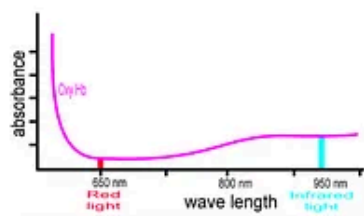
Para superar estas limitaciones, el análisis se centra en las variaciones de intensidad de la luz causadas por los ciclos cardiacos. Durante la diástole, cuando el corazón está en su fase de relajación y las arterias están menos expandidas, la distancia que la luz atraviesa es menor, resultando en una intensidad de luz máxima detectada por el sensor. Por otro lado, durante la sístole, cuando el corazón se contrae y las arterias se expanden debido al aumento del volumen de sangre, la distancia aumenta y la intensidad de luz que llega al sensor disminuye. Estas fluctuaciones en la intensidad de la luz, sincronizadas con los latidos del corazón, permiten calcular la saturación de oxígeno monitoreando cómo cambia la absorción de luz en las longitudes de onda roja e infrarroja durante los ciclos de sístole y diástole, a pesar de las suposiciones y limitaciones inherentes al uso de la ley de Beer-Lambert en tejidos biológicos complejos.

Además de las variables asociadas con la dinámica de la sangre, hay valores constantes en la medición de la oximetría de pulso que dependen de los tejidos no variables como los huesos, la piel y los músculos. Estos valores se consideran constantes porque, a diferencia de la arteria que se expande y contrae con cada latido del corazón, el volumen de estos tejidos permanece inalterado durante la medición. Por lo tanto, en el análisis matemático, estos componentes son constantes, mientras que la parte variable está relacionada directamente con la arteria. Al tomar dos ecuaciones que representan estas mediciones y restarlas, eliminamos las variables constantes relacionadas con los tejidos no pulsátiles. El resultado es un logaritmo de la relación entre dos intensidades de luz, que es proporcional a la diferencia entre la máxima y mínima distancia que la luz atraviesa en la arteria, ajustada por un factor que incluye los coeficientes de absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada para una longitud de onda específica, ya sea roja o infrarroja. Las concentraciones de hemoglobina oxigenada y desoxigenada son los valores que buscamos determinar, y aunque los coeficientes de absorción son conocidos para estas longitudes de onda, las distancias y las concentraciones exactas no lo son sin un análisis adicional.

## Razón (Ratio) de absorciones normalizadas



$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_2)}{I_{\min}(\lambda_2)}\right)} =$$



$$\frac{(d_{\max} - d_{\min})(\alpha_{Hb, \lambda_1}[Hb] + \alpha_{HbO_2, \lambda_1}[HbO_2])}{(d_{\max} - d_{\min})(\alpha_{Hb, \lambda_2}[Hb] + \alpha_{HbO_2, \lambda_2}[HbO_2])}$$

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]}$$

Para superar esta limitación, se introduce una relación, denominada R, que divide los valores obtenidos para las intensidades de luz roja e infrarroja. Al analizar estos componentes sistólicos y diastólicos, lo que hacemos en realidad es medir cambios en la intensidad de la corriente y del voltaje, que son proporcionales a la intensidad de la luz absorbida por la sangre. Este paso es crucial porque, aunque inicialmente necesitamos conocer los coeficientes de absorción y las concentraciones para calcular las saturaciones de oxígeno, esta relación R nos permite cancelar las variables desconocidas mediante el uso de dos LEDs de diferentes longitudes de onda. Este método aprovecha el hecho de que los coeficientes de absorción de la hemoglobina varían significativamente entre estas dos longitudes de onda, permitiendo así calcular la saturación de oxígeno sin necesidad de conocer las distancias o concentraciones exactas.

