

ARTÍCULO ORIGINAL

La oximetría de pulso, del quirófano al domicilio

Pulse Oximetry Moving from Surgery to Household

Fernando Gilsanz Rodríguez*, Emilia Guasch Arévalo** Ricardo Navarro Suay***

fernando.gilsanz@uam.es

RESUMEN

El objetivo del artículo es revisar el estado actual de la pulsioximetría. El pulsioxímetro u oxímetro de pulso es un monitor no invasivo que mide en la sangre arterial el porcentaje de saturación periférica de oxígeno de la hemoglobina (SpO₂), mediante una técnica espectrofotométrica. Esta técnica se fundamenta en la Ley de Beer-Lambert. La absorbancia de la luz es proporcional con la concentración molar y al trayecto óptico. La oxihemoglobina absorbe luz infrarroja a 940 nm y la hemoglobina reducida absorbe luz roja a 660 nm. La monitorización de la pulsioximetría está indicada en todas las cirugías, en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos, en los enfermos ingresados en las unidades de cuidados críticos. El pulsioxímetro es un monitor primario, detecta precozmente la hipoxemia, antes que se visualice la cianosis. La presencia de carboxihemoglobina, metahemoglobina, los esmaltes de las uñas, los contrastes, la raza negra, la vasoconstricción periférica dan valores erróneos en la SpO₂. Los avances tecnológicos, el uso de más de dos longitudes de onda, evitan estas limitaciones. Las últimas innovaciones permiten monitorizar la hemoglobina, la reserva de oxígeno, el índice de perfusión.

PALABRAS CLAVE: Pulsioximetría, saturación periférica de oxígeno, longitudes de onda, indicaciones, limitaciones.

ABSTRACT

A pulse oximeter is a non-invasive monitoring device that measures the arterial oxygen saturation of haemoglobin with a spectrophotometry technique. Beer-Lambert law is the basis of its performance. Absorbance of light through a medium is proportional to the concentration of the medium and its path length. Oxi-haemoglobin absorbs infrared light at 940 nm and reduced haemoglobin absorbs red light at 660 nm. Pulse oximetry is indicated in anaesthesia, intensive care units, and diagnostic and therapeutic procedures surgery. The pulse oximeter is a primary monitoring device, it detects hypoxemia precociously. The limitations of pulse oximetry include the presence of carboxyhaemoglobin, methaemoglobin, nail polish, intravenous dyes, skin pigmentation, and poor peripheral circulation. The technological advances with the use of more wave length solve many of these limitations. The up to date innovations monitors haemoglobin concentration, oxygen reserve, and perfusion index.

KEYWORDS: Pulse oximetry, peripheral oxygen saturation, wave length, indications, limitations.

* Académico de Número de la Sección de Medicina de la Real Academia de Doctores de España. Catedrático de Anestesiología-Reanimación. Profesor Emérito. Facultad de Medicina. Universidad Autónoma de Madrid. Académico de la Real Academia Nacional de Medicina de España

** Jefe de Sección de Anestesiología, Reanimación y Terapéutica del Dolor. Hospital Universitario la Paz/Cantoblanco/Carlos III. Madrid

*** Teniente Coronel. Servicio de Anestesia, Reanimación y Terapéutica del Dolor. Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla. Madrid.

INTRODUCCIÓN

Monitorizar, según el diccionario de la Real Academia Española de la Lengua (RAE), es: *“observar mediante aparatos especiales el curso de una o varios parámetros fisiológicos o de otra naturaleza para detectar posibles anomalías”*. La RAE, define monitor como una ayuda en los términos: *“subalterno que acompañaba en el foro al orador romano para recordarle y presentarle los documentos y objetos de que debía servirse en su peroración”* y *“esclavo que acompañaba a su señor en las calles para recordarle los nombres de las personas a quienes iba encontrando”*. (1) Monitor y monitorización llevan implícitamente, los relacionamos con, los términos observación, aviso, ayuda, calculo y seguridad.

El pulsioxímetro u oxímetro de pulso es un monitor no invasivo que mide en la sangre arterial el porcentaje de saturación periférica de oxígeno de la hemoglobina (SpO₂), mediante una técnica espectrofotométrica. El pulsioxímetro detecta precozmente la hipoxemia. Es el monitor de oxigenación que ha tenido más trascendencia en la anestesiología, y en los servicios de cuidados críticos y de urgencias. La SpO₂ depende de la ventilación alveolar, la perfusión pulmonar, la relación ventilación/perfusión (V/Q) y la fracción inspirada de oxígeno. Después del termómetro y del manómetro para medir la presión arterial, es el dispositivo más utilizado en el mundo. Es uno de los monitores incluidos en los estándares mínimos de monitorización durante la cirugía. Se utiliza en todos los procedimientos quirúrgicos realizados con anestesia general, regional o local. (2-5)

La monitorización, valora la fisiología del enfermo y el funcionamiento de los equipos de anestesia, constituye una faceta importante y trascendente de la práctica anestésica. La monitorización mejora el diagnóstico de los incidentes críticos y permite un tratamiento más eficaz, reduciendo la morbilidad y la mortalidad. En este sentido, evoquemos lo que afirmaba, en 1908, Harvey Cushing (1869-1939), promotor de la monitorización: *“In all serious or questionable cases the patient’s pulse and blood-pressure, their usual rate and level having been previously taken under normal ward conditions, should be followed throughout the entire procedure, and the observations recorded on a plotted chart. Only in this way can we gain any idea of physiological disturbances –whether given manipulations are leading to shock, whether there is a fall of blood-pressure from loss of blood, whether the slowed pulse is due to compression, and so on”*. (6)

Se ha reseñado que el 80% de los incidentes acaecidos durante la anestesia general se podrían haber evitado con el empleo rutinario de la oximetría de pulso y si a ella se añadía la capnografía se evitarían el 93% de los acontecimientos adversos. Aunque no debemos olvidarnos que el clínico competente, en este caso el anestesiólogo, es el que monitoriza a los monitores. (7-10)

HISTORIA DE LA OXIMETRÍA DE PULSO

La ley en que se fundamenta la oximetría de pulso es una descripción empírica que relaciona la absorción de la luz con las propiedades del material que atraviesa. Esta ley fue descubierta independientemente por Pierre Bouguer en 1729, Johann Heinrich Lambert en 1760 y August Beer en 1852.

Johann Heinrich Lambert (1728-1777) demostró que, si un haz de luz pasaba a través de una solución de partículas coloreadas, disminuía su intensidad. August Beer (1825-1863) evidenció que la absorción de luz era directamente proporcional a la concentración del soluto. Pierre Bouguer (1698-1758) enunció que la absorción también dependía de la distancia atravesada por la luz, el espesor. El químico, Robert Wilhelm von Bunsen (1811-1899), el padre de los coeficientes incorpora un factor exponencial, el coeficiente de extinción de la luz en la ley. Bunsen introduce la espectroscopia analítica.

Desarrollemos algunos datos históricos de la oximetría de pulso. En 1911, Wilhelm Berg (1839-1915) inventó la célula fotoeléctrica. El primer prototipo para medir la oxigenación tisular fue construido en 1932 por el austriaco Ludwig Nicolai (1904-), utilizando la célula fotoeléctrica de Berg. Este aparato recibió los nombres de: oxihemógrafo, oxihemoglobínógrafo, fotómetro-anoxia y finalmente el fisiólogo americano Glenn Allan Millikan (1906-1947) lo denominó oxímetro (*oximeter*) en la década de los cuarenta del siglo pasado (1940-1942). (2-5)

En 1935, Karl Matthes (1905-1962), Profesor de Fisiología en Leipzig, construyó el primer monitor para medir in vivo, por transiluminación, de manera continua la saturación de oxígeno, SaO₂. Karl Matthes describió los principios de su funcionamiento: *“Red light can pass through oxyhaemoglobin, but reduced haemoglobin absorbs it”*. Se evoca a Karl Matthes como el padre de la oximetría. Empleó dos longitudes de onda de luz, una infrarroja y otra visible. Aunque este primer monitor de Matthes era difícil de calibrar. (2-5)

Durante la Segunda Guerra Mundial Glenn Millikan construye un oxímetro de oído, ligero, no pesaba demasiado, para detectar la hipoxemia acaecida con la altitud en los pilotos militares (*built-in servo-control*). En 1940, el estudiante J R Squire en el *“University College Hospital”* en Londres introduce una cápsula inflable de presión en el oxímetro de Karl Matthes para calibrar más fácilmente el cero, al cesar el flujo sanguíneo (sin sangre, *bloodless-zero*). Este oxímetro era similar al de Matthes pero más sencillo de calibrar. Esta técnica de calibración fue usada en los primeros oxímetros de pulso comercializados posteriormente. (2-5)

En 1948, McClure, Behrmann y Hartmann publican el artículo *“How to control anoxaemia during anaesthesia”*, en el cual emplearon un oxímetro que no tuvo repercusión, pasó

desapercibida esta contribución. Este mismo año, Earl Wood (1912-2009), fisiólogo de la Clínica Mayo, al igual que Squire, modifica el oxímetro del oído con un balón inflable para comprimir el tejido y calibrar el cero “*bloodless – zero*”. La exactitud de esta técnica era del 2%. Esta modificación del oxímetro de Millikan se utilizó desde 1930 hasta la década de los 70 en investigación. (2-5)

El pulsioxímetro estima la saturación de la hemoglobina arterial midiendo la transmisión de la luz con dos longitudes de onda a través del tejido vascular pulsátil, del dedo, oído u otros tejidos (cubetas) que contienen hemoglobina. Para evitar la absorción de la luz por otros tejidos (piel, tejidos blandos, hueso, sangre capilar y venosa) se emplearon inicialmente dos maniobras; comprimir los tejidos blandos para eliminar la sangre durante la calibración del cero, y también haciendo que el tejido estuviese hiperémico.

En 1949, Robert Brinkman y William Zilstra introducen el concepto de oximetría de reflectancia (en contraposición a la de transmisión) y señalan su exactitud. En 1950, Earl Wood y Geraci mejoran la precisión de la oximetría con la incorporación de las curvas de extinción de la luz (*light extinction curves*). RC Steven et al en 1951, escriben el primer artículo en la bibliografía anestesiológica de monitorización con oximetría de pulso en quirófano, en un niño de cuatro años para una amigdalectomía: “*The oximeter, a technical aid for the anesthesiologist*”, que tampoco tuvo excesiva repercusión. Aunque en la gráfica de la publicación podemos visualizar un descenso importante de la saturación periférica de oxígeno después de la inducción, que los autores del artículo interpretaron con retención de la respiración (*breath holding*). La difícil calibración y la necesidad de técnicos especialistas dificultaron la implantación de estos oxímetros en la clínica.

