

PRINCIPIOS BIOFÍSICOS DE MEDIDA DE OXIGENO EN SANGRE E INTEGRACIÓN CON MEDIDAS DE OTROS PARÁMETROS CLÍNICOS

Valentina Ramírez Fernández vrf88@hotmail.com
 XIX Seminario de Ingeniería Biomédica
 Facultad de Medicina e Ingeniería
 Universidad de la República Oriental del Uruguay
 Montevideo, Uruguay
 Junio 2010

Abstract- *La oximetría de pulso usa dos fuentes de luz (roja e infrarroja). Del componente pulsátil se deduce la frecuencia cardiaca. Por ultimo se integra la medida de la temperatura mediante termocuplas infrarrojos.*

Index Terms- *saturómetro, saturación de oxígeno, hemoglobina, oxihemoglobina, hemoglobina reducida.*

I. INTRODUCCION

Por mucho tiempo la hipoxia ha causado la mayor morbilidad y mortalidad anestésica. La detección de la hipoxia está sujeta al error humano, esto puede conducir a una mala interpretación, por lo tanto a un incorrecto manejo del problema subyacente. Determinar la saturación de oxígeno (expresada como porcentaje de la hemoglobina arterial) permite la detección temprana de hipoxia antes que ocurran otros signos como cianosis, taquicardias, etc. La medida de saturación de oxígeno nos da la información de cantidad de oxígeno combinado con la hemoglobina. Esta medida es relativa, ya que indica la relación entre la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno. La determinación de la oxigenación sanguínea se puede obtener mediante diferentes métodos, evaluación de la oxigenación de los pacientes de forma visual, el análisis de la sangre arterial o mediante la oximetría de pulso. En el presente

trabajo se desarrollaran de forma más profunda los diversos métodos presentados. Luego se incluirán la medida de otros parámetros clínicos en el oxímetro de pulso.

II. TEORÍA.

Como se menciono anteriormente, existen varios métodos para evaluar la oxigenación de los pacientes. La evaluación de oxigenación de forma visual tiene como ventaja el ser un método no invasivo. Pero la fundamental desventaja es que este no es un indicador uniforme ni fidedigno de hipoxia.

El análisis de sangre arterial tiene como ventaja que es un método exacto. Las grandes desventajas de este método es que es un método invasivo, costoso, lento, y la oxigenación del paciente puede cambiar antes de que se reciban los resultados del laboratorio. Otro perjuicio de esta técnica es que solo proporciona indicios intermitentes de la saturación de la sangre arterial.

Por su parte los oxímetros de pulso son fáciles de usar, son no invasivos y permiten la monitorización continua de la oxigenación sanguínea arterial. Aunque estos no han reemplazado el muestreo de sangre arterial, han reducido la frecuencia de los análisis de gases sanguíneos.

Severinghaus y Astrup^[1] consideraron a la oximetría de pulso ser el más significativo avance tecnológico para la monitorización de la salud y seguridad de los pacientes durante la anestesia, recuperación y cuidados críticos.

[1] Severinghaus JW, Astrup PB (1986). History of blood gas analysis. IV. Leland Clark's oxygen electrode

Por haber tenido un gran impacto en la medicina, por ser recomendado como un standard mínimo de vigilancia anestésica y por lograr una rápida y masiva aceptación clínica se estudiara de forma más profunda el oxímetro de pulso.

III. OXIMETRÍA DE PULSO.

El oxímetro de pulso se basa en dos principios físicos:

1. La absorción de la luz por la hemoglobina oxigenada es diferente de la absorción de la hemoglobina reducida. Esto puede ser diferenciado por un oxímetro con dos longitudes de onda diferentes.
2. Las absorciones a ambas longitudes de onda tienen un componente pulsátil (AC), que es el resultado del volumen fluctuante de sangre arterial entre la fuente de luz y el detector.

