

Revista Médica del Hospital General de México

Volumen
Volume 66

Número
Number 3

Julio-Septiembre
July-September 2003

Artículo:

Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación

Derechos reservados, Copyright © 2003:
Sociedad Médica del Hospital General de México, AC

**Otras secciones de
este sitio:**

-  [Índice de este número](#)
-  [Más revistas](#)
-  [Búsqueda](#)

***Others sections in
this web site:***

-  [Contents of this number](#)
-  [More journals](#)
-  [Search](#)



[Medigraphic.com](http://www.Medigraphic.com)



Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación

G Patricia López-Herranz*

RESUMEN

Una de las misiones importantes del anestesiólogo en la sala quirúrgica es mantener las constantes vitales con seguridad para el paciente. Contar con un equipo de monitorización completo y eficiente permite la vigilancia de la función ventilatoria durante los procedimientos anestésico-quirúrgicos. La oximetría de pulso es un método no invasivo que contribuye a garantizar la seguridad de la anestesia. Es la culminación de una serie de descubrimientos científicos. Desde su comercialización ha ofrecido la vigilancia de la función ventilatoria en una extensa variedad de áreas clínicas y quirúrgicas. En este artículo, se describe la oximetría de pulso convencional, su evolución, principios de funcionamiento, indicaciones, limitaciones y complicaciones. Se presenta una nueva perspectiva, la oximetría de pulso con tecnología de reflectancia, así como las modalidades y aplicaciones futuras.

Palabras clave: Oximetría, saturación, monitorización, reflectancia, monitoreo fetal.

ABSTRACT

One of the most important commissions of the anesthesiologist in the surgical room, is to maintain the vital signs with security to the patient. To have an equipment of complete and efficient monitoring, allows the accuracy of watchfulness in function during anesthetic-surgical procedures. The pulse oximetry is non invasive method which contributes to guarantee the saferess of anesthesia. It is the last point of a series of scientific discoveries. Starning from the commercialization, offers to wach the ventilatory function in an extensive variety of clinical and surgical areas. In this article, the conventional pulse oximetry, its evolution, principles of operation, indications, limitations, and complication are described. A new perspective in the pulse oximetry with reflectance technology appears, as well as, modalities and future applications.

Key words: Oximetry, saturation, monitoring, reflectance, fetal monitoring.

INTRODUCCIÓN

A diferencia de los primeros cien años de la práctica de la anestesia, durante los cuales el médico dependía fundamentalmente de sus propios sentidos, en los últimos veinte años, el extraordinario progreso de la tecnología en la ingeniería electrónica y digital permite mayor capacidad para el cuidado y medición de la mayoría de las funciones vitales, particularmente en el área de la anestesiología.

El anestesiólogo tiene muchas responsabilidades en la sala quirúrgica. Su misión más importante es el mantenimiento de las constantes vitales para la seguridad del paciente. Una de las posibilidades de cumplir mejor con esta tarea es contar con un monitoreo completo y eficiente.

La vigilancia de la función ventilatoria durante los procedimientos anestésico quirúrgicos es de esencial importancia para el anestesiólogo. En la actualidad, el oxímetro de pulso es una modalidad de monitoreo indispensable. Es un recurso que contribuye enormemente en la garantía de la anestesia, al permitir la identificación y corrección tempranas de episodios de hipoxemia. Constituye el método no invasi-

* Servicio de Anestesiología. Hospital General de México, O.D.

vo más sensible de monitoreo con que cuenta el anestesiólogo en la práctica diaria para detectar oportunamente la desaturación e hipoxemia inminente, y disminuir la morbilidad que se relaciona con el procedimiento anestésico. Es el progreso tecnológico más significativo para monitorizar la oxigenación y valorar la seguridad en el periodo transoperatorio.

En la actualidad, se utiliza ampliamente y con frecuencia se refiere como el quinto signo vital.

Con esta revisión se pretende proporcionar información acerca de la oximetría de pulso convencional, sus avances tecnológicos y aplicaciones futuras.

HISTORIA

El origen de la oximetría se remonta al año 1862, cuando el profesor alemán de química aplicada, Félix Hoppe Seyler, acuña el término de hemoglobina (Hb) y reconoce que la sangre oxigenada se puede diferenciar de la no oxigenada. En 1864, George Stokes reporta que la hemoglobina transporta oxígeno (O_2) en la sangre. Robert Bunsen y Gustav Kirchhoff, en 1869, construyen el primer espectroscopio y demuestran que cada material tiene un espectro específico.¹ Siete años después, en 1876, Karl von Vierordt usa el espectroscopio para la medición del O_2 , con la utilización de la transmisión de la luz.² En 1935, Karl Matthes, fabrica el primer aparato auricular para medir la saturación de O_2 con dos longitudes de onda, roja y verde, por transiluminación de los tejidos. Durante la Segunda Guerra Mundial, Glen Millikan (1942) desarrolla un método óptico destinado a la medición de la saturación de hemoglobina con O_2 en pilotos que volaban a grandes alturas, e introduce el término de "oxímetro". En 1949, Earl Wood, en la Clínica Mayo, modifica la pieza auricular de Millikan. Aumenta una cápsula de presión con dos ventajas: mayor exactitud y lectura absoluta de saturación de O_2 .^{3,4} Estos adelantos y modificaciones dan inicio a la oximetría moderna, con Shaw en 1964, quien ensambla el primer oxímetro auricular, autocalibrable, utiliza ocho longitudes de onda, y el método de calentar el pabellón de la oreja para "arterializar" los capilares sanguíneos. A pesar de que se convirtió en un modelo clínico y demostró seguridad para la monitorización intraoperatoria, su tamaño, costo y la dificultad del sensor auricular impidieron su aceptación como monitor de rutina. Posteriormente, en Tokio, en 1975, el ingeniero Takuo Aoyagi diseña el primer oxímetro auricular comercial, por el análisis de la absorbancia de la luz pulsátil. Finalmente, en 1980, el anestesiólogo William New desarrolla y distribuye el

"oxímetro de pulso". A partir de 1986, la Sociedad Americana de Anestesiólogos (ASA) apoya el uso de la oximetría de pulso durante todas las anestesiaciones como método para asegurar la oxigenación.^{5,6}

En México, la Norma Oficial Mexicana para la práctica de la anestesiología (NOM-170-SSAI-1998), dentro de los lineamientos para el manejo transanestésico, establece vigilar continuamente la saturación de oxígeno mediante la oximetría de pulso en todo procedimiento anestésico.⁷

OXIMETRÍA DE PULSO

En el presente, la oximetría de pulso por transmitancia o convencional (SpO_2) es conocida y utilizada ampliamente por los anestesiólogos en la mayoría de los procedimientos anestésicos. Sin embargo, la tecnología continúa su evolución en cuanto al monitoreo de la oxigenación. La oximetría de pulso por reflectancia ($RSpO_2$) es el siguiente paso para este método de diagnóstico.