En 1953, Leland Clark (1918-2005) inventó el electrodo de oxígeno polarográfico para medir la presión arterial de oxígeno e inició la era de medición de la presión parcial de oxígeno. Hasta la reunión internacional de Bremen de 1959, no hubo un especial interés en la monitorización de la saturación de oxígeno. Los avances posteriores se orientaron hacia el desarrollo de la oximetría con catéter de fibra óptica en cirugía cardíaca, y en 1963-1964 a la auto calibración de un oxímetro de oído de 8-ondas de longitud para abordar el problema de la hemoglobina no funcional. Estas innovaciones fueron realizadas por “*Hewlett-Packard (HP)*” en los inicios de la década de los setenta del siglo pasado. Pero estos monitores todavía tenían un precio elevado, más 12000 \$ y unas dimensiones excesivas. Se utilizaron sobre todo en los laboratorios de investigación de fisiología pulmonar y no tuvieron un impacto en la clínica anestesiológica. (6-12)

En 1971, Takuo Aoyagi (1936-2020) un bio-ingeniero y fisiólogo japonés y el Profesor de Cirugía S. Nakajima modernizan y miniaturizan el oxímetro con la incorporación de LEDs (*light emitting diode*). A esta nueva tecnología la denominan oximetría de pulso (*the pulse-*

oximeter). El primer prototipo media 30 saturaciones por segundo, que eran promediadas mediante un microprocesador. Al ser la señal pulsátil, también midieron la frecuencia del pulso y su asociación con los cambios en el volumen circulatorio, configurando un pletismograma. Esta tecnología se consideró muy costosa de fabricar e innecesaria (*unnecessary aid*). Aoyagi estaba desarrollando una técnica (transmisión de la luz a través del oído) para medir las curvas de lavado de contrastes administrados por vía intravenosa. Observó, durante los experimentos, que las curvas de absorción de luz presentaban fluctuaciones originadas por el pulso arterial. Al analizar estos artefactos descubrió que las amplitudes relativas de estas fluctuaciones con dos longitudes de onda de luz variaban con la saturación arterial de la hemoglobina. Este hallazgo fortuito le llevó a construir el primer oxímetro de pulso con dos longitudes de onda de luz (630-nm y 900-nm). Este oxímetro de pulso fue comercializado y patentado en Japón por “*Nihon Kohden Corporation*” en 1974. Este oxímetro utilizaba una fuente de luz filtrada y cables de transmisión de fibra óptica desde monitor al oído, lo que dificultaba su aplicación en quirófano. (6-12)

El componente AC representaba la absorción de la pulsación por la sangre arterial. Esta es la aportación original de Aoyagi. La pulsación es la expansión del volumen sistólico en el lecho de la arteriola, que origina un aumento del “*optical path length*” (trayecto óptico). John Wendall Severinghaus (1922-2021) publicó en el “*Journal of Clinical Monitoring*” la historia de la oximetría de pulso destacando la contribución de Aoyagi.

En 1977, Akio Yamanishi y la compañía japonesa “*Minolta*” fabricaron un oxímetro compacto de tres longitudes de onda “*Minolta Pulse Oximeter*”. Con posterioridad “*Minolta*” presentó una patente internacional. (2-5)

También, en la década de los setenta del siglo XX, en 1979, Scott Wilbur, Michael Hickey y Bill Moe de la “*Biox Corporation*” (posteriormente *Ohmeda*), desarrollaron un sensor de oído con dos diodos emisores de luz (LEDs) y un diodo fotodetector. Las conexiones de fibra óptica del oxímetro de pulso comercializado por “*Nihon Kohden Corporation*”, en este nuevo monitor eran sustituidas por cables finos eléctricos. La fiabilidad de esta nueva tecnología era mejor, al incorporar microprocesadores digitales en el monitor (*normalization circuitry*).

En 1982, dos anesestiólogos norteamericanos, William New de la Universidad de Stanford y Mark Yelderman en Nueva York, iniciaron y promovieron la enseñanza del empleo de la oximetría en el mundo anesestiológico. William New, Jack Lloyd y Jim Corenham fundaron la compañía “*Nellcor Company*” que fabricó a gran escala pulsioxímetros. La comercialización del monitor “*N-100*” permitió su universalización en la década de los ochenta. En esta década del siglo XX las compañías de tecnología “*Biox*” y “*Nellcor*” efectuaron innovaciones electrónicas que permitieron el uso de los oxímetros de pulso en los quirófanos. (12-20)

SATURACIÓN DE LA HEMOGLOBINA Y TRANSPORTE DE OXÍGENO

El pulsioxímetro estima con una técnica no cruenta la saturación arterial de oxígeno de la hemoglobina, una variable directamente relacionada con el contenido arterial de oxígeno. La correlación entre la SpO₂ y la presión arterial de oxígeno (PaO₂) está determinada por curva de disociación de la hemoglobina.

Es importante conceptualizar dos definiciones de saturación de la hemoglobina. (15)

-Concepto de saturación funcional o SaO₂. La saturación funcional relaciona la concentración de oxihemoglobina (O₂Hb) y la hemoglobina reducida o desoxihemoglobina (RHb):

$$\text{SaO}_2 = (\text{O}_2\text{Hb} / \text{O}_2\text{Hb} + \text{RHb}) \times 100\%.$$

-Concepto de saturación fraccional de la hemoglobina o O₂Hb%. En la sangre hay otras hemoglobinas, la carboxihemoglobina (COHb), la metahemoglobina (MetHb). La fórmula de la hemoglobina fraccional es:

$$\text{O}_2\text{Hb}\% = (\text{O}_2\text{Hb} / \text{O}_2\text{Hb} + \text{RHb} + \text{COHb} + \text{MetHb}) \times 100 = (\text{O}_2\text{Hb} / \text{Hb}) \times 100\%.$$

Si la concentración de metahemoglobina y carboxihemoglobina son cero, entonces la saturación funcional y la fraccional son iguales. La Spo₂ (funcional) y la O₂Hb% (fraccional) son iguales. La saturación fraccional también se denomina fracción de oxihemoglobina u oxihemoglobina por ciento.

La saturación arterial de la hemoglobina fraccional se relaciona con el contenido arterial de oxígeno (CaO₂):

$$\text{CaO}_2 = (1,34 \times \text{Hb} \times \text{SaO}_2) + (0,0031 \times \text{PaO}_2)$$

En esta ecuación la primera parte representa el oxígeno unido a la hemoglobina. En condiciones normales con una Hb de 15 g/dl y una SaO₂ igual al 98%, es 20 mL de oxígeno por 100 mL de sangre. La segunda parte de la ecuación representa el oxígeno disuelto en el plasma, 0,3 mL por 100 mL para una PaO₂ de 100 mm Hg. Esta fracción, el oxígeno disuelto, no es muy importante en el transporte de oxígeno. La ecuación refleja que el contenido arterial de oxígeno es directamente proporcional a la hemoglobina total (Hb) y a la saturación fraccional.

El aporte de oxígeno a los tejidos por la sangre depende: contenido de oxígeno, gasto cardiaco y perfusión tisular. El contenido de oxígeno en la sangre está unido a la hemoglobina y en forma disuelta. Cada gramo de hemoglobina transporta 1,34 ml de oxígeno, cuando está completamente saturada.

Aporte de oxígeno O_2/min ($O_2 \text{ delivered}$) = gasto cardiaco (GC ml/min) x (Contenido arterial de oxígeno) x 10.

El factor 10, incluido en la fórmula del aporte de oxígeno es debido al sistema métrico. El contenido de oxígeno se mide en mL/dl, y el gasto cardiaco en L/min.

La cantidad de oxígeno consumido por minuto es la diferencia entre el aporte de oxígeno ($O_2 \text{ delivered}$) y el retorno venosos de oxígeno ($O_2 \text{ return}$).

$$VO_2 = O_2 \text{ delivered} - O_2 \text{ return} = (CaO_2 - CvO_2) \times \text{gasto cardiaco} \times 10.$$

$$VO_2 = 13,7 \times \text{gasto cardiaco} \times (O_2Hb\% \text{ arterial} - O_2Hb\% \text{ venoso mixto}) / 100.$$

En esta fórmula de la ecuación de Fick se ha desechado el oxígeno disuelto.

El consumo de oxígeno en reposo es 250 ml/min. El contenido de oxígeno es 200 ml/l. o 20 ml/100 ml. El contenido venoso de oxígeno es 150 ml/l o 15 mL/ 100 ml y el gasto cardiaco 5 l/min. El aporte de oxígeno 1005 ml/ min. (21)

Esta ecuación describe la relación entre el consumo de oxígeno, la saturación arterial y venosa mixta de la hemoglobina, la hemoglobina total y el gasto cardiaco.

La curva sigmoidea de disociación de la oxihemoglobina describe la relación entre la PaO_2 y la saturación de oxígeno ($O_2Hb\%$). Es importante señalar algunos datos de esta curva:

- PaO_2 100 mm Hg corresponde a una SpO_2 97,4%. Con valores de la $PaO_2 > 90$ mm Hg la saturación de oxígeno ($O_2Hb\%$) es casi independiente de la PaO_2 .

- PaO_2 60 mm Hg corresponde a una SpO_2 90%.

- PaO_2 27-28 mm Hg corresponde a una saturación del 50% (P50). La P50 es el valor de PaO_2 para el cual la hemoglobina está saturada al 50%. En condiciones normales está cerca de 27 mm Hg y equivale a una concentración de oxígeno de 12,5 ml/100 ml de sangre.

- PaO_2 40 mm Hg corresponde a una saturación del 75% (sangre venosa). El rango de saturación venosa es 70% - 80% que corresponde a 40- 50 mm Hg.

- PaO_2 10 mm Hg corresponde a una SpO_2 10%.

Los valores normales de PaO_2 del adulto a nivel del mar son: 80 – 100 mm Hg que corresponden a saturaciones 96% - 98%.

La curva de oxihemoglobina (unión y disociación de oxígeno de la hemoglobina) se puede afectar con el pH, la $PaCO_2$, la temperatura y el 2,3-difosfoglicerato (2,3-DPG). Estos cambios desplazan a la derecha o la izquierda la curva de disociación de la oxihemoglobina.