La oximetría utiliza medidas basadas en principios espectrofotométricos para determinar la saturación de oxígeno de hemoglobina. El método espectrofotométrico se basa en la ley de Beer-Lambert. Esta ley relaciona la intensidad de luz entrante en un medio con la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca absorción. La relación entre ambas intensidades puede expresarse a través la siguiente relación:

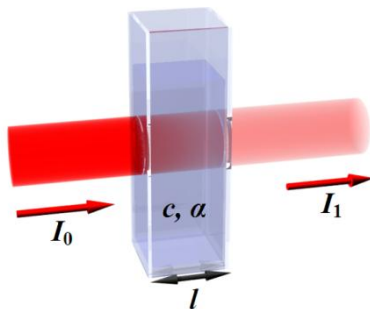


figura I

Diagrama de la absorción de un haz de luz atravesando una cubeta de tamaño l . (Fuente Wikipedia.)

$$\frac{I_1}{I_2} = e^{-\alpha lc} = e^{-A} \quad \text{ec. 1}$$

Donde:

I_1, I_0 , son las intensidades saliente y entrante respectivamente.

$A = \alpha lc$, es la absorbancia.

l es la longitud atravesada por la luz en el medio.

c es la concentración del absorbente en el medio.

$\alpha = 4\pi k_\lambda / \lambda$ es el coeficiente de absorción.

λ es la longitud de onda de la luz absorbida.

k_λ es el coeficiente de extinción.

El coeficiente de extinción (k_λ) cuantifica la tendencia de un soluto a absorber la luz y es una constante conocida para un soluto específico a una longitud de onda dada.

Si un soluto cuyo k_λ es conocido, se encuentra disuelto en una cubeta de dimensiones conocidas, su concentración podrá ser calculada con la ecuación 1 midiendo las intensidades de la luz de entrada y saliente.

Los coeficientes de extinción de la hemoglobina y de la oxihemoglobina en los rangos de longitud de onda del rojo y del infra-rojo se pueden observar en la figura II:

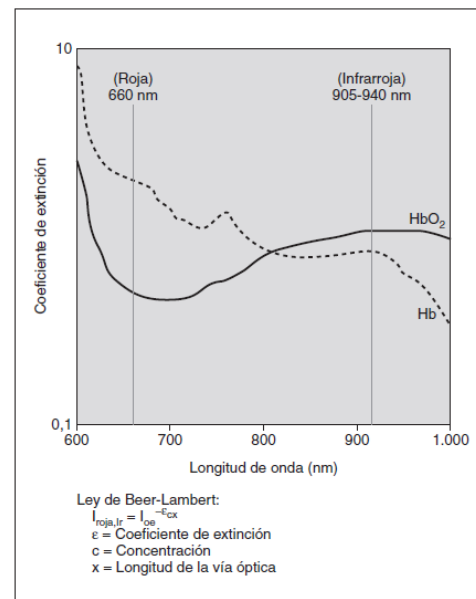


figura II

Relación entre el coeficiente de extinción y la longitud de onda, en nanómetros (nm), con detección de la luz roja e infrarroja, a 600 nm y 905-940 nm. (Fuente Oximetría de pulso en la asistencia neonatal en 2005. A. Sola, L. Chow y M. Rogido)

Para que la ley de Lambert-Beer sea válida, la longitud de la trayectoria debe ser conocida

exactamente, y ninguna otra especie absorbente debe estar presente en la solución que no sea el soluto conocido.

Como es muy difícil cumplir todos estos requisitos, cada instrumento requiere correcciones.

El oxímetro de pulso mide la luz roja e infra-roja transmitida a través del lecho tisular, usando efectivamente el dedo o la oreja como una cubeta que contiene hemoglobina.

Hay varios problemas para la estimación de la SaO₂ con este método.

Primero, además de la hemoglobina, hay otros numerosos absorbentes de la luz a lo largo de su trayectoria, tales como la piel, tejidos blandos y los capilares sanguíneos.