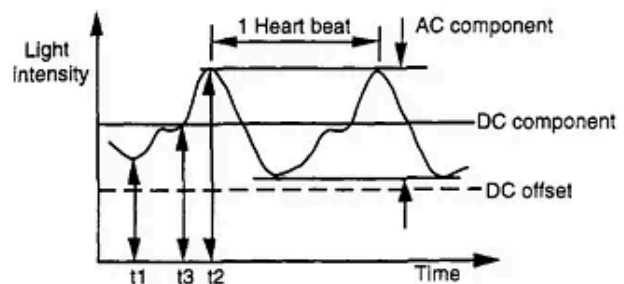
## Relación entre la SpO<sub>2</sub> y R

$$[HbO_2] = SpO_2([Hb] + [HbO_2])$$

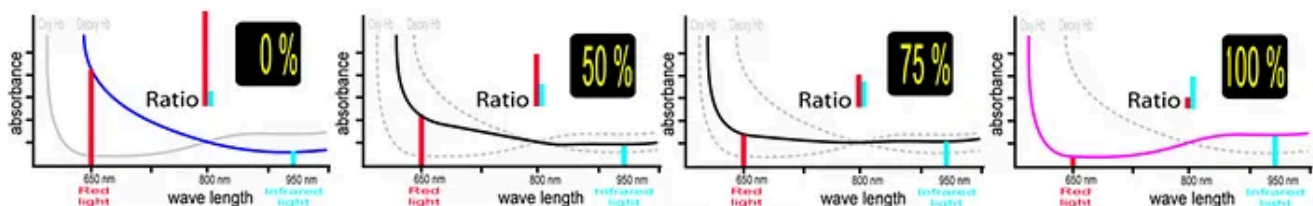
$$[Hb] = (1 - SpO_2)([Hb] + [HbO_2])$$

$$R = \frac{(\alpha_{Hb,\lambda_1}(1 - SpO_2) + \alpha_{HbO_2,\lambda_1}SpO_2)}{(\alpha_{Hb,\lambda_2}(1 - SpO_2) + \alpha_{HbO_2,\lambda_2}SpO_2)}$$

$$SpO_2 = \frac{\alpha_{Hb,\lambda_1} - \alpha_{Hb,\lambda_2}R(\alpha_{HbO_2,\lambda_1})}{\alpha_{Hb,\lambda_1} - \alpha_{HbO_2,\lambda_1} + (\alpha_{HbO_2,\lambda_2} - \alpha_{Hb,\lambda_2})R}$$



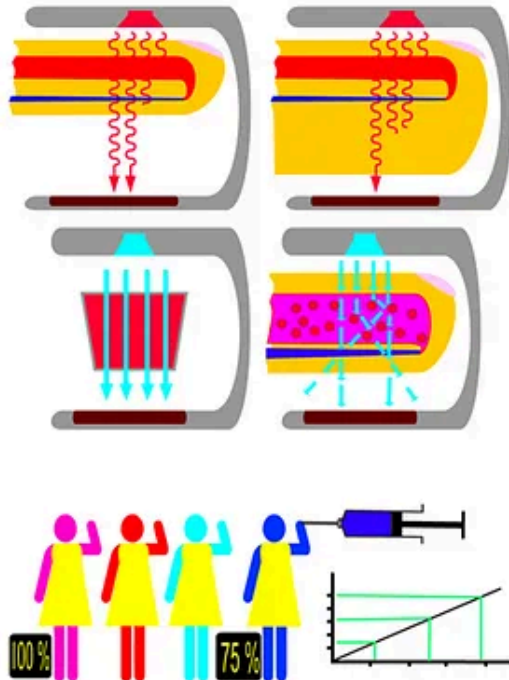
$$R = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}}$$



Finalmente, regresamos a la ecuación fundamental de la oximetría de pulso, que relaciona la saturación de oxígeno con las concentraciones de hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Los coeficientes de extinción para las longitudes de onda de 650 nm (luz roja) y 950 nm (infrarroja), tanto para la hemoglobina oxigenada como para la desoxigenada, se pueden encontrar en la literatura científica. Estos valores, podemos insertarlos en nuestra ecuación, donde ya tenemos el valor de R medido a partir de los voltajes en el circuito, junto con todos los coeficientes de

extinción obtenidos de la literatura. Esto nos proporciona una relación teórica entre  $R$  y la saturación de oxígeno, representada por la línea discontinua en la gráfica.