Un desplazamiento hacia la derecha significa una menor afinidad de la hemoglobina por el oxígeno (acidosis, hipercarbia, hipertermia y aumento de la concentración de 2,3-difosfoglicerato (2,3-DPG). Un desplazamiento hacia la izquierda significa una mayor afinidad del oxígeno por la hemoglobina (alcalosis, disminución de la PaCO₂, disminución de la temperatura y disminución de la concentración de 2,3-DPG). (21)

La pulsioximetría nos informa de la SpO₂ de la hemoglobina no da valores de PaO₂. Sin embargo, la SpO₂ es una medida indirecta de la PaO₂ (curva de disociación). Aunque la detección de la SpO₂ es menos precisa que la determinación en la gasometría arterial de la SaO₂, la diferencia es menor del 2%.

La pulsioximetría es un monitor primario detecta la hipoxemia (SpO₂ inferiores al 90%) antes de que aparezca la cianosis. La cianosis en clínica se detecta cuando la hemoglobina reducida (desoxihemoglobina) es 5 g, que suele corresponder con una Spo₂ de 80%. Con el pulsioxímetro una saturación de 90% corresponde a 60-65% mm Hg. (21)

El prestigioso Profesor de la Universidad de California, San Francisco, Julius Comroe (1911-1984), en 1947, realizó un estudio en voluntarios con un oxímetro de Glenn Allen Milikan con el objetivo de evaluar la precisión de los médicos en diagnosticar la presencia de cianosis clínica. Comroe demostró que los diagnósticos de cianosis no eran fidedignos hasta que la saturación arterial de oxígeno era menor del 80%. (22)

FUNDAMENTOS DE LA PULSIOXIMETRÍA

La oximetría de pulso combina los principios de la espectrofotometría y la pletismografía para medir de manera continua e incruenta la SpO₂ y la frecuencia cardiaca.

La pulsioximetría es una combinación de ambas técnicas, midiendo el trayecto óptico de la señal pulsátil (pulso arterial), corrigiendo la señal no pulsátil (no arterial) y midiendo la absorción de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Se expresa como SpO₂. Este monitor no requiere calibración.

Cuando la luz monocromática (una única longitud de onda) pasa a través de una materia, se transmite, se absorbe o se refleja. Hay dos formas de oximetría, transmisión (absorción) y reflectancia. La absorción o la reflectancia relativa de la luz a diferentes longitudes de onda se emplean en varios monitores para estimar la concentración de diversas sustancias: el óxido nitroso, anestésicos inhalatorios, el dióxido de carbono (CO₂) y la Hb en el plasma. Los enlaces entre átomos diferentes de una molécula absorben radiación infrarroja (*dipole momento*). El oxígeno, el nitrógeno, el helio no absorben luz infrarroja. No se utiliza esta técnica en su monitorización. (10) (15)

La espectrofotometría se fundamenta en la ley de absorción de Beer-Lambert. Esta ley señala que, si una determinada intensidad de luz ilumina una cámara con unas dimensiones conocidas, la concentración de la sustancia disuelta se puede calcular, si sabemos la intensidad de la luz emitida y transmitida. (10)

La ley de Beer afirma: la intensidad de la luz transmitida (emergente) disminuye exponencialmente a la vez que la concentración molar de la sustancia aumenta. La absorbancia ($\ln I_i/I_t$) está relacionada directamente con la concentración de la sustancia. La pendiente de esta recta es el trayecto óptico, y el coeficiente molar de extinción.

La ley de Lambert-Bouguer dice: la intensidad de la luz transmitida disminuye exponencialmente a la vez que el trayecto óptico aumenta. La absorbancia está directamente relacionada con el trayecto óptico. La pendiente de la recta es la concentración molar y el coeficiente molar de extinción.

La combinación de ambas leyes señala: la transmisión de la luz a través de una sustancia (lo inverso a la absorbancia) es inversamente proporcional a la concentración molar y al trayecto óptico.

Absorbancia = (coeficiente molar de extinción, ϵ) x (trayecto óptico en cm) x (concentración molar C).

La concentración C es inversamente proporcional al trayecto óptico, y directamente proporcional al logaritmo de la intensidad de luz emitida/ intensidad luz transmitida. (23-24)

El coeficiente de extinción molar, ϵ , es una medida de la cantidad de luz absorbida por unidad de concentración. Un compuesto con un valor elevado de coeficiente de extinción molar es muy eficiente para absorber luz a una determinada longitud de onda y por lo tanto puede detectarse al medir la absorción en soluciones muy diluidas. El coeficiente de extinción es una constante conocida para un soluto a una específica longitud de onda.

Si hay múltiples solutos en la solución. Los elementos que contribuyen a la absorbancia total a una determinada longitud de onda (A_{total}) son: coeficiente de extinción molar (ϵ_n), concentración de la sustancia (hemoglobina, C_n), y trayecto óptico (L_n).

$A_{total} = \epsilon_1 C_1 L_1 + \epsilon_2 C_2 L_2 + \dots + \epsilon_n C_n L_n$.

En el sensor del pulsioxímetro la luz roja es emitida primero y el diodo fotodetector detecta la luz roja y la del ambiente. A continuación, se apaga la emisión de luz roja y se inicia la emisión de luz infrarroja y el diodo detector detecta la luz infrarroja y la ambiental. Después se apaga la

emisión de ambas luces y el fotodetector analiza solo la luz ambiental. Esta secuencia se repite unas cien veces por segundo. De esta manera se elimina la influencia de la luz ambiental.

La onda del oxímetro tiene dos componentes: el componente pulsátil o AC y el componente estático o DC (no pulsátil, que corresponde a la absorción de luz por el tejido, venas, capilares). La representación gráfica solo registra el componente pulsátil o AC. El componente estático o DC es filtrado. El pulsioxímetro lo primero que determina es el componente AC, pulsátil, de absorción de cada longitud de onda y divide este valor con el componente DC o no pulsátil para determinar el “*pulse-added absorbance*”, que es independiente de la intensidad de luz incidente. Calcula la relación R de ambas longitudes de onda.

El pulsioxímetro mide el componente AC de absorción de la luz con cada longitud de onda y luego lo divide por el correspondiente componente DC, $S_{660} = AC_{660}/DC_{660}$ y $S_{940} = AC_{940}/DC_{940}$. S son los “*pulse added absorbances*” a estas dos longitudes de onda, que son independientes de la intensidad de la luz emitida. A continuación, el pulsioxímetro calcula la relación R de las dos “*pulse-absorbances*”

$$R = (AC_{660}/DC_{660}) / (AC_{940}/DC_{940})$$

Los pulsioxímetros emplean una curva de calibración empírica que relaciona la SpO₂ con la relación R., calculada en voluntarios sanos.

Finalmente, el valor de R (*ratio of ratios*) se relaciona con la saturación de oxígeno periférica (SpO₂) con una tabla programada en el software del pulsioxímetro. Estas tablas se basan en estudios experimentales realizados en voluntarios sanos. Si la R es 1 la SpO₂ es de 85%.

Estos datos de calibración se almacenan en la memoria del microprocesador del monitor. Cada fabricante de pulsioxímetros desarrolla su propia curva de calibración empleando voluntarios sanos que respiran mezclas hipóxicas para una SaO₂ de 70%-100%. La normativa internacional que regula la fabricación de los oxímetros de pulso es la ISO 80601-2-61-2011, que solo admite un error en la exactitud del 4% con la SaO₂ entre el 70% y el 100%. La mayoría de los pulsioxímetros tienen una exactitud entre 2%-3% en ese rango de saturaciones.

Luz roja e infrarroja de longitudes de onda de 0,6 a 1,0 micrones, son las que se emplean porque la analítica que queremos medir (anestésicos volátiles, CO₂, y Hb) absorben la luz en estos rangos. Afortunadamente la luz roja e infrarroja atraviesa los tejidos blandos y se puede emplear para medir la concentración de Hb in vivo, con monitores de absorbancia procesados (*Processed Absorbance Monitors*). Las moléculas pequeñas absorben la luz infrarroja si tienen enlaces y son asimétricas. Por lo tanto, el helio, el nitrógeno, el oxígeno no se puede medir con luz infrarroja. Otro inconveniente o limitación de la luz infrarroja es

que el vidrio la absorbe, las cámaras para medir estas sustancias deben ser de zafiro u otros materiales impermeables. (24)

Todos los pulsioxímetros comercializados hasta 2005 emplean solo dos longitudes de onda de luz roja 660 nm e infrarroja 940 nm. El dispositivo en forma de pinza se coloca en el dedo o en el lóbulo de la oreja. Consta de dos diodos emisores (LED, *light emitting diode*) que emiten luz monocromática cada 5-10 microsegundos, con dos diferentes longitudes de onda. La absorción de la luz por la Hb varía con su nivel de oxigenación. La hemoglobina oxigenada (oxi-Hb) y la Hb reducida (desoxi-Hb) tienen espectros de absorción diferentes. A 660 nm emiten luz roja los LED, absorbida principalmente por la desoxi-Hb, Hb reducida. A 940 nm emiten luz infrarroja los LED, absorbida principalmente por la oxi-Hb. El diodo fotodetector, tras procesar la absorción de ambas longitudes de onda, las convierte en un coeficiente, obteniéndose un valor numérico final, SpO₂. Esta SpO₂ es una saturación funcional, solo emplea dos longitudes de onda. No tiene en cuenta la presencia de carboxihemoglobina y metahemoglobina. Los pulsioxímetros con cuatro o más longitudes de onda miden la SpO₂ fraccional.

El punto isobéptico es el punto donde la absorción de hemoglobina reducida y oxigenada es idéntico (punto donde las curvas de absorción se cruzan). El punto isobéptico solo depende de la concentración de hemoglobina. Algunos oxímetros de pulso antiguos se corregían para la concentración de hemoglobina empleando la longitud de onda del punto isobéptico.

La emisión de luz monocromática de 660 nm y 940 nm tiene un rango de espectro de +- 15 nm

El oxímetro de pulso solo analiza la parte pulsátil de la señal óptica, por lo que es fundamental la presencia de pulso arterial. La correlación entre la SpO₂ y la presión arterial de oxígeno (PaO₂) está determinada por curva de disociación de la hemoglobina

El pulsioxímetro estima la saturación de la hemoglobina arterial midiendo la transmisión de la luz con dos longitudes de onda a través del tejido vascular pulsátil, del dedo, oído u otros tejidos (cubetas) que contienen hemoglobina. Para evitar la absorción de la luz por otros tejidos (piel, tejidos blandos, hueso, sangre capilar y venosa) se empleó inicialmente la compresión de los tejidos blandos para eliminar la sangre durante la calibración del cero, y también haciendo que el tejido estuviese hiperémico. Los comercializados en la actualidad no precisan calibración. Tienen una calibración válida para toda la población.