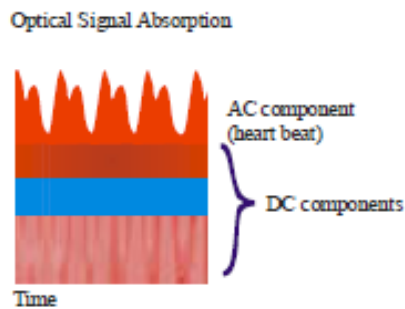


figura III

Señal pulsátil AC y DC. (Fuente Pulse Oximetry Yun-Thai Li)

La figura III ilustra la serie de absorbentes en una muestra de tejido vivo.

En la parte superior se puede apreciar el componente pulsátil o AC, que corresponde a la pulsación de la sangre arterial. La base o componente DC representa la absorción del lecho tisular, incluidos la sangre venosa, capilares sanguíneos y la sangre arterial no pulsátil. Todos los oxímetros de pulso asumen que la única absorción pulsátil entre la fuente de luz y el fotodetector es la de la sangre arterial.

Como ya se mencionó anteriormente para determinar la saturación funcional, los oxímetros de pulso corrientes utilizan dos longitudes de onda, 660 nm (red) y 940 nm (infrared) para determinar la contribución relativa de la oxihemoglobina y de la desoxihemoglobina (hemoglobina reducida). Las mediciones entregan las absorciones máximas y mínimas a 660 y a 940 nm. La relación entre las absorciones determina la saturación de oxígeno y se calcula de la siguiente manera:

$$R = \frac{(\text{absorción máxima a 660/absorción mínima a 660})}{(\text{absorción máxima a 940/absorción mínima a 940})}$$

Con una curva de calibración se determina prácticamente los valores de saturación. Esta curva es obtenida de voluntarios humanos.

La figura IV es un ejemplo de curva de calibración de oxímetro de pulso.

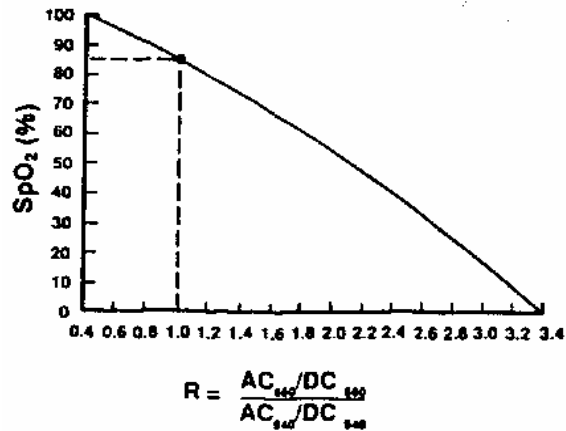


figura IV

Curva de calibración de un oxímetro de pulso (Fuente google)

A continuación se muestra el diagrama de bloques del oxímetro de pulso.

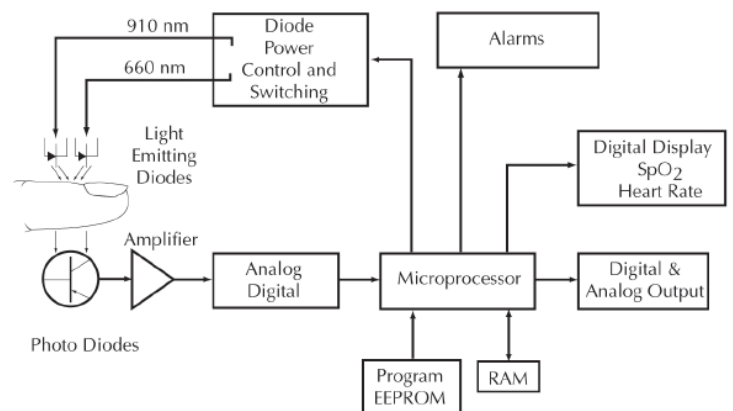


figura V

Diagrama del Sistema. (Fuente Principles of Pulse Oximetry. Palco)

IV. OBTENCIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA.

La frecuencia cardiaca o pulso es el número de latidos cardiacos por minutos. Los latidos son generados por el corazón. En condiciones normales

el corazón late de 60 a 190 veces por minutos (el rango varía en función de la edad de la persona y su grado de actividad). Estos impulsos eléctricos hacen que el corazón se contraiga y bombee la sangre hacia afuera. La sangre entonces se comporta como un fluido pulsátil.

