

Oxímetro de Pulso Basado en una Palm

Parte I: Fundamentos

M. en C. Israel Rivera Zárate,
M. en C. Juan Carlos Herrera Lozada,
Profesores del CIDETEC-IPN.
Victor Jalil Ochoa;
Estudiante UPIICSA-IPN.

La importancia del estudio de las variables involucradas con la salud de la sangre de algún paciente, tales como los niveles de pH, P_{O_2} , P_{CO_2} , hematocrito, hemoglobina total, saturación de O_2 , etc., ha llevado a desarrollar instrumentos para medir y analizar todos estos parámetros por diferentes métodos. Sin embargo, presentan el inconveniente de ser por lo general métodos invasivos. En el desarrollo de este trabajo se verá un método no invasivo para la medición de la saturación de oxígeno en la sangre por medio de la interpretación de la absorción de luz de longitudes de onda específicas, que dependerá de la proporción existente entre hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la hemoglobina desoxigenada (Hb).

TERMINOLOGÍA UTILIZADA EN ESPECTROSCOPIA DE ABSORCIÓN

En la **Tabla 1** se enumeran los términos y símbolos empleados con mayor frecuencia en espectroscopia de absorción. Recientemente se ha hecho un esfuerzo considerable por la *American Society for Testing Materials* para crear una nomenclatura uniforme. Los términos y símbolos que se enumeran en las dos primeras

columnas de la **Tabla 1**, se basan en estas recomendaciones [1]. La tercera columna contiene otros símbolos que podrán encontrarse en la bibliografía más antigua.

TRANSMITANCIA

Al hacer pasar un haz de radiación luminosa a través de una capa de solución con cierto grado de concentración, y que contiene una especie molecular que posee un coeficiente de absorción ante tal longitud de onda radiante, se observa, que como consecuencia de las interacciones entre los fotones y las partículas absorbentes, la potencia del haz disminuye de P_o a P . La transmitancia T de la solución es la fracción de la radiación incidente transmitida por la solución:

$$T = P/P_o$$

Por lo general, la transmitancia se expresa como porcentaje.

ABSORBANCIA

La absorbancia de una solución está definida por la ecuación:

$$A = -\log_{10} T = \log P_o/P$$

Obsérvese que, a diferencia de la transmitancia, la absorbancia de una solución aumenta a medida que aumenta la atenuación del haz.

ABSORTIVIDAD Y ABSORTIVIDAD MOLAR

Como se verá a continuación, la absorbancia es directamente proporcional a la trayectoria de la radiación a través de la solución y a la concentración de la especie molecular que produce la absorción. Es decir:

$$A = abc$$

donde **a** es una constante de proporcionalidad llamada absorptivi-

Término y símbolo	Definición.	Otros nombres y símbolos
Potencia radiante, P, P_o	Energía de la radiación en ergs incide en el detector, por cm^2 de superficie y por segundo.	Intensidad de la radiación, I, I_o .
Absorción, A	$\log P_o/P$	Densidad óptica, D ; extinción, E
Transmitancia, T	P_o/P	Transmisión, T
Trayectoria b de la radiación, en cm.	-	l, d
Absortividad, a	$A/(bc)$	Coefficiente de extinción, k
Absortividad molar, e	$A/(bc)$	Coefficiente de extinción molar

Tabla 1. Símbolos y terminos más importantes utilizados en las medidas de absorción.

dad. Resulta evidente que la magnitud de **a** depende de las unidades utilizadas para **b** y **c**. Cuando se expresa la concentración en moles por litro y la trayectoria a través de la celda en centímetros, la absorptividad se denomina *absortividad molar* y se representa con el símbolo **e**. En consecuencia cuando **b** se expresa en centímetros y **c** en moles por litro:

$$A = e bc$$

LEY DE BEER-LAMBERT

Esta ley indica que para una cierta concentración de absorbente, la intensidad de la luz transmitida, que previamente se ha logrado que sea paralela plana y que entre al medio absorbente, formando ángulos rectos con el plano, disminuye logarítmicamente a medida que la longitud del trayecto aumenta en forma aritmética.^[1]

La relación entre la intensidad y la concentración de la especie absorbente tiene mucho más interés, por lo que **Beer** determinó que, al aumentar la concentración del absorbente, se produce el mismo efecto que un aumento proporcional en la longitud del trayecto de absorción de la radiación. De esta forma, la constante de proporcionalidad **k** de la ecuación es a su vez, proporcional a la concentración de soluto absorbente, esto es:

$$k = aC$$

Sí la longitud de trayecto de la muestra se expresa en centímetros y la concentración en gramos de absorbente por litro de solución, la constante **a**, llamada *absorbancia relativa* específica o coeficiente de absorción, tiene por unidades litro g⁻¹ cm⁻¹.