1. Oximetría de pulso por transmitancia o convencional.

Es un método simple, continuo, no invasivo, para vigilar de manera periférica el porcentaje de hemoglobina (Hb) saturada con oxígeno (O_2), por el paso de longitudes de onda específicas a través de la sangre (SpO_2). Se basa en la ley de Lambert-Beer-Bouguer.

Ley de Beer-Lambert: El principio en el que se funda la determinación de la saturación de O_2 , con el oxímetro de pulso, es la ley de Beer. Todas las técnicas de oximetría se basan en análisis espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y absorbida por la hemoglobina, combinado con el principio de la pletismografía.

Las sustancias químicas son capaces de absorber luz (o radiación electromagnética) de determinadas longitudes de onda. Cuando un haz de luz monocromática (de una sola longitud de onda) incide sobre una solución de una sustancia que se absorbe, la intensidad de la luz transmitida (la que atraviesa la solución) es menor que la incidente. Así pues, la transmitancia (T) de una solución se define como la fracción incidente de luz transmitida por la solución. Se expresa en porcentaje:

$$T = I/I_0$$

I = Intensidad de luz después del paso a través de una muestra (transmitida).

I_0 = Intensidad de luz inicial (incidente).

La absorbancia es el logaritmo decimal del inverso de la transmitancia. La ecuación es la siguiente:

$$A = -\log_{10} T = -\log(I/I_0)$$

La fracción de luz absorbida en una longitud de onda específica, se denomina absortividad o coeficiente de extinción.

La absorbancia de una sustancia en solución depende del espesor de la muestra, de la concentración del compuesto absorbente y de la naturaleza química de éste. Esto se expresa mediante la ley de Lambert-Beer, mejor conocida como ley de Beer.

Ley de Beer: La absorbancia de una radiación monocromática es directamente proporcional al espesor de la radiación a través de la solución y a la concentración de la especie absorbente que se encuentra en solución: $A = abc$.

Esta ley se aplica a sustancias que absorben energía radiante y relaciona la concentración de un soluto en solución con la intensidad de la luz transmitida a través de la solución.⁸⁻¹⁰ Cuando se trabaja en unidad de molaridad, la **a** cambia a **ϵ** (Cuadro I).

Longitudes de onda: El oxímetro de pulso cuantifica la saturación de O_2 , al valorar la absorbancia de luz en dos longitudes de onda. En el espectro luminoso, la longitud de onda entre 400 y 700 nanómetros (nm) corresponde a la luz visible. Una longitud de onda menor a 400 nm a la luz ultravioleta, y una mayor de 700 nm a la luz infrarroja.

El oxímetro de pulso emite luz con dos diferentes longitudes de onda. Las características del espectro de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada (O_2Hb) y no oxigenada, desoxihemoglobina o reducida (RHb), presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja del espectro. A una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la RHb y, a 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la O_2Hb . Estas dos luces de diferente longitud de onda, roja e infrarroja, se pasan a través del árbol arterial y el porcentaje de O_2Hb y RHb es determinado por el fotodetector.^{1,11,12}

Oxígeno y hemoglobina: El O_2 es un gas claro, sin olor, constituye el 21% de los gases del aire. Es esencial para producir la energía indispensable para el metabolismo. Mucho o poco O_2 puede ocasionar enfermedad o muerte, por lo que es necesario cuantificar la cantidad de O_2 en la sangre.

La hemoglobina es la parte activa en el transporte de O_2 del eritrocito. Está constituida por cuatro átomos de hierro (hem) y cuatro cadenas de polipéptidos (globina). Cada átomo de hierro reacciona con una molécula de O_2 . Un gramo de hemoglobina transporta 1.34 mL de O_2 .

La sangre del adulto habitualmente contiene cuatro especies de hemoglobina: Oxihemoglobina (O_2Hb), desoxihemoglobina (RHb), carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb). Las últimas dos se encuentran en mínimas concentraciones, excepto en condiciones patológicas.³

Saturación de hemoglobina: La otra vía de transporte de O_2 es el plasma. La cantidad de O_2 a una presión atmosférica normal es solamente el 3% del total del O_2 transportado. La mayor cantidad se une a la hemoglobina. Hay tres factores que pueden afectar el total de O_2 liberado a las células: Perfusión tisular, cantidad de hemoglobina y saturación de O_2 con hemoglobina. Si todas las moléculas hem se enlazan con las moléculas de O_2 , la hemoglobina se encuentra totalmente saturada (100%). La gran afinidad del hem por el O_2 origina una saturación muy cercana al total en la sangre arterial en personas sanas. Usualmente es del 97%.¹³

El oxímetro de pulso aporta una estimación no invasiva de la saturación de hemoglobina, variable que está directamente relacionada al contenido de O_2 de la sangre arterial.

Saturación funcional de hemoglobina: Relaciona las concentraciones de la O_2Hb y RHb de la siguiente manera:

$$SaO_2 \text{ funcional} = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + RHb} \times 100\%$$

Cuadro I. Ley de Beer.