La componente pulsátil (sangre arterial) contiene la información de la frecuencia cardíaca.

En el circuito del oxímetro de pulso se necesita un sample and hold para reconstruir las formas de onda de cada longitud de onda. Por lo general se toman una 600 muestras por segundo.

A las señales obtenidas se las filtra para eliminar el ruido y la componente DC.

En figura VI se muestran señales pulsátiles típicas detectadas

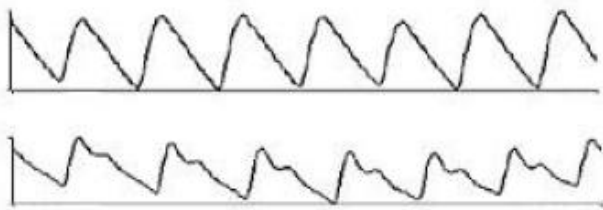


figura VI

Pulso detectado en la punta del dedo (Fuente Pulse Oximetry Yun-Thai Li)

Mediante un algoritmo implementado en el microprocesador es posible calcular la frecuencia cardíaca. Este parámetro se define como el número de pulsaciones en un minuto.

Un posible método para calcular dicho parámetro es mediante un contador cuantificar la cantidad de veces que se da un máximo de la señal en diez segundos y luego multiplicar ese valor por seis. Para minimizar errores en la medida conviene realizar el cálculo varias veces y promediar el resultado.

De esta manera se logra agregar la una nueva funcionalidad (de gran importancia) al oxímetro de pulso.

V. INTEGRACION DE UN NUEVO PARAMETRO EN EL OXÍMETRO DE PULSO, LA TEMPERATURA.

A continuación se estudiara la posibilidad de integrar un nuevo parámetro en el oxímetro de pulso. Este parámetro es la temperatura.

Para medir la temperatura se usara un sensor infrarrojo (pirómetro infrarrojo).

Cualquier objeto cuya temperatura este por encima del cero absoluto emite cierta radiación en forma de espectro continuo. Sin embargo la cantidad de energía emitida para cada longitud de onda depende de la temperatura. De acuerdo a la ley de desplazamiento de Wien se tiene que:

$$\lambda_{max}T = B$$

Donde $B = 2,898 \times 10^{-3}$ mK.

Para temperaturas bajas, la emisión resulta casi exclusivamente infrarroja.

La cantidad de energía (calor) emitida por una superficie de área A a temperatura absoluta T viene dada por la Ley de Stephan-Boltzman:

$$E = esAT^4$$

Donde s es una constante universal igual a $5.67 \times 10^{-8} Wm^{-2}K^{-4}$. La magnitud ϵ se denomina emisividad y se encuentra comprendida entre 0 y 1. De acuerdo con la ley anterior, la cantidad total de energía emitida aumenta con la cuarta potencia de la temperatura absoluta.

La piel humana posee un comportamiento similar al cuerpo negro $\epsilon \approx 0.993$. Aplicando la ley de Wien la longitud de onda máxima de la radiación emitida por la piel a $37^{\circ}C$ varia en el rango $9,4 - 10\mu m$ (infrarrojo). La piel se encuentra dentro del espectro infrarrojo, $2 - 20\mu m$.

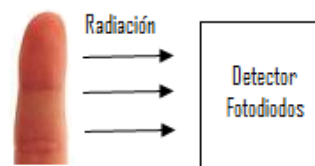


figura VII

Diagrama de detección de radiación.