Es útil visualizar la onda de pulso del pulsioxímetro como una medida del cambio en el volumen sanguíneo (más concretamente la trayectoria de la luz, trayecto óptico) durante el ciclo cardiaco, analizado en el tejido estudiado (dedo, lóbulo de la oreja). El termino pletismografía deriva del griego "*plethysmos*" que significa incremento. Existe una excelente correlación ($r = 0,9$) entre la onda de fotopletismografía y el tradicional pletismograma elaborado por el calibrador de

tensión (*strain gauge plethysmograph*). La forma de la onda es la consecuencia de la máxima pulsación en las arteriolas, donde la energía pulsátil se convierte en flujo suave previo a circulación en los capilares. Otros consideran que la onda de pulso es debida a la anastomosis arterio-venosas permeables en la circulación cutánea. La onda de pletismografía que visualizamos en los dispositivos comercializados es una señal filtrada y procesada.

En el análisis de la onda pletismográfica se emplean filtros (*high pass and low pass filters*) para separar el componente pulsátil AC (*alternating current*) y el no pulsátil DC (*constant o direct current*).

El componente AC representa la absorción de la pulsación de la sangre arterial. Esta es la aportación original de Aoyagi. La pulsación es la expansión del volumen sistólico en el lecho de la arteriola, que origina un aumento de la distancia que debe recorrer la luz, trayecto óptico, y por lo tanto aumenta la absorbancia.

En 1873, Adolf Kussmaul (1822-1902) propuso que las variaciones respiratorias en la intensidad del pulso arterial era un signo semiológico importante en el taponamiento cardiaco. Cien años después se asoció el pulso paradójico con el volumen intravascular.

La amplitud de la onda de pulso del oxímetro se puede considerar como un monitor del tono vascular simpático. La amplitud disminuye por vasoconstricción farmacológica (fenilefrina, efedrina) y fisiológica (frio, estrés quirúrgico). La amplitud aumenta por la vasodilatación farmacológica (nitroprusiato sódico), vasodilatación fisiológica (calentamiento, sedación), vasodilatación anestésica (bloqueo regional simpático por anestesia subaracnoidea o epidural). También la onda de pulso sirve para el análisis del ritmo. La posición de la muesca dicota (fin de la sístole, comienzo de la diástole) puede ser un indicador del tono vasomotor. La escotadura dicota desciende hacia la línea base durante la vasodilatación, y asciende hacia el vértice de la onda con la vasoconstricción.

Mediante esta sistemática se puede considerar que el componente DC es una medida del movimiento de sangre venosa por la contracción de la aurícula derecha y la ventilación. La saturación de este componente DC es la saturación venosa.

El análisis de la onda del pulso también mide la perfusión tisular regional en la cirugía de colgajos cutáneos, reimplante de dedos.

Los tres supuestos de funcionamiento de un pulsioxímetro son:

-Solo absorben luz emitida la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. Aunque existen otros cromóforos, melanina, mioglobina.

-Todas las pulsaciones en la luz absorbida están originadas por fluctuaciones en el volumen local en la sangre arterial. La absorción de la luz es solo arterial.

-Hay una curva de calibración empírica, experimental, la relación entre R y SpO₂ es válida para toda la raza humana.

Estos requisitos son difíciles de cumplir en los monitores clínicos, por lo tanto, los pulsioxímetros que se basan en la ley de Lambert-Beer tienen correcciones empíricas para mejorar su exactitud.

Los co-oxímetros de laboratorio emplean varias longitudes de onda, basándose asimismo en la ley de Beer-Lambert, pero utilizando unas longitudes de onda distintas de 400 nm a 660 nm. No miden de manera continua la saturación, si miden la saturación fraccional de la hemoglobina, al emplear más longitudes de onda. Su precio de adquisición es más elevado que el de la oximetría de pulso.

Los co-oxímetros, oxímetros de sangre in-vitro de laboratorio, emplean la espectrofotometría para determinar la concentración de las hemoglobinas más frecuentes midiendo la luz transmitida a través de una cubeta con una solución de sangre roja lisada. (*lysed red blood*). Este análisis exige:

-Tanto la cubeta y el solvente sean transparentes a la longitud de onda de luz empleada.

-La distancia de la luz transmitida sea conocida, trayecto óptico, (*light path length*).

-En la solución no existen sustancias con absorción de luz no conocidas.

Es importante señalar que la PaO₂ se puede medir también en la clínica con un electrodo transcutáneo. Esta técnica es poco exacta y precisa que la piel sea calentada a 43°C 44°C.
(10) (15) (21) (24-29)

INDICACIONES CLÍNICAS DE LA PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría está indicada durante la cirugía, en las unidades de recuperación postanestésicas y unidades de cuidados intensivos, en los servicios de urgencias, en el transporte intrahospitalario y extrahospitalario del enfermo postoperado y en situación crítica, en las unidades de endoscopias, hemodinámica, etc., en los paritorios, en los servicios de estudio de patología del sueño, en la detección de las cardiopatías congénitas en el neonato, en las salas de hospitalización con enfermos graves, y en la asistencia domiciliaria (*remote patient monitoring, RPM*).

John S Zorab (1929-2006), Presidente de la *“World Federation of Societies of Anaesthesiologists WFSA”* señaló, en el *British Medical Journal*, en 1988, la importancia de la monitorización con un oxímetro de pulso durante la anestesia, recuperación postanestésica y en cuidados intensivos: *“A pulse oximeter uses a non-invasive probe on the finger or ear to measure continuously the pulse rate and oxygen saturation of arterial blood. It does this by comparing the pulsatile changes in light transmission at two different wave lengths. Pulse oximeters are expensive but are of great use in anaesthesia, recovery and intensive care. When should they be used?”* (30)

En 1988, la *“Association of Anaesthesiologists of Great Britain and Ireland”* elaboran las recomendaciones de monitorización intraoperatoria con la incorporación de la oximetría de pulso. En 1986, la *“American Society of Anesthesiologists”* escriben sus mínimos de monitorización intraoperatorios. En 1990, la Sociedad Española de Anestesiología, Reanimación y Terapia del Dolor, (SEDAR), publican *“Los Criterios de Vigilancia y Monitorización de la SEDAR”*. Los objetivos de estas recomendaciones eran: Mejorar la seguridad de los enfermos, fijar criterios homogéneos sobre obligaciones, y permitir la acreditación de los servicios de anestesia. En los años sucesivos todos los países y/o sociedades científicas editaron sus estándares de monitorización y vigilancia durante la anestesia. Todas estas iniciativas, en todos los continentes, llevaron a señalar la importancia de la monitorización primaria (detección precoz del evento adverso), con la pulsioximetría y a capnografía, y promulgar los *“International Standards for a Safe Practice of Anaesthesia”*, por la Asamblea General de la WFSA en 1994. El proyecto *“Lifebox”* es en parte una consecuencia del beneficio de la monitorización con pulsioximetría. La Fundación Lifebox una iniciativa de la *“Association of Anaesthetists of Great Britain and Ireland”*, *“Brigham and Women Hospital”*, *“Harvard T.H. Chan School of Public Health”* y la *“World Federation of Societies of Anaesthesiologists WFSA”*, es una organización sin ánimo de lucro que tiene por objetivo entre otros equipar con un pulsioxímetro todos los quirófanos del mundo. La Fundación *“Lifebox”* se inauguró en 2011 como una ONG de la WFSA *“Global Oximetry”*, que se expuso en el Congreso de París de la WFSA. En esta reunión, todos los Presidentes de Sociedades Científicas de Anestesiología acordamos aportar un euro por cada deportista que acudiese a una olimpiada. Si 200 deportistas de España competían en la olimpiada, la SEDAR donaría 200 euros a este proyecto. La *“American Society of Anesthesiologists”* a través de su *“Global Humanitarian Outreach Program”*, respaldó el proyecto *Lifebox*. El objetivo de esta iniciativa es incorporar en todos los enfermos que van a ser sometidos a cirugía en países con ingresos bajos y medios un pulsioxímetro. En 2010, se estimó que se precisaban para los objetivos de la *“Global Oximetry”* 77700 pulsioxímetros. En 2012, se habían reducido las necesidades a 75000. Estas iniciativas de seguridad se han incorporado al proyecto de la *“World Health Organization”* (WHO/OMS) *“Safe Surgery Saves Lives”*. *Lifebox* ha conseguido que 181 millones de intervenciones quirúrgicas se realicen de forma más segura, se han distribuido 33000 oxímetros de pulso. (16) (20)

J T Moller et al, en 1993, publican un ensayo clínico aleatorizado en 20802 enfermos quirúrgicos para analizar el impacto de la pulsioximetría en el intraoperatorio y en las complicaciones quirúrgicas postoperatorias. La incidencia de hipoxemia, SpO₂ < 90%, fue de 7,9% en los pacientes monitorizados con pulsioximetría y de 0,4% en los pacientes no monitorizados. Observaron un aumento del 19% en los diagnósticos de hipoxemia. Los anestesiólogos afirmaron que la monitorización de la saturación periférica de oxígeno les orientó hacia una modificación en el tratamiento en el 17% de los enfermos. El resultado más destacable, en un nuevo análisis de los resultados, del artículo, fue que la incidencia de isquemia de miocardio era menor en el grupo monitorizado con oximetría de pulso. Sin embargo, el número de complicaciones postoperatorias y la mortalidad hospitalaria eran similares. (31-32). Más recientemente en 2006, E A Ochroch et al investigan el impacto de la pulsioximetría en los ingresos en la unidad de cuidados críticos desde las plantas de hospitalización de cirugía de enfermos postoperados. El diseño del ensayo incluía la aleatorización de 1219 enfermos en dos grupos de pacientes después de la cirugía. Unos enfermos eran monitorizados en la planta con oximetría de pulso continuamente (n=589) y el otro grupo de manera intermitente (n=630). El análisis de los resultados no evidenciaba diferencia estadística en el número de ingresos en la unidad de cuidados críticos, (6,7% frente a 8,5%). Aunque los ingresos por complicaciones respiratorias fueron menores en el grupo en que la monitorización era continua. El estudio económico demostró que el costo de la monitorización continua era menor que la intermitente (15,481\$ frente a 18,713\$). Es interesante señalar que el grupo de monitorización continua incluía pacientes de mayor edad y tenían más patología asociada. La monitorización continua permite un diagnóstico y tratamiento más precoz de las complicaciones respiratorias en el postoperatorio. (33). Ambos trabajos, adolecen de un número de pacientes insuficientes para demostrar diferencias estadísticamente significativas en un análisis de complicaciones poco frecuentes: incidencia de infarto de miocardio, reingresos en las unidades de cuidados críticos desde las plantas de hospitalización, y fallecimiento del enfermo. Aun en ausencia de demostración estadística, el 94% de los anestesiólogos encuestados en el artículo de Moller et al consideraron que la pulsioximetría era un monitor muy útil en la toma de decisiones clínicas. Era una opinión generalizada que mantener la saturación periférica de oxígeno en rangos fisiológicos permite evitar lesiones irreversibles. (31-32)