$A = abc$	$A = \epsilon bC$
A = Absorbancia	A = absorbancia
a = Longitud de onda dependiente del coeficiente de absorción	e = longitud de onda dependiente del coeficiente de absorción molar ($Lmol^{-1} cm^{-1}$)
b = Longitud de trayectoria (cm)	b = longitud de la trayectoria (cm)
C = Concentración del compuesto (g/L)	C = concentración del compuesto ($mol L^{-1}$)

Saturación fraccional de hemoglobina: Otros tipos de hemoglobina, están en ocasiones presentes en la sangre del adulto, la carboxihemoglobina (COHb) y la metahemoglobina (MetHb). Esto lleva a la definición de saturación fraccional de hemoglobina, como la relación de O₂Hb con la concentración total de todas las hemoglobinas presentes.

$$\text{SaO}_2 \text{ fraccional} = \frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{RHb} + \text{COHb} + \text{MetHb}} \times 100\%$$

La saturación fraccional de hemoglobina arterial se relaciona con el contenido arterial de O₂ (CaO₂) mediante la siguiente fórmula:

$$\text{CaO}_2 = [1.37 \times \text{hemoglobina} \times (\text{O}_2\text{Hb}\%/100)] + (0.003 \times \text{PaO}_2)$$

donde: Hb, es la concentración total de hemoglobina en g/dL. PaO₂, es la presión parcial de O₂ en mm Hg. El primer término de la ecuación representa el O₂ unido a la hemoglobina, el cual bajo condiciones normales de Hb = 15 g/dL y O₂Hb% = 98, es igual a 20 mL de O₂ por 100 mL de sangre. El segundo término representa el O₂ disuelto en plasma, que es igual a 0.3 mL/100 mL, para una PaO₂ de 100 mm Hg.

Esta ecuación muestra que el contenido arterial de O₂ es directamente proporcional a la hemoglobina y la saturación fraccional de O₂Hb. La O₂Hb y la PaO₂ se relacionan mediante la curva de disociación de la oxihemoglobina.¹⁴

Curva de disociación de oxihemoglobina: La relación entre la cantidad de O₂ disuelto en la sangre y el que se une a la hemoglobina constituye la curva de disociación de oxihemoglobina.

Las funciones de la hemoglobina son captar y liberar O₂. La hemoglobina tiene una afinidad que puede aumentar o disminuir debido a varias situaciones, con desviación de la curva a la izquierda o derecha.

Cuando ocurre desviación a la izquierda, la lectura del oxímetro de pulso en 95% se considera normal, pero denota una presión arterial de O₂ (PaO₂) de 76%, hay hipoxia. Con una desviación a la derecha, una lectura de 75%, que se considera como hipoxia severa, indica una PaO₂ de 88%, no hay hipoxia severa a pesar de la saturación baja.²

Técnica: La obtención de una lectura correcta con el oxímetro de pulso depende de una técnica apropiada. Es importante seleccionar el tipo y tamaño del sensor, así como su colocación adecuada. Los sensores se ponen en un dedo de la mano, dedo del pie, lóbulo de la oreja, dorso de la nariz,⁶ e

incluso se experimenta con el oxímetro de pulso bucal¹⁵ y traqueal.¹⁶ Con el sensor que se fija en el dedo de la mano, es conveniente utilizar el brazo opuesto al de la toma de la tensión arterial (TA). El sensor se instala en contacto con la piel, sin que comprometa la circulación. La uña se sitúa cerca del emisor. El sensor consta de un emisor, que se reconoce por el origen de la luz roja, y de un fotodetector, que se identifica como una ventana de malla de alambre o como un pequeño cuadrado oscuro. El emisor lanza luz roja e infrarroja, la cual pasa a través del tejido al fotodetector. Mediante cables, se conecta al monitor, y el porcentaje de saturación de O₂ se muestra numéricamente.²

Valores normales de SpO₂: El valor normal es mayor a 95% para adultos sin patología pulmonar y mayor a 96% en pacientes pediátricos.²

Indicaciones: La oximetría de pulso se utiliza en una gran variedad de situaciones que requieren monitoreo del estado del O₂. Se emplea continua o intermitentemente. No sustituye a la determinación de los gases arteriales. Proporciona indicación temprana de la disminución de la saturación de oxihemoglobina antes de que se presenten signos clínicos de hipoxemia^{2,5} (Cuadro II).

Limitaciones: Debido a que la oximetría de pulso mide la saturación de O₂ por métodos espectrofotométricos, existen factores que limitan su uso. Ciertas

Cuadro II. Oximetría de pulso. Indicaciones clínicas.

1. Anestesia general.
2. Anestesia regional.
3. Monitoreo durante sedación consciente: Endoscopias, tomografía axial computarizada, resonancia nuclear magnética.
4. Unidad de cuidados posanestésicos.
5. Unidad de cuidados intensivos: Cardiopulmonar, neonatología.
6. Ventilación mecánica.
7. Guía para destete de ventilación mecánica.
8. Guía para determinar el requerimiento de oxígeno terapéutico.
9. Patología cardiopulmonar
10. Vigilancia de O₂ durante el sueño o ejercicio.
11. PaO₂ no disponible.
12. Apnea obstructiva del sueño.
13. Obesidad mórbida.
14. Ginecoobstetricia.
15. Neonatología.
16. Pediatría.
17. Geriatría.

condiciones pueden resultar en lecturas no reales, incorrectas o poco informativas.

A) Dishemoglobinemias: Otras moléculas presentes en la sangre afectan la exactitud de los valores obtenidos. La presencia de hemoglobina disfuncional origina lecturas equivocadas.

a) Anemia: Causa disminución del contenido de oxígeno arterial por reducción del número de moléculas de hemoglobina necesarias para el transporte de O_2 . Con una hemoglobina menor de 5 g/dL, el oxímetro muestra una saturación alta. Sin embargo, hay hipoxemia debido a la disminución de los niveles de hemoglobina y, por lo tanto, disminución del contenido total de O_2 .^{2,6}

b) Anemia de células falciformes: En este tipo de anemia, se alteran la forma y función de los eritrocitos. Generalmente hay hipoxemia moderada y la curva de disociación de la oxihemoglobina se desvía a la derecha, por lo que se presentan sobreestimaciones de la saturación de O_2 en el oxímetro.^{1,17}

c) Hemoglobina fetal: La hemoglobina fetal (HbF) difiere de la hemoglobina del adulto en la secuencia de aminoácidos. Esta diferencia no afecta las propiedades de absorción de la luz. La lectura del oxímetro es la misma para la hemoglobina del adulto y la fetal (HbF).¹⁴

d) Carboxihemoglobina y metahemoglobina: Ambas absorben luz roja e infrarroja, lo que representa un problema si la concentración de una u otra aumenta. La COHb absorbe muy poca luz en el rango del infrarrojo, mientras que en el rango de 660 nm absorbe tanta luz como la oxihemoglobina. Esto implica que, en caso de intoxicación por monóxido de carbono, en fumadores crónicos o contaminación ambiental, en el oxímetro de pulso se obtiene una cifra de saturación normal, que correspondería a la suma de la COHb más la O_2 Hb, cuando en realidad la saturación está por debajo de lo normal.