## Curva de calibración



Ejemplo:

$$\alpha(Hb, 650nm) = 820(\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1}$$

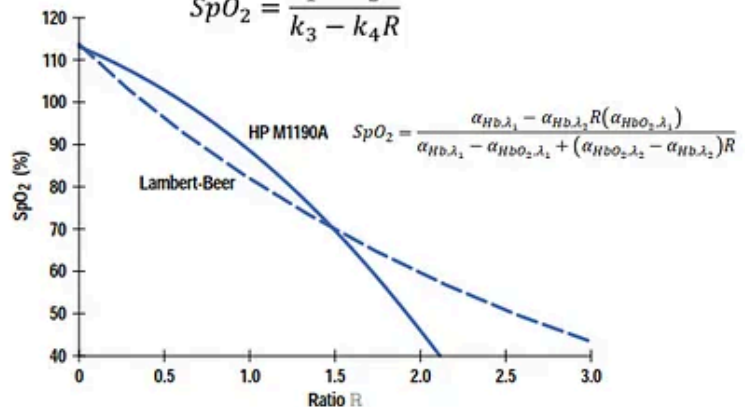
$$\alpha(HbO_2, 650nm) = 100(\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1}$$

$$\alpha(Hb, 940nm) = 100(\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1}$$

$$\alpha(HbO_2, 940nm) = 260(\text{Mol} \cdot \text{cm})^{-1}$$

$$SpO_2 = \gamma_1 + \gamma_2 R + \gamma_3 R^2$$

$$SpO_2 = \frac{k_1 - k_2 R}{k_3 - k_4 R}$$

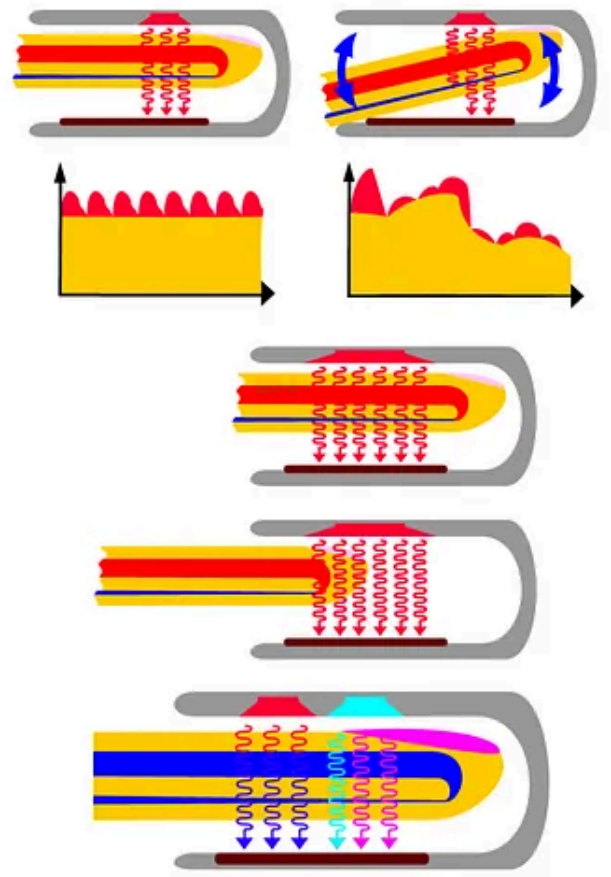


Sin embargo, en la práctica real, existen varios factores que pueden afectar la medición de la saturación de oxígeno. Algunos de estos factores incluyen la falta de homogeneidad del tejido, la dispersión de luz dentro del medio, y las variaciones en las características de la piel y los dedos entre diferentes personas. Por lo tanto, aunque dispongamos de una ecuación teórica para calcular la saturación de oxígeno, los fabricantes de oxímetros de pulso suelen recurrir a calibraciones basadas en mediciones experimentales. Estas mediciones experimentales se realizan en pacientes, tomando muestras de sangre arterial para analizar los gases sanguíneos y, al mismo tiempo, midiendo la saturación de oxígeno con el sensor. A partir de estos datos, se establece una relación experimental que ajusta los coeficientes ( $\gamma$  o  $\kappa$ ) en la ecuación, donde  $R$  es la entrada medida por el sensor, y la saturación de oxígeno es la salida. Estos coeficientes se ajustan según los resultados experimentales obtenidos con pacientes reales, generando así la curva de calibración que utilizan los oxímetros de pulso para proporcionar lecturas precisas de la saturación de oxígeno.

## Fuentes de error



- Baja relación señal / ruido
- Corto de luz y sonda mal aplicada
- Vasoconstrictores
- Artefactos de movimiento
- Pulsos anormales
- Luz ambiental
- Electrocirugía
- Sitio para la colocación de la sonda
- Pigmentos de la piel, tintes y esmalte de uñas
- Hemoglobinas disfuncionales.



La precisión de la medición puede verse comprometida por varios factores técnicos y fisiológicos.