La detección precoz de una disminución de la SpO₂ y una alteración de la frecuencia cardiaca con el pulsioxímetro origina una menor necesidad de maniobras de reanimación y traslado a la unidad de cuidados críticos. (34-36)

En 2015, J M Ehrenfeld et al, publican en una serie de 95407 registros electrónicos de pulsioximetría en pacientes intervenidos de cirugía no cardiaca, una incidencia intraoperatoria de hipoxemia (SpO₂ < 90%) del 6,8% y del 3,5% de hipoxemia grave (SpO₂ del 85%). En ambos eventos la duración de la hipoxemia fue menor a dos minutos. Estas

disminuciones de la saturación periférica de oxígeno ocurrieron con mayor frecuencia en la inducción e educación anestésica. También, en enfermos sometidos a otras cirugías se objetivaron estas disminuciones de la SpO₂. (37-38). S F Gallagher et al, en 2010, evidencian episodios de hipoxemia (SpO₂ < 90% durante por lo menos 30 segundos) en todos los enfermos sometidos a cirugía bariátrica monitorizados con pulsioximetría. La duración de la hipoxemia fue 21 +- 15 minutos. (39)

Con la oximetría de pulso se reduce la incidencia de hipoxemia intraoperatoria y postoperatoria en las unidades de recuperación postanestésicas (URPA). El empleo del pulsioxímetro en las unidades de recuperación (URPA) se asocia con fracciones inspiradas de oxígeno más elevadas, mayor administración de naloxona, estancias más prolongadas y altas de la unidad con oxígeno para el tratamiento en la planta de hospitalización. También, se ha señalada que la monitorización de la SpO₂ en el postoperatorio se asocia con una menor incidencia de isquemia del miocardio. (33) (40)

En neonatos que tengan shunts fisiológicos (foramen ovale permeable, ductus arteriovenoso) con flujos pulmonares anormales, la señal oximétrica puede ser diferente según sea la localización del dispositivo. Los valores oximétricos con la colocación del sensor en la oreja y en la mano derecha indican saturaciones de oxígeno pre-ductales y tienen una aceptable correlación con la oxigenación cerebral. En los enfermos pediátricos con cardiopatías congénitas complejas es conveniente el uso de dispositivos simultáneos para visualizar valores pre y post-ductales. Si la diferencia en las oximetrías es mayor del 10% debemos pensar en que existe hipertensión pulmonar y un shunt derecha-izquierda. (41)

En los pacientes críticos según Jubran y Tobian las SpO₂ son fiables si la SaO₂ es mayor del 90% (sesgo 1,7%, precisión +-1,2%). Las mediciones son menos exactas si la SaO₂ es menor del 90%. Una SpO₂ del 92% era adecuada cuando se cuantificaba la oxigenación en los enfermos en situación crítica. (42)

La pulsioximetría es muy útil y fiable para dosificar la fracción inspirada de oxígeno (FiO₂) en los pacientes en ventilación mecánica. También, se puede emplear la relación SpO₂/FiO₂ (S/F) como un sustituto de la relación PaO₂/FiO₂ (P/F) en enfermos con lesión pulmonar aguda o distrés respiratorio del adulto (SDRA). En 1074 pacientes con estas patologías, una relación S/F de 235 predice una relación P/F de 200 (criterio de SDRA), con una sensibilidad de 0,85 y especificidad de 0,85. En la lesión pulmonar aguda una relación S/F de 310 se corresponde con una relación P/F de 300 (criterio de oxigenación de lesión pulmonar aguda) con una sensibilidad de 0,91 y especificidad de 0,56. En pacientes sometidos a cirugía, la relación S/F tiene un coeficiente de correlación (r) de 0,46 con la relación P/F, y en aquellos enfermos con valores de PEEP > 9 cm de H₂O el coeficiente de correlación era de 0,61. En las unidades de críticos la relación S/F puede ser utilizada como un sustituto de la relación P/F en las escalas que valoran la disfunción pulmonar. (43)

La pandemia del Covid-19 ha promovido la monitorización de la SpO₂ con pulsioximetría para diagnosticar hipoxemias silentes en el domicilio de los enfermos, en sustitución del diagnóstico clínico de la disnea como criterio de deterioro del paciente.

La oximetría de pulso se ha utilizado en la rehabilitación de los enfermos con Covid-19 con riesgo de desarrollar un distrés respiratorio. Una publicación reciente retrospectiva de cohortes de enfermos de Covid-19 con riesgo de desarrollar una neumonía monitorizados con oximetría de pulso ha reseñado una disminución de la mortalidad en un 48% frente a los monitorizados. Las guías recientes de la OMS respecto al Covid-19 recomiendan el uso de la oximetría de pulso domiciliaria. (44-45)

Aunque algunos artículos han evidenciado mayor supervivencia con el control domiciliario de la SpO₂, recientemente se han publicado los resultados del ensayo clínico de la Universidad de Pensilvania. El objetivo principal del estudio era cuantificar la supervivencia a los 30 días del enfermo diagnosticado de Covid-19 en su domicilio. Otros objetivos secundarios eran: cuantificar los niveles de ansiedad, conocer la utilización de los servicios de salud y la mortalidad a los treinta días. La muestra incluyó 1041 enfermos en el grupo que recibió monitorización estándar y 1056 pacientes en el grupo con monitorización con pulsioximetría. En los enfermos con el diagnóstico confirmado de Covid-19 no existía diferencia en los días de supervivencia y sin ingreso hospitalario a los treinta días (29,4 grupo pulsioximetría frente a 29,5 grupo estándar). Los autores tampoco encontraron diferencia estadística en los otros objetivos entre los dos grupos analizados. La monitorización con pulsioximetría en el domicilio frente a la valoración de la disnea no demostraba diferencias estadísticas significativas. (46-49)

Alboksmaly A et al, en 2022, publican una revisión sistemática sobre la efectividad y seguridad del pulsioxímetro como monitorización remota en los enfermos con Covid-19. Analizan 13 estudios con 29803 enfermos, recomendando la monitorización de la SpO₂ en reposo y en movimiento, discuten la aplicación de este monitor en el concepto de “*remote patient monitoring*”, para evitar y reducir los ingresos y reingresos hospitalarios. (50)

Rosic T et al, en 2022, han publicado las impresiones de los usuarios respecto a la oximetría de pulso en el contexto de los cuidados de salud. Tanto los clínicos y los enfermos mostraron una percepción positiva del pulsioxímetro en relación a la facilidad, conocimiento, motivación, eficacia y portabilidad de su utilización. La oximetría de pulso es un monitor a incluir en el concepto de monitorización remota del paciente (RPM *remote patient monitoring*): “Results indicate there has been an increase in use of pulse oximeters across hospital and community settings for continuous vital signs monitoring and remote monitoring of patients over time. Research in this area is shifting towards increasing accessibility of care through the development and implementation of telehealth systems and phone oximeters”. (51)

El costo de un pulsioxímetro está entre 20-50 \$ USA. En la actualidad se utilizan en enfermedades respiratorias y no respiratorias (ahogados, intoxicaciones, reacciones alérgicas...). Se consideran monitores indispensables. Muchos países han adoptado la monitorización con oximetría de pulso en la asistencia sanitaria extra hospitalaria. (Reino Unido de Gran Bretaña, Estados Unidos de Norte América, guía clínica del CDC & Vermont Health Department, Australia, India...). (52-53)

Thomas A Neff se preguntaba en 1988 si la oximetría será el quinto signo vital: “ . *the technology for routine oximetric measurement is available and probably underutilized in most settings. I feel the time has come for it to be used in selected populations (all patients receiving supplemental oxygen therapy, all patients with moderate to severe lung disease, etc.) routinely with a charge being similar to what one charges for taking blood pressure and temperature. If one looks at patient’s blood oxygenation saturation with the perspective of a simple cost-efficient vital sign, I do not feel the argument of routine vs selective would be really be significant. The data obtained, however, might be very significant for the correct management of individual hypoxemic patients*”. (54)

ERRORES Y LIMITACIONES DE LA OXIMETRÍA DE PULSO

El test estadístico más empleado en los artículos para comparar los métodos de medir la SpO₂ y la SaO₂ es el de Bland y Altman. El sesgo (*bias*) se define como la diferencia entre la media medidas con los dos métodos (oxímetro de pulso y co-oxímetro), y el termino precisión es la desviación estándar de esta diferencia. Algunos autores prefieren denominar al término precisión imprecisión, porque un valor mayor del mismo indica una menor precisión en la medida del monitor. El sesgo indica el error sistemático, la tendencia de una de las técnicas de medición a sobre-estimar o infra-estimar un valor respecto al otro. La precisión representa el error (azar) o variabilidad entre los dos métodos. Si ambos el error sistemático y el azar están dentro de los rangos clínicos aceptables, un método de medición se puede sustituir por el otro. Otras publicaciones en vez del test estadístico Bland Altman analizan coeficientes de correlación (*r*), y la pendiente de regresión lineal, que no tan precisos para estas comparaciones. (55)

Severinghaus y Naifeh, en 1989, compararon el funcionamiento de diversos pulsioxímetros durante desaturaciones importantes (40%-70%) y de breve duración (45 segundos). La detección de las mismas era mejor con el sensor de oído. El tiempo de respuesta, restauración de una saturación normal, era 10-20 segundos en los sensores de oído y de 24-50 segundos en los del dedo. Los sensores de dedo son más precios si existe inestabilidad hemodinámica. (56)

El pulsioxímetro no mide en tiempo real. Hay un desfase entre el descenso de la SaO₂ y la disminución de la PaO₂ de unos 20 segundos. El tiempo de respuesta a modificaciones de la

saturación de oxígeno es más rápido en los oxímetros colocados en el lóbulo del oído (15-20 segundos versus 60 segundos en los sensores de dedo).