Otra situación semejante es la que se ocasiona por la presencia de MetHb. Ésta se puede encontrar después del uso de anestésicos locales (prilocaína, benzocaína), sulfonamidas, nitroprusiato de sodio, antipalúdicos, dapsona. La presencia de MetHb impide la reversibilidad de la unión con el O_2 y dificulta la descarga de éste a los tejidos. La MetHb tiene una absorción muy similar a la desoxihemoglobina a 660 nm, mientras que a 940 nm su absorción es

mucho mayor que la de las otras hemoglobinas. Clínicamente, produce un oscurecimiento de la sangre, lo que provoca una medición errónea en el oxímetro. Medidas falsamente bajas cuando la saturación de O_2 es superior a 85%, y falsamente altas cuando la saturación está por debajo de 85%.^{1,14}

B) Colorantes: El radio de absorción puede ser afectado por cualquier sustancia presente en la sangre que absorba luz entre 660 y 940 nm. Los colorantes intravenosos son un buen ejemplo. El azul de metileno causa una caída de la SpO_2 de aproximadamente un 60% durante uno o dos minutos. Otros colorantes, como el índigo carmín y el verde de indocianina, alteran la lectura por un corto periodo.^{3,14}

C) Ictericia: La hiperbilirrubinemia no tiene efecto directo sobre la oximetría de pulso.¹⁴

Interferencias: Existe un número importante de interferencias a considerar cuando se usa el pulso oxímetro. Las causas más comunes incluyen:

A) Movimiento: La causa más frecuente de lecturas inadecuadas de SpO_2 es el movimiento, en particular en neonatos. Afecta la habilidad de la luz para viajar de los diodos emisores de luz (DEL) hacia el fotodetector. El parkinsonismo, las crisis convulsivas, los temblores, originan problemas con la detección de la saturación, con mediciones falsamente altas.¹³

B) Hipoperfusión: En estados de baja perfusión, tales como gasto cardíaco bajo, vasoconstricción, hipotermia, hipovolemia, hipotensión severa, particularmente en pacientes críticos o de cirugía cardíaca, la lectura del oxímetro se dificulta.^{1,6}

C) Luz quirúrgica: Si la luz ambiental es muy intensa o su frecuencia es similar a la de los DEL, ocasiona interferencia con la medición de la saturación. La luz fluorescente y de xenón, causan lecturas bajas de SpO_2 . Se evita, si se cubre el sensor con un material opaco.

D) Electrocauterio: Causa interrupción de la señal.

E) Esmalte de uñas: El esmalte oscuro (azul, negro y verde) altera con más frecuencia las lecturas de la SpO_2 . Se recomienda remover el esmalte. Si no es posible, colocar el sensor en otra área (lóbulo de la oreja, dedo del pie o lateralmente en el dedo de la mano).¹³

F) Micosis ungueales: Las micosis superficiales de las uñas de los dedos cambian la lectura del oxímetro de pulso. Se obtienen valores menores.

G) *Hiperpigmentación de la piel*: Lecturas bajas de SpO_2 se pueden presentar con más frecuencia en personas con piel oscura, debido probablemente a que la piel interfiere con la absorción de las longitudes de onda.¹⁴

H) *Posición del sensor*: Si la colocación del sensor en el dedo o en el lóbulo de la oreja es inadecuada, la cifra de SpO_2 es falsamente baja, debido a que el sensor queda de lado y mide por una parte la superficie del dedo y, por otro lado, la luz que se transmite del medio ambiente. Se denomina "efecto penumbra".

I) *Vasoconstricción e hipotermia*: La vasoconstricción secundaria a frío, choque, presión de pulso baja, habitualmente dificulta la detección de la SpO_2 en los dedos, por disminución de la perfusión tisular y falla en el registro de la señal.¹⁸

J) *Arritmias cardíacas*: La fibrilación auricular causa perfusión irregular e inadecuada y mediciones de saturación falsamente bajas.¹³

Complicaciones: El oxímetro de pulso se utiliza ampliamente, por lo general sin mayores problemas. Sin embargo, durante la imagen por resonancia magnética (IRM) se requiere cuidado, ya que se pueden producir quemaduras de segundo y tercer grados debido al uso de cables y sensores conductivos. Existen oxímetros específicamente diseñados para su utilización en IRM.⁶

La lesión tisular es otra complicación que se presenta por lo siguiente: Uso prolongado del sensor, sensores defectuosos, e incluso isquemia y necrosis por compresión demasiado fuerte del sensor al dedo.

Afortunadamente, continúa el desarrollo tecnológico en la monitorización de la oxigenación. La oximetría de pulso por reflectancia (RSpO_2) constituye el avance tecnológico para este instrumento de monitorización.