**Baja relación señal/ruido (SNR):** Esto puede ser resultado de una señal débil emitida por los LEDs, una detección ineficiente por parte del fotodiodo, o interferencia de luz ambiental.

**Cortocircuito de luz y sonda mal aplicada:** Un ajuste incorrecto de la sonda del oxímetro en el dedo, oreja o cualquier otro sitio de medición puede provocar un “cortocircuito” de luz, donde la luz emitida por los LEDs llega directamente al fotodiodo sin atravesar adecuadamente el tejido.

**Vasoconstrictores:** El uso de medicamentos vasoconstrictores o condiciones médicas que resulten en vasoconstricción pueden reducir el flujo sanguíneo en el sitio de medición, afectando la precisión de las lecturas de SpO<sub>2</sub>. La vasoconstricción disminuye el volumen de sangre que atraviesa el tejido, alterando la absorción de luz y, por ende, la señal detectada.

**Artefactos de movimiento:** Los movimientos del paciente pueden generar artefactos significativos en la señal de oximetría de pulso, especialmente en entornos donde el paciente está inquieto o durante el ejercicio.

**Pulsos anormales:** Condiciones que alteran el ritmo cardíaco normal, como arritmias, pueden dificultar la detección precisa de los pulsos, impactando la medición de SpO<sub>2</sub>.

**Luz ambiental e interferencia electromagnética:** La luz ambiental intensa y la interferencia electromagnética de equipos como los utilizados en electrocirugía pueden interferir con la señal de oximetría de pulso.

**Sitio para la colocación de la sonda:** Diferentes tejidos y espesores pueden alterar la absorción de luz, y algunos sitios pueden ser más susceptibles a errores debido a la baja perfusión.

**Pigmentos de la piel, tintes y esmalte de uñas:** Los pigmentos de la piel, los tintes y el esmalte de uñas pueden absorber la luz emitida por los LEDs, interfiriendo con la señal capturada por el fotodiodo.

**Hemoglobinas disfuncionales:** La presencia aumentada de hemoglobinas disfuncionales, como la carboxihemoglobina o metahemoglobina, puede alterar la absorción de luz y, por tanto, afectar la medición de SpO<sub>2</sub>. Esto es particularmente relevante en casos de intoxicación por monóxido de carbono o en entornos con altas concentraciones de gases industriales.