Choi SJ et al, en 2010, analizaron el tiempo de respuesta en un pulsioxímetro de dedo comparado con un dispositivo de reflectancia colocado en la frente en pacientes anestesiados. El tiempo que transcurrió hasta detectar una disminución de la SpO₂ al 90% después de una apnea (tiempo de respuesta a la desaturación) era de 94 segundos en el dispositivo de la frente y 100 segundos en el del dedo. Después de la administración de oxígeno, el tiempo que se tardaba en visualizar una SpO₂ del 100% (tiempo de re-saturación o restauración) era de 23,2 segundos en el dispositivo en la frente y 28,9 segundos en el pulsioxímetro de dedo. Estos tiempos de respuesta menores con la técnica de reflectancia eran debidas, con casi toda seguridad, a la localización del sensor en la frente. En esta localización (arteria supra orbitaria) es más difícil que exista vasoconstricción y una peor perfusión. La desaturación se detecta más precozmente con las sondas colocadas más centralmente. El tiempo de respuesta es mayor si existe mala perfusión periférica, obstrucción venosa, hipotermia, y artefactos por el movimiento. (57-58)

La gran mayoría de los fabricantes de pulsioxímetros reseñan un error o mejor una inexactitud del +- 2% (1 SD) en SpO₂ entre 70%-100%. En SpO₂ entre 50%-70% la inexactitud aumenta al +-3%. Por debajo del 50% no disponemos de datos. Los valores del oxímetro de pulso se obtienen por extrapolación, en lecturas inferiores al 80% se pierde exactitud y fiabilidad, al obtener los datos de voluntarios sanos. No es ético someter a los seres humanos a SaO₂ bajas, pero si ocurren se pueden analizar. La oximetría de pulso, cuando existen saturaciones de oxígeno bajas no es fiable. Se recomienda medir la PaO₂ y la SaO₂ con SpO₂ bajas. (28)

En los enfermos en situación crítica con SaO₂ superiores o igual al 90%, la diferencia (sesgo) entre la SpO₂ y la SaO₂ medida con una técnica estándar (CO-oximetría) es inferior al 2%. La diferencia en la desviación estándar entre los dos métodos (la precisión) es inferior al 3%. Si la SaO₂ es menor del 90% el sesgo y la precisión son peores. El oxímetro de pulso es fiable como medición puntual SaO₂, pero no predice las modificaciones en las unidades de cuidados críticos (*one point measurement*).

El oxímetro de pulso no es un monitor de ventilación alveolar. Es importante recordar que con valores de la PaO₂ mayores de 90 mm Hg, cambios pequeños de la saturación se asocian con grandes modificaciones en la PaO₂.

Algunos estudios de las décadas de los ochenta y noventa del siglo pasado, que valoraron la exactitud de los pulsioxímetros, han permitido realizar importantes mejoras en los modernos pulsioxímetros, al modificar el software. (25)

Los oxímetros de pulso pueden dar lecturas erróneas, con datos incorrectos por:

1)-Interferencia con luz ambiental intensa. Un ambiente muy luminoso (los infrarrojos, los fluorescentes, las lámparas quirúrgicas con luz de xenón, la fototerapia) puede dar valores de saturación falsos. Fluck JR et al, en 2003, investigaron los valores de la SpO₂, en voluntarios sanos, en un cuarto oscuro de fotografía, y con cinco fuentes de luz: halógeno de cuarzo, infrarroja, incandescente, fluorescente, y ultravioleta. La diferencia entre la SpO₂ medida a oscuras y con cualquiera de las cinco fuentes de luz era menor del 5%. La interferencia con la luz ambiental, se puede obviar cubriendo la sonda con un material opaco. (59)

2)-Interferencias eléctricas (electro-bisturí). Las interferencias con el electro-bisturí suelen ser debidas a la cuantificación como latidos extra. Los pulsioxímetros más modernos han disminuido la sensibilidad de los mismos a las interferencias eléctricas. Algunos congelan la imagen, o señalan digitalmente la interferencia. También, se pueden disminuir las interferencias eléctricas colocando la placa del electro-bisturí próxima al campo quirúrgico y la sonda del pulsioxímetro lo más alejado del campo quirúrgico. Las conexiones a la red eléctrica, el enchufe, del pulsioxímetro y del electro-bisturí deben ser distintas.

Los dos errores más frecuentes de los oxímetros de pulso son debidos al movimiento y a la pérdida de la señal con la hipoperfusión. Los avances más recientes en el análisis de la señal de los nuevos monitores han obviado muchos de estas limitaciones. Publicaciones recientes confirman que los pulsioxímetros modernos detectan los episodios de hipoxemia con más exactitud que sus predecesores en estas situaciones clínicas. (60). Durban et al, en 2002, describen en los nuevos pulsioxímetros, valores de SpO₂ correctos en el 92% de las hipoperfusiones y con el movimiento del enfermo. (61)

Así los pulsioxímetros comercializados desde 1990, tienen mejoras en el microprocesador que reducen los artefactos ocasionados por el movimiento. Durante el movimiento en pacientes hipoxémicos el funcionamiento era mejor con el “Masimo-SET oximeter” en comparación con el “Agilent Viridia 24C”, el “Datex_Ohmeda 3740” y el “Nellcor N-395”. La empresa de monitorización Masimo utiliza la tecnología “Signal Extraction Technology”.

Los oxímetros de pulso modernos incorporan valores mínimos para la relación absorción-dispersión (*signal to noise ratio*) por debajo de los cuales no se visualiza ninguna SpO₂. (62)

Los artefactos en el quirófano por el movimiento son infrecuentes (1%-2%), pero en las unidades de críticos pueden alcanzar el 50% (escalofríos, detección del pulso venoso). Para corregir estos artefactos originados por el movimiento, se precisa determinar el “noise signal” (dispersión) y restarlo de la señal total (*total signal*), dejando una absorción-dispersión libre (“noise-free signal”) a partir de la cual se calculará la SpO₂. Es un filtro “adaptive digital filtering” (*signal extraction technology SET Adaptive Digital Signal Filtering*). (29) (63-65)

3)-Mala perfusión periférica (pulso débil, relación de la señal AC-DC baja, tratamiento con fármacos vasopresores, aumento de las resistencias vasculares periféricas, hipotermia, bajo gasto cardiaco, escalofríos, fenómeno de Raynaud, bypass cardiopulmonar, maniobras de Valsalva, etc.). La perfusión periférica se puede mejorar con cremas vasodilatadoras, bloqueos simpáticos, bloqueos digitales, calentando la extremidad etc.

La revisión sistemática de Poorzargar et al, de 2022, que incluye 22 publicaciones, con 33 pulsioxímetros diferentes, señala que en el 75% de los enfermos con mala perfusión circulatoria periférica los pulsioxímetros son precisos. Los modelos más modernos son más fiables al incorporar tecnología que reducen los artefactos. (66)

En una encuesta realizada en 2006 en 551 enfermeras de unidades de cuidados críticos, el 37% desconocía los errores que se producían en la medición con el movimiento, y el 15% no sabía que una señal de la onda del pulso, pletismografía, de pobre calidad producía lecturas erróneas de la SpO₂. El 30% consideraba que los valores de la SpO₂ podían ser empleados en lugar de la realización de gasometrías arteriales en los enfermos en situación crítica. (67)

4)-Trastornos del ritmo cardiaco al perder el componente pulsátil y por congestión venosa (insuficiencia cardiaca derecha o insuficiencia tricúspide). En la insuficiencia de la válvula tricúspide se producen pulsaciones venosas que originan mediciones inferiores en la SpO₂ en los pulsioxímetros de oído. En pacientes con un balón de contra pulsación aórtica, el aumento de la presión diastólica excede a la presión sistólica, originando una onda de pulso con una presión pico doble o triple, que confunde al oxímetro. (27-28)

5)-La pigmentación de la piel. El color de la piel se había considerado inicialmente que no influía en la pulsioximetría. Artículos más recientes han analizado la exactitud de las mediciones en pacientes con distintas pigmentaciones de la piel. La sobreestimación de la SpO₂ (sesgo positivo) en pacientes de raza negra puede alcanzar valores del 5%, aunque otros autores no han evidenciado ningún tipo de sesgo. En enfermos de raza blanca, caucásicos, la media y la desviación estándar entre los valores de referencia (saturación de oxígeno en el laboratorio) y la SpO₂ es aproximadamente del 2%, y en la raza negra del 3%. (68-70)

Jubrab y Tobin, en 1990, señalaron que los valores de la pulsioximetría en enfermos de raza negra, ventilados mecánicamente eran menos exactos. El umbral de seguridad de oxigenación arterial era una SpO₂ del 92 (PaO₂ >60 mm Hg). Este valor se registró en el 91,75% de los enfermos de raza blanca y solo en un 50% de raza negra. (70)

También, se han evaluado en los pulsioxímetros comercializados más recientemente los sesgos, errores, en la SpO₂ en pacientes de raza blanca y negra con hipoxemia. Se han evidenciado sesgos positivos en enfermos negros con SaO₂ menores del 80%. Esta discrepancia entre la SaO₂ y la SpO₂ no se confirmó con SaO₂ > 80%. (71-72)

Sjoding et al, en 2020, compararon los valores de la pulsioximetría en la unidad de cuidados críticos en enfermos de raza blanca y negra. Observaron que acontecía una hipoxemia oculta (una SaO₂ < 88%, con una SpO₂ > del 92%-96%) en el 11,4% de los pacientes negros frente a un 3,6% en los enfermos blancos. Estos resultados evidenciaron discrepancias entre la SaO₂ y la SpO₂ en la población en estado crítico de raza negra. (73)