2. Oximetría de pulso por reflectancia.

En el presente, el oxímetro de pulso por transmitancia o convencional (SpO_2) es el que más se utiliza. Se basa en el análisis espectrofotométrico de las propiedades de absorción de la sangre, combinado con el principio de la fotoplethysmografía. Sin embargo, la SpO_2 limita su aplicación a las áreas del cuerpo suficientemente delgadas para que penetre la luz roja e infrarroja. Brinkman y Zijlstra WG, en 1949, describen la medición de la saturación de oxígeno con el uso de la reflexión de la luz, mediante la utilización de sensores frontales.¹⁹⁻²¹ En 1983, Mendelson Y demuestra que la saturación de O_2 de la

hemoglobina se puede medir cuantitativamente con la técnica de la reflectancia.²² En 1992, inicia el desarrollo de sensores ópticos para la RSpO_2 .²³ La RSpO_2 se sustenta en la reflexión de la sangre en los tejidos. Es un método no invasivo que proporciona un monitoreo continuo, exacto, confiable y económico de la saturación de O_2 , con el empleo de la tecnología de reflectancia. Los diodos emisores de luz y el fotodetector permiten la absorción en la superficie de la piel.²⁴

Ventajas: La RSpO_2 ofrece varias ventajas sobre los oxímetros convencionales. El oxímetro de pulso convencional utiliza la tecnología de la transmisión de la luz para calcular la saturación de O_2 . El oxímetro de pulso por reflectancia emplea el método de la reflexión de la luz. El oxímetro convencional tiene un sensor semejante a una pinza para tender ropa, que abraza el dedo. Un lado del sensor envía luz a través del tejido, dentro del lecho vascular, y el otro lado la recibe. El sensor del oxímetro de pulso por reflectancia emite luz hacia abajo a través del tejido y del lecho capilar y recoge la luz que se refleja hacia arriba, y calcula la saturación de O_2 .

Sensores reflectantes: El sensor convencional envuelve el dedo de la mano, del pie, el lóbulo de la oreja o el dorso de la nariz. El sensor reflectante es plano y se adhiere a la piel con un adhesivo. Se coloca en la frente, tórax o dorso. El funcionamiento del sensor incluye el principio que emite luz roja e infrarroja en múltiples longitudes de onda, y la detección de campos definidos por dos anillos fotodetectores que se colocan concéntricamente alrededor del origen de la luz. Los anillos constituyen una forma anular que permite la obtención de la señal desde una amplia zona tisular, por la cantidad de luz que se absorbe por la sangre.

Indicaciones: En algunas ocasiones, la oximetría de pulso por transmitancia o convencional dificulta la señal exacta de la oxigenación, debido a una hipoperfusión en brazos y piernas, particularmente en pacientes críticos y también al continuo movimiento, especialmente en neonatos. El sistema de RSpO_2 está diseñado e indicado para resolver estos problemas asociados con los sensores periféricos, ya que, debido a su localización corporal central, proporcionan mayor exactitud en las lecturas de la saturación de O_2 .²⁵ En cirugía de corazón abierto, donde se encuentran disminuidos gasto cardíaco, temperatura periférica, perfusión tisular y presión sistólica, con el sensor reflectante hay más probabilidad que se obtengan lecturas correctas, en condiciones de pobre circulación periférica, que con el sensor convencional.²⁶

Aplicaciones: En la actualidad, la tecnología de reflectancia adquiere gran interés, no únicamente para el monitoreo de rutina de pacientes quirúrgicos y de cuidados críticos, sino que también se evalúa su uso en neonatología, medicina materno-fetal y neurología, principalmente.²⁷

a) Oximetría de pulso fetal (FSpO₂): Tradicionalmente, el estado del feto se verifica por el monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal y la actividad uterina por medio de monitores fetales electrónicos. En 1992, Mendelson Y y colaboradores investigaron la tecnología de oximetría por reflectancia y el desarrollo de sensores ópticos para el monitoreo fetal intra-parto.²³ El oxímetro de pulso fetal (FSpO₂) está diseñado para asegurar al equipo obstétrico la vigilancia de la oxigenación fetal durante la labor y parto.²⁸ Está disponible en Europa desde 1995 y en Canadá a partir de 1998. En Estados Unidos, en mayo del año 2000, la *Food and Drug Administration* (FDA) aprobó el oxímetro de pulso fetal para su uso clínico.²⁹ Es un método no invasivo, continuo, confiable, que monitorea la saturación de O₂ pulsátil fetal durante la labor. Permite la detección temprana de hipoxia fetal. Utiliza la tecnología de reflectancia.³⁰

Sensor fetal: Tiene una forma singular diseñada especialmente para utilizarlo en el medio intrauterino. Con una punta flexible, que ayuda a mantener adecuadamente el sensor óptico en la cara fetal. Se aplica en el área de la mejilla y sien del feto.³¹

Técnica: Para la colocación del sensor, el extremo distal se inserta por el cérvix y se captura entre la cabeza fetal y el útero. El cable recorre el cérvix y sale a través del canal del parto, para conectarse al monitor y proporcionar la medición de la FSpO₂.

Valores normales: La información disponible concerniente al rango normal de FSpO₂ durante la labor, obtenida de estudios de laboratorio en animales y de la FSpO₂ en humanos, reportan un rango de saturación fetal entre 35 a 70%, con un promedio de 47% en humanos.³²

Indicaciones: La monitorización de la FSpO₂ intraparto se indica como complemento de la vigilancia de la frecuencia cardíaca fetal (FCF). Se utiliza solamente después de la ruptura de membranas, con feto único, en presentación cefálica y con edad gestacional igual o mayor de 36 semanas.

Contraindicaciones: El uso de la FSpO₂ no está indicado cuando existe sospecha o certeza de placenta previa, un patrón inseguro de FCF que requiera intervención quirúrgica rápida, o un parto inmediato por hemorragia uterina.

Precauciones: Es necesario tener en consideración ciertas medidas para el uso clínico del oxímetro de pulso fetal. Personal experimentado debe llevar a cabo la colocación del sensor. No intentar la inserción del sensor si la dilatación del cérvix es menor de 2 cm o si las membranas amnióticas no se han roto. Retirar el sensor durante el parto con fórceps o cesárea. La colocación inadecuada del sensor, vérmix excesivo, pelo fetal, vasoespasmo, edema, meconio, o contracciones uterinas pueden producir valores falsos de la FSpO₂. Si hay bradicardia fetal refleja, se recomienda retirar el sensor.

Peligros: La FSpO₂ no debe utilizarse cuando se emplea electrocauterio o anestésicos inflamables. Tampoco en nacimientos bajo el agua, en mujeres con herpes genital activo, con seropositividad al virus de la inmunodeficiencia humana VIH/SIDA, y a los antígenos de la hepatitis B y/o E.^{33,34}

b) Oximetría cerebral (CrSO₂): El oxímetro cerebral es un sistema innovador de monitorización que permite la supervisión de los niveles de oxigenación del órgano más sensible y vital, el cerebro, durante la anestesia.