## Sistemas de calibración

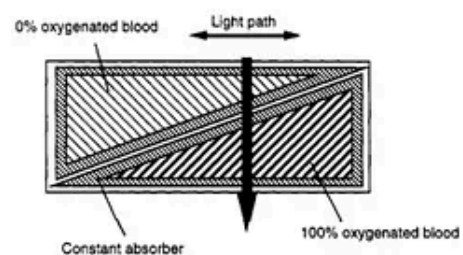
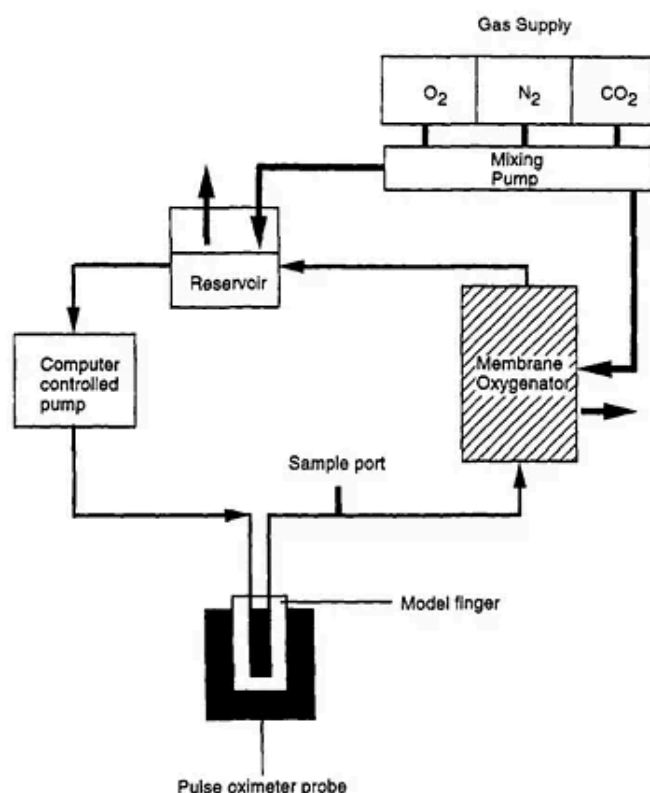


Figure 10.5 Block diagram of the dual wedge system as proposed by Yount (1989)

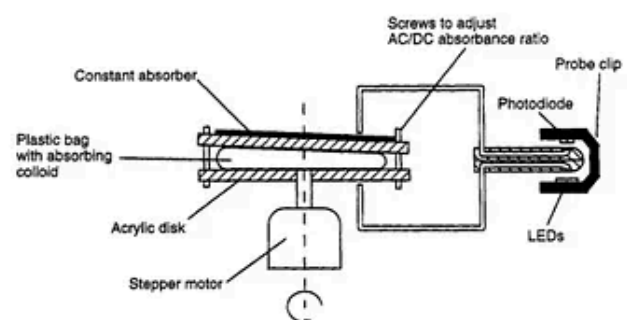


Figure 10.9 Leuthner's (1994) colored colloid disk system.

Los sistemas de calibración y verificación permiten ajustar y verificar el rendimiento de estos dispositivos frente a estándares conocidos. Para asegurar el funcionamiento adecuado de los sensores de oximetría de pulso, se emplean distintos tipos de simuladores. Algunos de estos simuladores son complejos y utilizan membranas de oxigenación junto con una válvula y una bomba para mezclar oxígeno, nitrógeno, y CO<sub>2</sub>, simulando así un fluido parecido a la sangre que pasa por el sensor. Otros simuladores son más simples y emplean materiales que imitan la absorción de la luz por la hemoglobina, rotando para simular diferentes niveles de saturación de oxígeno a distintas velocidades o mediante el desplazamiento de los materiales en proporciones variables para simular diferentes concentraciones de oxígeno.