Más recientemente Burnett et al, en 2022, han analizado la exactitud del oxímetro de pulso en una cohorte de 46 000 pacientes anestesiados con distintas pigmentaciones de la piel (blancos, negros, hispanos, asiáticos, otras razas). Estos autores realizaron un análisis del sesgo (diferencia de la media entre la SpO₂ y SaO₂, error sistemático) y de la precisión (diferencia en la desviación estándar, SD, o error al azar, *random error*). También determinaron la incidencia de hipoxemia no reconocida o diagnosticada, definida como una SaO₂ menor del 88% cuando la SpO₂ era mayor de 92%-98%. Los resultados descritos en la publicación señalan que la incidencia de hipoxemia oculta era diferente según fuese la pigmentación de la piel (blancos 1,1%; hispanos 1,8%; negros 2,1%). En los asiáticos y otras razas no se observaron hipoxemias ocultas. Con SpO₂ mayores del 96%, la incidencia de hipoxemia oculta era muy infrecuente y no existía diferencia entre las distintas razas/etnias. Una limitación de esta investigación era que no se tuvieron en cuenta la existencia de baja perfusión periférica, la presencia carboxihemoglobina y metahemoglobina, la incidencia sobre el sensor de luz externa, la presencia de hipotermia, etc. (74-75)

Okunlola et al, en 2022, comparan los oxímetros de pulso comercializados entre 2017 y 2020 y observan que en la población negra valores un 1% al 2% más elevados con saturaciones críticas del 90%. (76)

Si la pigmentación actúa como un filtro para la luz transmitida, la frecuencia pico de luz puede variar ligeramente y ocasionar una ligera modificación de la R (relación entre la curva de calibración y la SpO₂ en voluntarios, ejemplo una R = 3,4 corresponde a SpO₂ de 100%; una R = 1 corresponde a una SpO₂ de 85%) y por lo tanto de la SpO₂. La luz roja emitida por los diodos en la pulsioximetría no produce una simple longitud de onda de luz roja, sino una curva de distribución de longitud de onda de forma de campana y cuanto más corta es la longitud de onda de esa distribución, más es absorbida por la melanina, en comparación con que sea larga. La curva R de la población negra es distinta que la de los blancos. El algoritmo de calibración del oxímetro de pulso, correlación entre la SpO₂ y el cociente R ($R = AC660/DC660 / AC940/DC940$) se obtuvo en voluntarios sanos de raza blanca. (74-75)

El 21 de noviembre de 2021, el Ministro Británico de Salud (*British Health Minister*) Sajid Javid en un artículo en el *“Sunday Times”* señaló que los oxímetros de pulso eran inexactos en la población negra: *“technologies are created and developed by people, and so bias, however inadvertent, can be an issue here to”*. Este artículo tuvo una gran repercusión mediática en la

opinión pública y ha obligado a los fabricantes de oxímetros de pulso a la introducción nuevos estándares de fabricación e iniciar nuevas investigaciones. (77-79)

La pandemia del COVID-19 ha sido un motivo para analizar si estos posibles errores del pulsioxímetro en los enfermos de raza negra pueden explicar la mayor mortalidad en esta población. (80-81)

Shi et al, en 2022, publican un meta análisis y una revisión sistemática que incluye 32 estudios clínicos con 6505 enfermos para analizar la exactitud de la oximetría de pulso en pacientes de raza negra y en otras etnias y verificar si las hipoxemias ocultas, $SpO_2 < 88\%$, no se han detectado con el pulsioxímetro. Una vez más la conclusión es: el oxímetro de pulso puede sobre-estimar los valores de saturación arterial de oxígeno en los pacientes de raza negra hospitalizados en comparación con SaO_2 estándar. Los resultados analizados en otras etnias o con otras pigmentaciones de la piel no son concluyentes, son más inciertos. El sesgo global del estudio es 1,11% y el intervalo de confianza 95% es 0,29-1,93%; los datos en la raza negra son 1,52%, con un intervalo de confianza del 95% de 0,95-2,09%. (82)

No conviene olvidar que la oximetría de pulso no reemplaza la técnica de referencia la gasometría arterial. La discrepancia entre la SaO_2 y la SpO_2 puede ser del 3-4%. La exactitud de la pulsioximetría es menor en situaciones de perfusiones periféricas comprometidas. El índice de perfusión periférica es un sustituto (*surrogate*) adecuado, existe una pobre correlación con la valoración de la calidad de la señal, debido probablemente al tratamiento con inotrópicos, alteraciones del equilibrio ácido-base, estabilidad hemodinámica, etc. (83-84)

En enfermos con albinismo óculo-cutáneo tratados con plantas medicinales pueden observarse lecturas de la SpO_2 espurias.

6)-El esmalte de las uñas. Algunos esmaltes o barniz en las uñas (colores marrón, negro, azul y verde), obstaculizan la absorción de la luz. Los esmaltes negros muestran diferencias entre SpO_2 y SaO_2 del + 1,6% +- 3.0%. Los esmaltes de color violeta las diferencias son +1,2% +_ 2,6%. En los pacientes con las uñas pintadas con esmaltes de color azul oscuro, las diferencias entre la SpO_2 y SaO_2 son +1,1% +_ 3,5%. Los esmaltes de uñas de color rojo y violeta no alteran la lectura de la SpO_2 .

Las uñas sintéticas interfieren con la lectura de la SpO_2 . La infección ungueal por hongos, onicomiosis, origina lecturas bajas de la oximetría de pulso. La sangre seca en las uñas no afecta la lectura de la SpO_2 . Los enfermos tratados con docetaxel (un taxano) pueden presentar como efecto secundario las uñas de la mano descoloridas y originar lecturas de la SpO_2 bajas.

La Henna roja no afecta la SpO₂, la henna negra puede obstaculizar la transmisión de la luz impidiendo una lectura correcta de la SpO₂. La pintura de Henna utilizadas por mujeres del oriente medio en los dedos de las manos y pies pueden originar lecturas bajas de SpO₂. (85)

Para obviar las interferencias de los esmaltes de uña, podemos girar la sonda 90°, de tal forma que la luz emitida se trasmite de un lado al otro lado del dedo.

7)-Los contrastes. Ciertos contrastes en sangre (azul de metileno, verde de indocianina, colorante azul de linfazurina o azul de isosulfano, índigo carmín, nitrobenzeno) son capaces de absorber longitudes de onda de luz entre 660 nm y 940 nm, interfiriendo en la exactitud del pulsioxímetro. Todos estos contrastes administrados por vía intravenosa, intra-arterial, linfática, intradérmica, o en la cavidad uterina pueden disminuir la SpO₂, sin disminuir la saturación SaO₂. La oximetría in-vitro también se puede afectar con estos contrastes. El azul de metileno interfiere en la absorción de la desoxihemoglobina, originando lecturas de SpO₂ bajas no reales durante un breve periodo de tiempo. Con concentraciones de azul de metileno de 2-5 mg/Kg se reduce la SpO₂ en un 65% durante 10-60 minutos. El azul de metileno se puede emplear en la cirugía de la paratiroides, del ganglio centinela en la axila en la cirugía del cáncer de mama y en el tratamiento de la intoxicación con metahemoglobina. La administración por vía linfática de estos colorantes interfiere en la lectura de la SpO₂ durante horas. (28-29)

La administración por intravenosa de verde de indocianina se ha utilizado para confirmar la localización intravascular del catéter venoso. (63)

8)-Dishemoglobinas (carboxihemoglobina, metahemoglobina). Los oxímetros de pulso convencionales solo pueden diferenciar la hemoglobina reducida y la oxihemoglobina. La carboxihemoglobina (COHb) y la metahemoglobina (MetHb) no son detectadas con solo dos longitudes de onda de luz. Con la presencia de niveles elevados de COHb y MetHb se modifica la exactitud del pulsioxímetro. (86)

La carboxihemoglobina (COHb) está aumentada en la intoxicación por monóxido de carbono. La COHb tiene una absorción similar a la oxi-Hb a 660 nm, por lo tanto, se sobre-estimara y dará lecturas falsamente elevadas de SpO₂, a pesar de existir una hipoxemia en la intoxicación por monóxido de carbono. La COHb se absorbe en un 90-100% como la oxi-Hb y un 10% como hemoglobina reducida. Las concentraciones habituales de COHb son < 1,5% en no fumadores. En fumadores pueden ser del 3-15%. La COHb puede aumentar durante la cirugía con láser en la vía aérea, pero los valores no son tan elevados, la SpO₂ medida es fiable. En la exploración clínica los enfermos con intoxicación con COHb tienen un color de la piel rosa brillante. (86)

La metahemoglobina (MetHb) absorbe luz en similar cantidad en ambas longitudes de onda de luz roja e infrarroja (660 nm y 940 nm). La relación de absorción es 1:1, de modo que con niveles elevados de Met-Hb la SpO₂ está alrededor del 85%, es decir son lecturas falsamente bajas. En la metahemoglobinemia si comparamos la saturación funcional con la SpO₂ es más baja si la saturación es superior a 85%, y visualizamos valores más elevados con saturaciones funcionales inferiores a 85%. La discordancia entre la saturación funcional y la SpO₂ aumenta con valores de metahemoglobina más elevados y los valores de saturación de la hemoglobina funcional disminuyen. Con el tratamiento de la metahemoglobinemia las lecturas de la SpO₂ son más exactas. (86)

Recordemos el concepto de saturación fraccional y funcional. Si la concentración de metahemoglobina y carboxihemoglobina son cero, entonces la saturación funcional y la fraccional son iguales, SpO₂ (funcional) y O₂Hb%.

Las sulfamidas, ciertos anestésicos locales (dosis muy elevadas de prilocaína), los nitritos, y el óxido nítrico pueden originar niveles altos de MetHb. La presencia de MetHb es importante en clínica porque reduce la capacidad de la hemoglobina para transportar oxígeno, causando hipoxia tisular. Las concentraciones normales de MetHb son < 1%. La metahemoglobina es un producto de la oxidación de la hemoglobina, que se une al oxígeno de manera reversible y altera la liberación de oxígeno a los tejidos. La curva de disociación de la hemoglobina está desplazada hacia la izquierda. La metahemoglobinemia puede ser congénita o adquirida. Otros fármacos que originan metahemoglobinemia son: el nitrobenzeno, la benzocaína.