Con frecuencia se desea especificar C en términos de concentraciones molares, manteniendo b en uni-

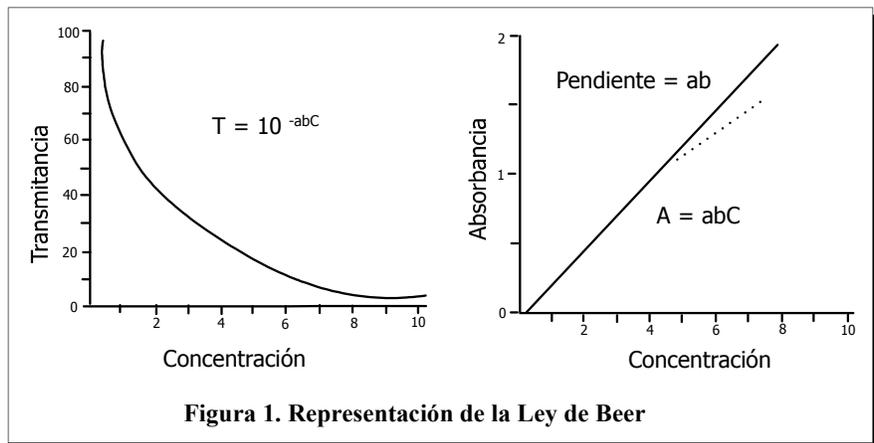


Figura 1. Representación de la Ley de Beer

dades de centímetros, Entonces la ecuación se escribe como:

$$\log \frac{P_0}{P} = \epsilon bC$$

donde ϵ , en unidades de:

$$L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1},$$

se llama coeficiente molar o coeficiente molar de absorción. Una gráfica de la absorbancia en función de la concentración es una línea recta que pasa por el origen, tal como se muestra en la **Figura 1**.

Las escalas de lectura y de medición de los espectrofotómetros suelen estar calibradas para leer absorbancia y transmitancia. La sensibilidad de un espectómetro depende de la magnitud de la absorbancia específica y de la absorbancia mínima que puede medirse con el grado de certidumbre requerido.

PRINCIPIOS DE LA OXIMETRÍA

Oximetría es un término general relativo o aplicable a las diferentes tecnologías capaces de medir la saturación de la hemoglobina (Hb) por el oxígeno. De manera general, las técnicas oximétricas se pueden dividir en: 1) Espectrofotometría para el análisis de la Hb *in vitro*; 2) Oximetría

de pulso (SpO₂) para medición no invasiva de la saturación de la Hb y 3) Oximetría fibróptica para medición invasiva de la saturación de la oxihemoglobina *in vivo*.^[2]

Todas estas técnicas de oximetría se basan en principios espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y/o absorbida por parte de la Hb. Para los fines de este trabajo, nos ocuparemos de la oximetría de pulso que se puede conceptualizar como una técnica de monitoreo no invasivo que determina de manera continua y relativamente confiable la saturación arterial de oxígeno (SaO₂), en el momento preciso en que está sucediendo.

La oximetría básicamente es la interpretación de la coloración sanguínea que depende de la SaO₂. El cambio de color de la sangre al saturarse de oxígeno, se debe a las propiedades ópticas de la molécula de Hb (específicamente de la porción *heme*). A medida que la sangre se desoxigena se vuelve menos permeable a la luz roja, el tejido pierde entonces su apariencia rosada, tomando un tinte azulado; de manera que visto de una manera simplista, el oxímetro sólo tiene que medir lo rojo de la sangre arterial e interpretarlo en términos de saturación, pudiendo entonces establecer que el oxímetro de pulso mide la absorción de luz

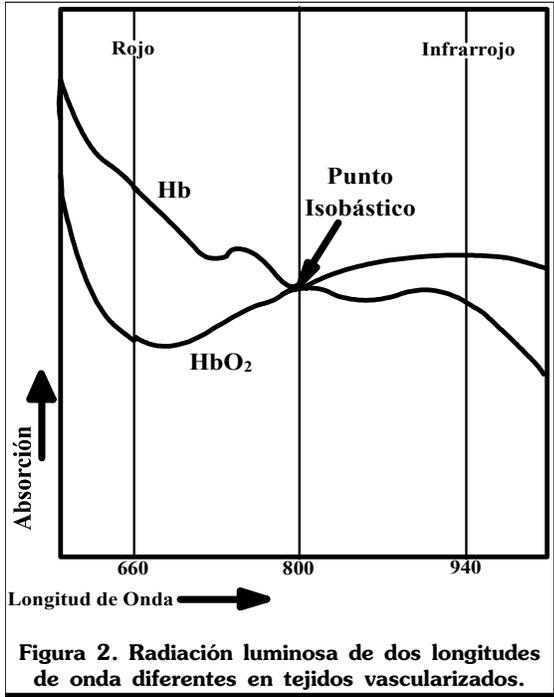


Figura 2. Radiación luminosa de dos longitudes de onda diferentes en tejidos vascularizados.

de longitudes de onda específicas que dependerá de la proporción existente entre Hb oxigenada y Hb desoxigenada.