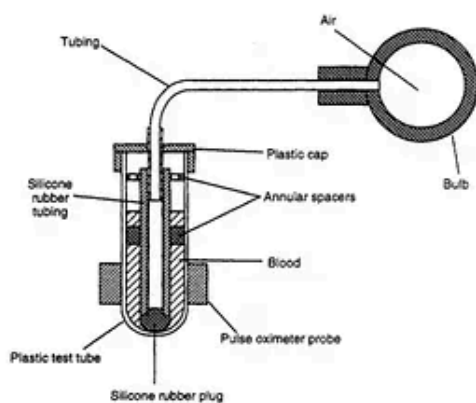
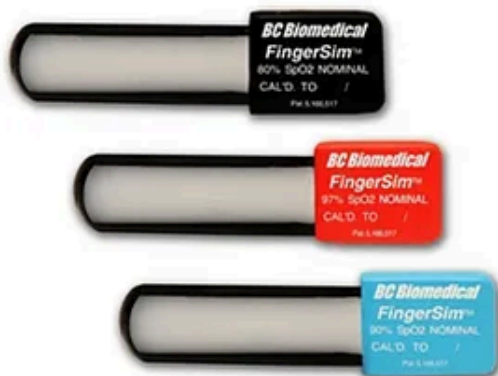
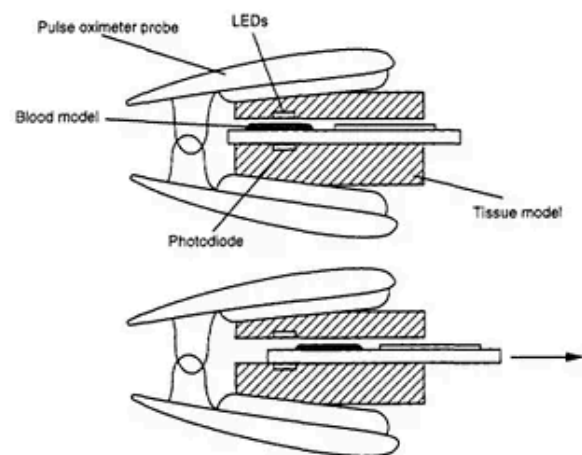


Figure 10.7 Block diagram of tube and bulb device.



Existen también sistemas que hacen circular un líquido simulado a través de tubos para evaluar el sensor, así como dispositivos muy básicos diseñados para simular un único valor de saturación de oxígeno. Estos últimos pueden activarse manualmente para crear un movimiento que simule el pulso. Esto es fundamental, ya que la medición de la saturación de oxígeno se basa en la detección de pulsos; sin un ciclo sistólico y diastólico (expansión y contracción del corazón), no es posible medir

correctamente la saturación de oxígeno. La presencia de un pulso es esencial para diferenciar entre la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. La ausencia de un ciclo sistólico y diastólico, indica que el paciente se encuentra en asistolia o en fibrilación ventricular, o que el sensor está mal colocado, o que el paciente tiene un corazón artificial que no genera latidos convencionales, lo que podría alterar las mediciones estándar.

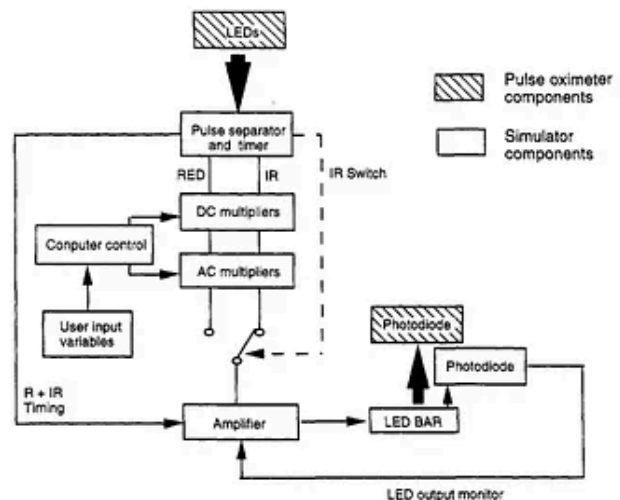
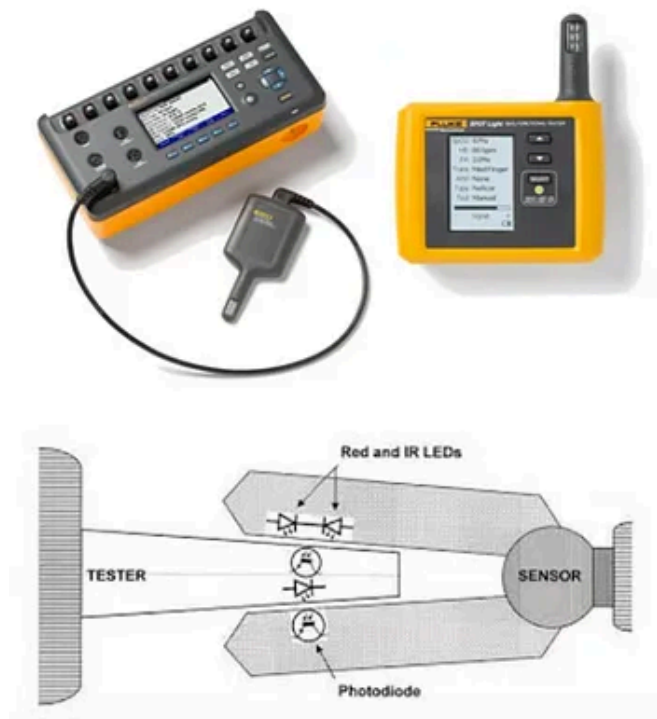