En 1977, Jobsis FF publicó un estudio en el que introduce la espectroscopia cercana al infrarrojo (NIRS en inglés) y describe la técnica para el monitoreo de la saturación de O₂. Esta técnica depende de la relativa buena transparencia de los tejidos biológicos en el rango cercano al infrarrojo, que permite la transmisión de los fotones a través del tejido. La espectroscopia cercana al infrarrojo es una modalidad simple, relativamente económica y muy práctica.³⁵ El oxímetro cerebral se desarrolló como un método no invasivo, continuo, de uso fácil, que proporciona resultados en tiempo real y fáciles de interpretar en situaciones potenciales de riesgo de desequilibrio de la oxigenación cerebral. Utiliza la tecnología de la luz cercana al infrarrojo y aporta información fisiológica acerca del cerebro. La luz infrarroja penetra la piel, cráneo y contenido craneal. Es absorbida por la O₂Hb, hemoglobina y, en menor grado, por la citocromo oxidasa, sustancias importantes en el metabolismo cerebral de O₂.³⁶

En el caso del cerebro, el lecho vascular es predominantemente venoso (70% a 80%). La oximetría cerebral representa esencialmente la estimación de la saturación venosa cerebral (SVO₂). La hemoglobina que se mide es la de los compartimientos, venoso y arterial, por lo que, se puede medir como la saturación de O₂ de la hemoglobina regional cerebral (CrSO₂).

Con esta tecnología se puede realizar la monitorización continua de la CrSO₂.³⁷

Técnica: El sensor comúnmente se coloca en la piel y se extiende sobre la frente. Un fotodetector detecta la absorción de luz infrarroja del cráneo y sangre extracraneal.

Otro fotodetector absorbe la luz tanto del cerebro como de la sangre extracraneal. La oxigenación cerebral se calcula restando la cantidad de absorción de los detectores. Samra SK y colaboradores diseñaron un estudio para determinar el grado de contribución hecha por los tejidos extracraneales para estimar la saturación cerebrovascular regional (CrSO_2), con oximetría cerebral, en pacientes para endarterectomía carotídea, bajo anestesia regional. Concluyeron que el cálculo de la CrSO_2 mediante el oxímetro cerebral mide predominantemente la saturación cerebrovascular intracraneal.³⁸

c) Oximetría de pulso esofágica (ESpO_2): Debido a las limitantes que presentan las lecturas del oxímetro de pulso convencional, principalmente por baja perfusión periférica, en cirugía mayor prolongada, Prielipp RC y colaboradores inicialmente probaron un estetoscopio esofágico con incorporación de emisores y fotodetectores de oximetría para utilizarlo en cirugía de puente coronario. En este estudio, se utiliza el esófago como sitio para la oximetría de reflectancia y se concluye que no es superior a la oximetría de pulso digital convencional.³⁹ Posteriormente, Kyriacou PA y su grupo investigan el esófago como un lugar alternativo de medición, ya que la perfusión se preserva centralmente. Desarrollaron un sensor esofágico por reflectancia. Este sistema se evaluó en 49 mediciones clínicas de cirugía cardiotorácica. Los valores de saturación de O_2 esofágica (ESpO_2) coincidieron con la saturación de O_2 de sangre arterial (SaO_2) de la gasometría y el CO-oxímetro.^{40,41}

d) Oximetría de pulso visceral: La necesidad de un método clínico aplicable para la detección de hipoxia esplácnica induce a estudios experimentales en animales, que indican la utilidad de la oximetría de pulso intestinal. Crerar-Gilbert AJ y colaboradores diseñaron un sistema que se funda en un sensor fotopletomográfico reflectante para investigar las señales de vísceras humanas (intestino, hígado y riñón). En 12 pacientes, el sensor se colocó secuencialmente por arriba de dos minutos en la superficie de la víscera abdominal durante la laparotomía y simultáneamente en el dedo de la mano. Los resultados indican la posibilidad de la oximetría de pulso para la cuantificación de la oxigenación visceral en humanos.⁴²

e) Oximetría de pulso transanal intracolónica:

Recientemente, en modelos porcinos, se investiga la saturación de O_2 transanal para determinar el flujo sanguíneo colónico intraoperatoriamente durante la reconstrucción aórtica. Un oxímetro de pulso con sensor reflectante se sujeta a un balón de una sonda Foley y se introduce a través del ano para registrar la saturación de O_2 de la mucosa colónica sigmoidea. El grado de flujo sanguíneo de la arteria mesentérica caudal (AMC) se registró con un flujómetro ultrasónico. A medida que se impedía progresivamente el flujo sanguíneo, se presentó una disminución lineal de la saturación de O_2 colónica. El estudio sugirió que el oxímetro de pulso transanal proporciona un monitoreo continuo del flujo adecuado sanguíneo colónico distal.⁴³ En otro estudio muy similar, los resultados no apoyan la utilidad de la oximetría de pulso intracolónica.⁴⁴

f) Oximetría de pulso retiniana: DeKock JP desarrolla un oxímetro de pulso por reflectancia para evaluar la saturación del fondo de la retina. Las mediciones *in vivo* se realizaron mediante la modificación de lentes de contacto para sostener el sensor frente a la pupila. Los lentes se ajustaron en voluntarios despiertos y se detectaron señales del oxímetro de pulso retiniano.⁴⁵ Posteriormente, con el propósito de obtener mayor información de la circulación de la retina, Crittin M y colaboradores utilizan el oxímetro de reflectancia no invasivo. Con este oxímetro, la hemoglobina saturada con O_2 se calcula con el uso de longitudes de onda de 560 nm y 600 nm. En este estudio preliminar concluyen que el método de la densidad óptica se puede emplear para mediciones relativas de la saturación de O_2 , en condiciones fisiológicas, antes y después de intervenciones quirúrgicas o para vigilar las patologías retinianas como la retinopatía diabética.^{46,47}

g) Oximetría de pulso nasofaríngea: Combina la vía aérea nasofaríngea con el sensor reflectante del oxímetro de pulso. Es posible la monitorización de la faringe posterior, del paladar blando, o mucosa nasal, estructuras que contienen lechos ricos en capilares. El sensor se aloja en la pared gruesa de la vía aérea. Mele PC compara la RSpO_2 nasofaríngea frente a la SpO_2 en quemados durante el transoperatorio. No encontró diferencias significativas.⁴⁸