A lo largo de la historia se han desarrollado una multitud de sensores para detectar la radiación infrarroja. Los dos tipos que abarcan casi por totalidad la práctica son los sensores fotónicos y los sensores térmicos.

Los sensores fotónicos detectan directamente los fotones que transmiten la energía radiado por los objetos. Estos a su vez crean una corriente o tensión, dicha magnitud es la que se mide. Los sensores térmicos, miden la radiación de forma indirecta. La radiación es absorbida en forma de calor, provocando un aumento de temperatura en el propio elemento sensor. Este aumento de temperatura cambia alguna de las propiedades del sensor, esos cambios son los que se miden. Debido a que el funcionamiento de un sensor térmico se basa en un cambio en su temperatura, tienen una respuesta inevitablemente más lenta que la de los sensores fotónicos. Además, su sensibilidad suele ser mucho menor que la de los sensores fotónicos. Por estas razones se eligió utilizar un sensor fotónico para determinar la temperatura del cuerpo humano. En la figura VIII se muestra un ejemplo de un sensor fotónico, el sensor fotovoltaico.



figura VIII
sensor fotónico: fotovoltaico.

Utilizando el sensor PDB-C609-2-ND de la empresa Advanced Photonix Inc se obtiene la siguiente (figura IX) respuesta en frecuencia para la longitud de onda deseada ($9,4 - 10\mu\text{m}$)

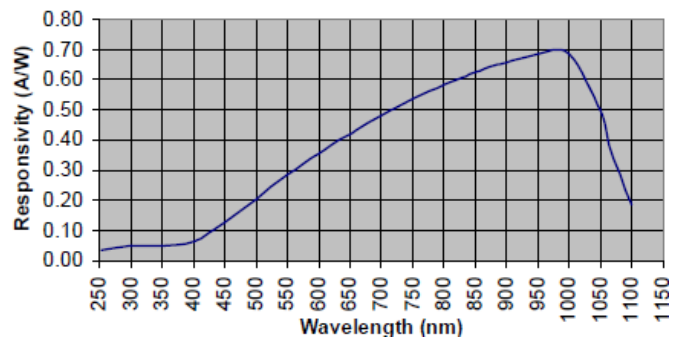


figura IX
Respuesta en frecuencia.

Como se puede observar en la figura IX, para la longitud de onda deseada se obtiene una muy buena respuesta del sensor. El rango de temperatura de funcionamiento es $(-40, 100)^{\circ}\text{C}$.

Mediante una tabla de calibración se pasa de la señal en amperes a valores de temperatura en grados celcius.

Además de todos los beneficios anteriormente mencionados, este sensor se puede adquirir en plaza a un precio de US\$ 21, lo cual lo hace bastante accesible. Sus dimensiones son 1mm de espesor, 10mm de ancho por 10mm de largo. Su pequeño tamaño lo hace ideal para poder integrarlo al circuito del oxímetro de pulso. Estos sensores no necesitan estar alimentados, otro beneficio importante ya que no agrega complejidad. A continuación se muestra la ubicación donde se pondría el sensor.

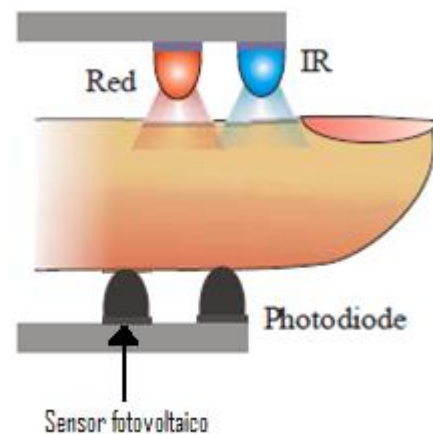


figura X
Idea básica del oxímetro de pulso mas sensor de temperatura.

La ubicación del sensor fotovoltaico sería al lado del fotodiodo utilizado por el oxímetro de pulso.