Figure 10.12 Block diagram electro-optic simulator system developed by Merrick and Haas (1994).

Los simuladores de oximetría de pulso más conocidos incluyen modelos que utilizan un solo valor de saturación de oxígeno o aquellos que emulan y reflejan el funcionamiento del sensor de oximetría. Estos últimos están equipados con dos LEDs y un fotodiodo o un foto transistor. El fotodiodo o fototransistor percibe los pulsos emitidos por los LEDs del sensor, y envía una señal de sincronización que controla la activación de los LEDs del simulador. Estos LEDs se ajustan para emitir una intensidad de luz que simula la absorbida por diferentes concentraciones de hemoglobina oxigenada y desoxigenada, según los datos ingresados en el simulador. Esta sincronización permite al simulador replicar la respuesta esperada del sensor a variaciones en la saturación de oxígeno. Sin embargo, es importante destacar que la efectividad de estos simuladores depende significativamente del fabricante del oxímetro de pulso, ya que la intensidad de luz emitida por los LEDs del simulador y la respuesta del fotodiodo a diferentes niveles de saturación de oxígeno varían entre dispositivos. Por lo tanto, la configuración del simulador debe ajustarse



específicamente al modelo y características del oxímetro de pulso en uso (y, por lo tanto, a su curva R).

Para garantizar la precisión, seguridad y confiabilidad de los oxímetros de pulso, uno de los estándares más importantes es la norma ISO 80601-2-61. Esta norma especifica los requisitos particulares para la seguridad básica y el rendimiento esencial de los oxímetros de pulso, definiendo los límites de precisión, la respuesta a la interferencia y la biocompatibilidad del dispositivo.

*Y eso es todo en esta serie. Espero que este post haya sido útil e interesante. Si te gustó, no olvides que hay varias formas de demostrarlo y apoyar esta publicación:*

- 1- Darle click en el ícono de aplauso (la mejor).*
- 2- También puedes dejar un comentario (muy útil también)*
- 3- Compartirlo en tus redes sociales (excelente)*
- 4- Resaltar las partes que te llamaron la atención (puede ser también muy útil)*

### **Para saber más...**

Biomedical device technology : principles and design (Second). (2016). . Charles C. Thomas Publisher. February 16 2024

Khandpur R. S. (2005). *Biomedical instrumentation : technology and applications*. McGraw-Hill.

Webster J. G. (1997). *Design of pulse oximeters*. Institute of Physics Pub.

*Guyton and hall textbook of medical physiology* (14th ed.). (2021). . Elsevier.

[https://www.howequipmentworks.com/pulse\\_oximeter/](https://www.howequipmentworks.com/pulse_oximeter/)

Biomedical Engineering

Ingeniería Biomedica

Pulse Oximeter

Pulse Oximetry

Oxímetro



Follow