DISCUSIÓN

Antes de la introducción del oxímetro de pulso en la práctica clínica, la cuantificación inmediata del esta-

do de oxigenación, se determinaba por signos de cianosis. La hipoxemia es una causa frecuente de morbilidad anestésica. La disponibilidad de la oximetría de pulso identifica la hipoxemia que no se advierte con los métodos habituales de evaluación clínica. Los cambios inesperados del estado respiratorio en la sala quirúrgica, en la unidad de cuidados intensivos de pacientes críticos, ya sea, cardiovasculares, pulmonares o en neonatos, hace necesario el monitoreo de la saturación de O_2 con el propósito de detectar precozmente hipoxemia y evitar daño secundario.^{11,13}

Ignorado en la sala quirúrgica antes de los años ochenta, el oxímetro de pulso es hoy un equipo mínimo de vigilancia en la práctica moderna de la anestesia. Su introducción hace posible el cálculo de la saturación de la sangre arterial con O_2 de una manera no invasiva, con el uso de una gran variabilidad de sensores. El desarrollo de técnicas recientes en la monitorización del O_2 es la culminación de siglos de hazañas científicas y médicas, como consecuencia de una serie de aportaciones que van desde el descubrimiento de la hemoglobina, de su capacidad para transportar O_2 , técnicas espectrofotométricas, hasta la tecnología digital, que contribuyen de manera trascendental en el perfeccionamiento de la oximetría de pulso.^{14,19,35} Ningún equipo de medición de saturación de O_2 tiene tanto impacto en la práctica de la anestesiología en los últimos años como el oxímetro de pulso. Demuestra superioridad para identificar hipoxemia en el periodo perioperatorio. En muchos países, el oxímetro de pulso es un componente básico del equipo de vigilancia, que se utiliza como una herramienta de rutina, que alerta la presencia de baja oxigenación y conduce oportunamente al tratamiento para evitar lesiones irreversibles.⁷

Existen otros métodos para determinar la saturación de O_2 en la sangre. El CO-oxímetro se considera el "estándar de oro" para establecer la concentración tanto de O_2 Hb, hemoglobina, como de COHb y Me-tHb. No obstante que es más exacto, es un aparato de mayor tamaño, más costoso, requiere mantenimiento constante y es invasivo, ya que requiere la toma de una muestra de sangre arterial. Otra alternativa útil es el análisis de gases arteriales. A pesar de ser invasiva, no sustituye a la oximetría.¹⁸

Las técnicas no invasivas, como el oxímetro de pulso, proporcionan información de manera fácil, confiable y continua sobre la oxigenación sanguínea en la mayoría de las situaciones clínicas. La oximetría de pulso convencional ha sido empleada por los anestesiólogos desde su comercialización,

debido a que aporta información significativa de la oxigenación arterial. Es necesario aprender, entender e interpretar los valores que proporciona el oxímetro de pulso, para normar conductas terapéuticas tempranas. También lo es el reconocer sus limitaciones como el movimiento y baja perfusión.^{6,13} Afortunadamente, el progreso en el cuidado de la oxigenación es constante y se encuentra en continuo perfeccionamiento. De esta manera, la tecnología de la reflectancia es un método muy alentador para aventajar a la que más se conoce y aplica actualmente, la oximetría de pulso por transmitancia.²¹⁻²⁴ Con este método, se permiten mayores alcances en la atención de la saturación de O_2 , en el área de la neonatología, en la unidad de cuidados intensivos y en medicina materno-fetal.²⁷ La aplicación del oxímetro de pulso fetal permite un monitoreo más específico del bienestar del feto durante la labor y reduce potencialmente intervenciones quirúrgicas innecesarias.⁴⁹ Jobsis FF, con sus estudios de la espectroscopia cercana al infrarrojo, contribuye en la implementación de la medición de la saturación de O_2 a nivel cerebral en forma no invasiva, mediante la oximetría cerebral.⁵⁰ Investigaciones de los beneficios potenciales del monitoreo de cambios de saturación de O_2 cerebral ayudan a prevenir consecuencias adversas neurológicas. Se encuentra en etapa de experimentación, una nueva era de aplicaciones de la medición de la saturación de O_2 . Modalidades futuras de la oximetría de pulso por reflectancia merecen consideración, ya que proporcionan nuevas expectativas y avances en este campo. Órganos como el esófago,³⁹⁻⁴¹ intestino,⁴² colon,^{43,44} retina,⁴⁵⁻⁴⁷ se estudian como otra opción útil en la cuantificación de la saturación de O_2 , por determinación directa y no invasiva. Proyectos más recientes combinan la oximetría de pulso con la determinación del flujo sanguíneo microcirculatorio mediante flujometría Doppler láser, que consiste en una técnica no invasiva para medir la perfusión sanguínea microvascular.⁵¹ Durante mucho tiempo prevalecieron técnicas de vigilancia de las funciones vitales con invasión corporal. Gracias a la tecnología digital y computarizada, hoy en día, el oxímetro de pulso se encuentra a la vanguardia en la monitorización no invasiva de la saturación de O_2 . Sin embargo, con el advenimiento de la nueva generación de oxímetros de pulso, que muestran perfeccionamiento, el futuro en relación con este recurso de monitorización perioperatoria de la oxigenación muestra alcances muy prometedores, que rebasan las fronteras de la imaginación.