Resulta fundamental recordar que, de manera general, existen normalmente dos tipos de Hb en la sangre, las llamadas hemoglobinas funcionales (la oxihemoglobina o Hb ligada al oxígeno, y la hemoglobina reducida (HbR), que si bien se encuentra desoxigenada, tiene la capacidad de unirse al oxígeno transformándose en oxihemoglobina); las hemoglobinas denominadas disfuncionales, las cuales presentan otro tipo de comportamiento no fisiológico cuando interactúan con el oxígeno (carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina). Es importante considerar este último señalamiento, dado que bajo condiciones normales las hemoglobinas denominadas funcionales son las más abundantes en la sangre, por lo que teóricamente se acepta para fines de oximetría de pulso que la sangre se compone solamente por dos absorbentes de luz, la oxihemoglobina (HbO₂) y la HbR.

Partiendo de este fundamento exclusivamente teórico, es que en la oximetría de pulso, se utiliza luz con sólo dos diferentes longitudes de onda.^[3]

Las características del espectro de absorción de la luz de la HbO₂ y de la HbR, presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja del espectro como se muestra en la Figura 2.

Así, a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR que por la HbO₂, y a una longitud de onda de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO₂ que por la HbR. Estas dos luces de diferente longitud de onda (roja e infrarroja) se hacen pasar a través del árbol arterial y los porcentajes de HbO₂ y HbR se determinan por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta el foto-detector. Existe oxígeno dentro la sangre que circula por las venas y arterias de todo sistema circulatorio.

Este oxígeno es llevado en la sangre en dos estados separados. Normalmente, el 98% del oxígeno, esta combinado con hemoglobina (Hb) en las células rojas de la sangre. El restante 2% esta físicamente disuelto en el plasma. La cantidad de saturación de oxígeno (Saturación, S) adherida a la hemoglobina en la sangre arterial esta definida como el porcentaje de concentración de oxihemoglobina (HbO₂) en la concentración total de Hemoglobina.

Si se asume que la transmisión de la luz a través de la sangre arterial es influenciada exclusivamente por las

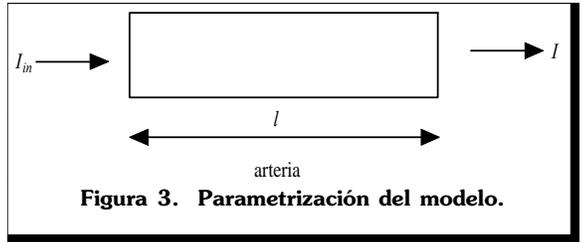


Figura 3. Parametrización del modelo.

concentraciones relativas de HbO₂ y Hb y sus coeficientes de absorción a las dos longitudes de onda medidas, entonces la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria conforme lo establece la ley de Beer – Lambert. Ver Figura 3.

A la longitud de onda λ_1 ,

$$I_1 = I_{in1} 10^{-(\alpha_{o1}C_o + \alpha_{r1}C_r)l}$$

A la longitud de onda λ_2 ,

$$I_2 = I_{in2} 10^{-(\alpha_{o2}C_o + \alpha_{r2}C_r)l}$$

Donde:

C_o es la concentración de oxihemoglobina (HbO₂).

C_r es la concentración de la hemoglobina reducida (HbO).

α_{om} es el coeficiente de absorción de HbO₂ a la longitud de onda \ln

α_{rm} es el coeficiente de absorción de Hb a la longitud de onda \ln

De acuerdo con la ley de Beer-Lambert :

$$R = \frac{\log_{10}(I_1 / I_{in1})}{\log_{10}(I_2 / I_{in2})}$$

Se puede observar que:

$$\begin{aligned} SaO_2 &= \frac{C_o}{C_o + C_r} \\ &= \frac{\alpha_{r2}R - \alpha_{r1}}{(\alpha_{r2} - \alpha_{o2})R - (\alpha_{r1} - \alpha_{o1})} \end{aligned}$$

Lo anterior permite proponer un sistema de procesamiento que permita calcular la SaO_2 con base en la ecuación anterior; sistema que será expuesto en detalle en los artículos siguientes.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. F. Kelleher, Pulse oximetry, *J. Clin. Monit.*, vol. 5, pp. 37–62, 1989.
- [2] J. W. Severinghaus and J. F. Kelleher, Recent developments in pulse oximetry, *Anesthesiology*, vol. 76, pp. 1018–1038, 1992.
- [3] J. T. B. Moyle, *Pulse Oximetry*, 1st ed. London, U.K.: BMJ, 1994.