La señal se amplifica, se pasa de analógico a digital, y luego esa señal es enviada al microprocesador. Esta es una idea que se propone en esta monografía para ampliar la funcionalidad del oxímetro de pulso. Pero un problema que se observa al medir la temperatura en el dedo, es que muchas veces esta medida no es representativa, ya sea porque el paciente está en shock o con hipotermia por ej., en este caso la medida de temperatura tiene que hacerse de forma intrarectal o lingual, ya que la medida de la temperatura de forma cutánea no es representativa.

Otro problema es que en algunas ocasiones la temperatura del dedo no es idéntica a la temperatura corporal general.

Más allá de los problemas anteriormente mencionados esta parece ser una idea que se puede llevar a cabo.

VI. CONCLUSIÓN.

El impacto que ha tenido el oxímetro de pulso ha sido tan grande que ha revolucionado la práctica de la medicina. En menos de veinte años, logro ser recomendando como un estándar mínimo en la vigilancia anestésica.

Las aplicaciones oximétricas implican fundamentalmente la detección y la cuantificación de la hipoxemia.

Numerosos estudios han demostrado que el oxímetro de pulso es útil en la detección precoz de la hipoxemia. Un estudio particular realizado por Coté y Cols en 1988 coloca al oxímetro en la categoría de "monitor de rutina". El estudio fue también significativo demostrando que la vigilancia clínica no identificó adecuadamente muchos casos de hipoxia. La conclusión de este trabajo fue: "el oxímetro salvará muchas vidas".

El oxímetro de pulso ha también proporcionado el mecanismo para refutar la antigua creencia que el paciente bien despierto no presenta riesgo de hipoxemia y por lo tanto no necesita suplemento de oxígeno.

Si bien el oxímetro de pulso ha sido un gran avance en la medicina, próximas generaciones de estos oxímetros mejorarán el hecho de que muchas veces es difícil obtener lecturas precisas durante períodos de movimiento y en lugares con mucho "ruido".

Más allá de las próximas mejoras que tendrán los oxímetros de pulso es importante recalcar que, la tecnología más fidedigna también conduce a realizar menos análisis confirmatorios de gases en sangre arterial, a un destete más rápido de la ventilación mecánica y a costes más bajos. Además como se mostro en esta monografía diversos parámetros pueden ser integrado a este dispositivo, logrando de esta manera un aparato más completo.

VII. BIBLOGRAFÍA.

- [1]<http://es.wikipedia.org/wiki/Oxigenoterapia>
Oxigenoterapia Wikipedia.
- [2]<http://es.wikipedia.org/wiki/Espectrofotometr%C3%ADa>
Espectrofotométrica Wikipedia.
- [3]http://es.wikipedia.org/wiki/Ley_de_Beer-Lambert
Ley de Beer-Lambert Wikipedia.
- [4] Medida de la Saturación de Oxígeno por Medio Óptico. Monografía Seminario Ingeniería Biomédica 2004.
- [5] Millikan GA : The oximeter, an instrument for measuring continuously de oxygen saturation of arterial blood in man. Rev Scient Instruments 13:434-444, 1949.
- [6] Rajiv Chawla; Kumarvel V; Girdhar KK; Sthi AK; Indrayan A; Bhattacharya A : Can pulse oximetry be use to mesure systolic blood pressure? Anesth Analg 74:196-200, 1992.
- [7] Principles of pulse oximetry.
- [8] Oximetria de pulso pre-operatoria.
Dr. Victor Hanna Ruz
Servicio de Anestesiología
Hospital de Urgencia Asistencia Pública.
- [9] Termoterapia.
http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/termoterapia_1.pdf
- [10] Principles of Infrared Thermocouples.
www.omega.com/temperature/Z/IRTC.html
- [11] Sensor fotovoltaico. Digikey
http://www.advancedphotonix.com/ap_products/pdfs/PDB-C609-2.pdf
- [12] Sensores piroelectricos. Autor Jose Juan Fernández de Dios.