BIBLIOGRAFÍA

1. <http://www.medical.philips.com>
2. <http://www.ContinuingEducation.com>
3. Tremper KK, Baker SJ. Pulse oximetry. *Anesthesiology* 1989; 70: 98-108.
4. Collins VJ. Vigilancia del estado fisiológico del paciente anestesiado. En: Collins VJ. *Anestesiología*. México: Nueva Editorial Interamericana, 1983; 52-55.
5. <http://www.anesthesiologynews.com>
6. <http://www.personal.u-net.com>
7. <http://www.anestesia.com.mx/articulo/nom170>
8. <http://www.quimika.com>
9. <http://tenoch.pquim.unam.mx/académico/qa/lbeer/html>
10. <http://us.es/dbiovege/quimica/quimicapract.doc>
11. <http://www.jeffline.tju.edu/Education/courses/anesth/docs/library/monitor.html>
12. <http://www.optik.uni-erlangen.de>
13. <http://www.utmb.edu/ERC/selfstud/pulseoximetry/pulseox.htm>
14. <http://usuarios.utr.net/anestesi/clases/oximetria/oximetria.pdf>
15. O'Leary RJ Jr, Landon M, Benumof JL. Bucal pulse oximeter is more accurate than finger pulse oximeter in measuring oxygen saturation. *Anesth Analg* 1992; 75: 495-498.
16. Brimacombe J, Keller C, Margreiter J. A pilot study of left tracheal pulse oximetry. *Anesth Analg* 2000; 91: 1003-1006.
17. Ortiz FO, Aldrich TK, Nagel RL, Benjamin LJ. Accuracy of pulse oximetry in sickle cell disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 159: 447-451.
18. <http://www.nda.ox.ac.uk/wfsa/html>
19. <http://www.rtmagazine.com>
20. <http://www.med.rug.nl>
21. Dassel AC, Graaf R, Sikkema M, Meijer A, Zijlstra WG, Aarnoudse JG. Reflectance pulse oximetry at the forehead improves by pressure of the probe. *J Clin Monit* 1995; 11: 237-244.
22. Mendelson Y, Cheung PW, Neuman MR, Fleming DG, Cahn SD. Spectrophotometric investigation of pulsatile blood flow for transcutaneous reflectance oximetry. *Adv Exp Med Biol* 1983; 59: 93-102.
23. Mendelson Y, Yocum BL. Noninvasive measurement of arterial oxyhemoglobin saturation with a heated and a non-heated skin reflectance pulse oximeter sensor. *Biomed Instrum Technol* 1991; 25: 472-480.
24. Cui WJ, Ostrander LE, Lee BY. *In vivo* reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990; 37: 632-639.
25. <http://www.pslgroup.com>
26. Palve H. Reflection and transmission pulse oximetry during compromised peripheral perfusion. *J Clin Monit* 1992; 18: 12-15.
27. <http://www.imagyn.com>
28. Letko PM. Fetal pulse oximetry. An adjunct to electronic fetal heart rate. *J Obstet Gynecol Neonat Nurs* 2000; 29: 37-48.
29. Henney JE. New system for monitoring intrapartum fetal oxygen saturation. *JAMA* 2000; 284: 33.
30. <http://www.healthymotherandbaby.com>
31. <http://www.rnweb.com>
32. Lewinsky RM, Fine I. Antepartum fetal pulse oximetry. *Eur J Obstet Reproduc Biol* 1997; 72: 581-585.
33. http://www.obgyn.net/fm/articles/oxifirst_fa.htm
34. <http://www.nellcor.com>
35. <http://www.nmr.mgh.harvard.edu/DOT/research/nirs-brain/oximetry.htm>
36. Hernandez-Avila G, Dujovny M, Slavin KV, Luer MS, Nijensohn E, Geremia G et al. Use of transcranial cerebral oximetry to monitor regional cerebral oxygen saturation during neuroendovascular procedures. *Am J Neuroradiol* 1995; 16: 1618-1625.
37. <http://www.analgesic.anest.ufl.edu/anest2/mahla/snacc/oxim/>
38. Samra SK, Stanley JC, Zelenock GB, Dorje P. An assessment of contributions made by extracranial tissues during cerebral oximetry. *J Neurosurg Anesthesiol* 1999; 11: 1-5.
39. Prielipp RC, Scuderi PE, Hines MH, Atlee JL, Butterworth JF. Comparison of a prototype esophageal oximetry probe with two conventional digital pulse oximetry monitors in aortocoronary bypass patients. *J Clin Monit Comput* 2000; 16: 201-209.
40. Kyriacou PA, Moye AR, Gregg A, Chot DM, Langford RM, Jones DP. A system for investigating oesophageal photoplethysmographic signals in anesthetised patients. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37: 639-643.
41. Kyriacou PA, Powell S, Langford RM, Jones DP. Evaluation of esophageal pulse oximetry in patients undergoing cardiopulmonary surgery. *Anaesthesia* 2003; 58: 422-427.
42. Crerar-Gilbert AJ, Kyriacou PA, Jones DP, Langford RM. Assessment of photoplethysmographic signals for the determination of splanchnic oxygen saturation in humans. *Anaesthesia* 2002; 57: 442-445.
43. Gardner GP, La Morte WW, Obi-Tabot ET, Menzoian JO. Transanal intracolonic pulse oximetry as a means of monitoring the adequacy of colonic perfusion. *J Surg Res* 1994; 57: 537-540.
44. Koga I, Stiernström H, Wiklund L. Sigmoid colonic reflectance pulse oximetry and tonometry in a porcine experimental hypoperfusion shock model. *Acta Anesthesiol Scand* 2002; 46: 1212-1216.
45. deKoch JP, Tarassenko L, Glynn CJ, Hell AR. Reflectance pulse oximetry measurements from the retinal fundus. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993; 40: 817-823.
46. Crittin M, Schmidt H, Riva CE. Hemoglobin oxygen saturation (sO₂) in the human ocular fundus measured by reflectance oximetry: Preliminary data in retinal veins. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2002; 219: 289-291.
47. Bach JM, Schwenzer KJ, Srinivas S, Kim D, Tiederman JS. Oximetry of retinal vessel by dual-wavelength imaging: Calibration and influence of pigmentation. *J Appl Physiol* 1999; 86: 748-758.
48. <http://www.techlink.msu.montana.edu/techops/pdf>
49. <http://www.perinatal.org.uk/isis2001/isiscd/abstracts/6%20-%20Pulse%20Ox/Carbonne.pdf>
50. Jobsis FF. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 1977; 198: 1264-1267.
51. Dougherty G, Barnett NJ, Pettinger SJ. A prototype instrument combining laser Doppler flowmetry and reflection pulse oximetry. *Clin Physiol Meas* 1992; 13: 105-114.

Dirección para correspondencia:

G Patricia López-Herranz
Dr. Balmis 148.
Col. Doctores.
06726 México, D.F.