Para la detección de estas dishemoglobinas se precisa el empleo de oxímetros con múltiples longitudes de onda. En la actualidad disponemos de oxímetros de pulso capaces de detectar la metahemoglobina y la carboxihemoglobina. Son más exactos los pulsioxímetros con múltiples longitudes de ondas midiendo la Met-Hb que la COHb en condiciones de hipoxia. (64-65) (86)

La sulfohemoglobina (sulfHb) es similar a la metahemoglobina pero además tiene un átomo de azufre en el anillo de porfirina. Esta sulfHb se puede formar de los contrastes de anilina, acetanilida, fenacetina, nitratos, sumatriptán, sulfonamidas, metoclopramida, dapsona y DMSO. La sulfHb no transporta oxígeno. La manifestación clínica más destacada de la presencia de esta hemoglobina es la cianosis (5 g/L de SulfHb son suficientes para producir cianosis, al igual que 1,5 g/dl de MetHB y 5g/dl de hemoglobina reducida). La curva de disociación de la hemoglobina se desplaza hacia la derecha (lo contrario de la MetHb). La absorción de la luz roja (660 nm) es mayor con la SulfHb que con la metHb y la hemoglobina reducida. Algunas publicaciones señalan una absorción similar a la de la MetHb con luz roja e infrarroja (un valor R de 1). Con co-coxímetros de cuatro longitudes de onda no se detecta la SulfHb. (86)

A partir del año 2005 se iniciaron las investigaciones en pulsioximetría utilizando más de dos longitudes de onda. Con anterioridad, en 2002, Aoyagi había empleado tres longitudes de onda, señalando: “*Dyshemoglobins (e.g. COHb and MetHb) can be measured with multiwavelength systems*”. En 2005, Noiri et al reseñaron el uso de un pulsioxímetro con cuatro longitudes de onda, que nunca fue comercializado. (87)

Con un pulsioxímetro con múltiples longitudes de onda, Rad-57, (*Masimo Rainbow-SET Rad-57 Pulse CO-oximeter; Masimo Corporation, Irvine, CA, USA*), Baker estudió en 2006, en 20 voluntarios sanos la exactitud del mismo. Se produjeron valores de COHb desde un 0% a un 15%, y de MetHb desde un valor de 0% a un 13%. El sesgo de medición entre los valores de COHb medidos con un CO-pulsioxímetro (*Masimo*) y con un CO-oxímetro de laboratorio era de -1,22%; la precisión (la diferencia de la desviación estándar entre la medida con pulsioximetría y co-oximetría) correspondiente era 2,19%. El sesgo y la precisión de la MetHb medidos con un CO-pulsioxímetro (*Masimo*) y medida con un CO-oxímetro de laboratorio era 0,0% y 0,45% respectivamente. (64). La exactitud del pulsioxímetro en la medición de la COHb en situaciones de hipoxia fue estudiada por Feiner JR et al, en 2013. En doce voluntarios sanos con SaO₂ < 95% el CO-pulsioxímetro (*Masimo*) era exacto en la medición de la COHb (sesgo de -0,7% y precisión de 4,0%). Si la SaO₂ era < 85% el oxímetro de pulso era incapaz de medir los valores de COHb. (65). En los servicios de urgencias y de cuidados críticos, ante la sospecha de intoxicación por monóxido de carbono, el sesgo de medir la COHb con un pulsioxímetro (*Masimo*) y un CO-oxímetro de laboratorio es menor del 3%. Los límites de concordancia de las mediciones con ambos aparatos eran de -11,6% a 14,14%. Como conclusión podemos afirmar que son más precisos los CO-oxímetros de laboratorio, los pulsioxímetros son útiles para alertar. Con los “*Rainbow Rad 57 Pulse CO-oximeter*” se mide la COHb con un error +- 2% y la MetHb con un error de +-0,5%. (86)

Como hemos reseñado la siguiente generación de pulsioxímetros serán con múltiples longitudes de onda “*Rainbow*” (arco iris) hasta con ocho longitudes de onda., midiendo las SpO₂, la SpCO, SpMet. Los pulsioxímetros se han perfeccionado para evitar artefactos con los movimientos, y detectar el flujo pulsátil. Los oxímetros de pulso con múltiples longitudes de onda presentan las siguientes ventajas: una estimación de la SpO₂ más exacta, permiten la detección de la metahemoglobina y el monóxido de carbono, estima con una técnica incruenta la hemoglobina total, reduce los artefactos originados por los movimientos, son más precisos en situaciones de menor amplitud del pulso periférico.

9)-Anemia de células falciformes, drepanocitosis (*sickle cell disease*). Los efectos de la anemia de células falciformes en la SpO₂ son controvertidos. Algunas publicaciones demuestran errores grandes y otros errores mínimos. La utilización de la SpO₂ enfermos con Hb S, en la enfermedad de las células falciformes está muy discutida. Es poco ético someter a los enfermos con enfermedad de células falciformes a hipoxemias para comprobar su exactitud.

La curva de disociación en la enfermedad de las células falciformes esta desviada a la derecha. Si tenemos en cuenta este dato algunos autores consideran que se pueden utilizar las mediciones de la SpO₂ en estos pacientes. Aunque para una PaO₂ concreta la saturación es inferior a la esperada. (88-89).

10)-La hemoglobina fetal (HbF) no afecta la exactitud de la cuantificación de la saturación de oxígeno. El espectro de absorción de la hemoglobina adulta y fetal es el mismo. El coeficiente de extinción de la HbF en las longitudes de onda de los pulsioxímetros, 660 y 940 nm, son iguales a los valores de la hemoglobina adulta (HbA). Los neonatos tienen cantidades importantes de hemoglobina fetal hasta los 3-6 primeros meses de vida. Los oxímetros de pulso del adulto se pueden emplear. La curva de disociación de la oxihemoglobina fetal esta desplazada hacia la izquierda de la curva de la curva de la oxihemoglobina adulta (hay una mayor afinidad y una menor cesión de oxígeno a los tejidos periféricos). La p₅₀ de la hemoglobina fetal es 19 mm Hg frente a los 27 mm Hg de la hemoglobina adulta. La hemoglobina fetal está compuesta por dos cadenas alfa y dos gammas y tiene una mayor afinidad por el oxígeno.

Ocho estudios describieron sesgos entre la SpO₂ – SaO₂ del -3,6% y desviación estándar (SD) en un rango de 2,3% a + 4,2% (SD 2,4). Cinco artículos evidenciaron que un aumento de la HbF modifica la relación Pao₂ y la SpO₂, por la desviación hacia la izquierda de la curva de disociación de la oxihemoglobina fetal. (90-91)

11)-Hemoglobinopatías, variantes infrecuentes de la Hb: Hb- Bonn, Hb Lansing, Hb-Hammersmith, Hb-M (Milwaukee), Hb-Köln, Hb-Cheverly, Hb-Constant reducen la SpO₂ monitorizada. No es útil la oximetría de pulso en la presencia de hemoglobina de Bassett.

La alfa-Talasemia 2 da lecturas de SpO₂ bajas. La anemia hemolítica con cuerpos de Heinz da lecturas de SpO₂ bajas.

Existe una tendencia lineal a subestimar la SpO₂ cuando la concentración de hemoglobina disminuye. Con valores de hemoglobina de 8 g/100 ml puede ser del 10-15%. En pacientes con anemia grave y saturación baja no es fiable la SpO₂. La policitemia no altera los valores de la SpO₂.

La hiperbilirrubinemia no afecta la exactitud del oxímetro de pulso. La ictericia, la bilirrubina a las concentraciones observadas en clínica no afectan la pulsioximetría. La bilirrubina no absorbe luz roja ni infrarroja. (86)

12)-El efecto penumbra. Una colocación no adecuada de la sonda del pulsioxímetro origina este efecto. Si la posición del sensor no es simétrica, puede ocurrir que una longitud de onda esta sobrecargada en el diodo detector y la lectura de la SpO₂ sea baja. La colocación correcta

de la sonda evita este efecto. La onda del pletismografía puede ser normal. Se recomienda comprobar con periodicidad que la colocación de la sonda es adecuada.

Algunas sondas de los pulsioxímetros antiguos podían producir quemaduras en la piel o lesiones por presión. Estos pulsioxímetros iniciales tenían un dispositivo calentador para mejorar la perfusión tisular. En la actualidad hay sondas de distintos tamaños para la población pediátrica y adulta.

INNOVACIONES EN LA OXIMETRÍA DE PULSO

Innovaciones en la tecnología de la oximetría de pulso, hoy poco utilizadas, son la medición de la saturación de oxígeno de la sangre venosa mixta (SvO₂) y en el golfo de la yugular. La SvO₂ se mide con un catéter de arteria pulmonar que tiene un sensor de fibra óptica que de manera continua la determina. La interpretación de la SvO₂ es más compleja, requiere tener en cuenta la concentración de hemoglobina, el gasto cardiaco, la saturación arterial de oxígeno y el consumo de oxígeno. Con un catéter modificado para canalizar la yugular interna, se puede medir la saturación de oxígeno del golfo de la yugular, para estimar el aporte de oxígeno al cerebro. (92)

En esta línea de neuromonitorización destaquemos la oximetría no-invasiva cerebral que mide la saturación regional de oxígeno de la hemoglobina cerebral (rSo₂). Este monitor emplea espectroscopia cercana a los infrarrojos (NIRS, *near infrared spectroscopy*). Se coloca un sensor en la frente del enfermo y mediante oximetría de reflectancia se mide la saturación de oxígeno venosa y capilar además de la arterial. Este monitor no puede detectar el componente pulsátil arterial. Es una medida promedio de la saturación de oxígeno de la hemoglobina de toda la microvasculatura regional, su valor es alrededor del 70%. La parada cardiaca, el embolismo cerebral, la hipotermia profunda, la hipoxemia intensa disminuyen la rSo₂. Saturaciones regionales menores del 40% en el NIRS, o cambios mayores del 25% de los valores basales indican un incidente neurológico. (92)

La SpO₂ se puede medir también con la técnica de la reflectancia (*reflectance*). Las lecturas erróneas de la saturación periférica de oxígeno, por los artefactos, el movimiento y la hipoperfusión son menos frecuentes con la técnica de reflectancia. Los sensores colocados en la frente detectan las saturaciones de oxígeno bajas más rápidamente que los posicionados en el dedo o en el oído. En estos sensores el diodo emisor y el sensor de luz están el mismo lado, en contraposición a los habituales, transmisión, que están en posiciones opuestas. Esta tecnología de reflectancia se ha utilizado en la monitorización fetal. Su colocación en el cuero cabelludo del feto ha sido sumamente útil en situaciones de pérdida del bienestar fetal (*non-reassuring fetal status*). También se han diseñado sensores esofágicos con aceptables

resultados. La monitorización de la SpO₂ gástrica es un indicador de la perfusión esplácnica. Los errores en la medición de la saturación con esta tecnología están relacionados con la presencia de edema, escaso contacto del sensor y el movimiento. (93-94)

Una innovación más reciente es la monitorización de la hemoglobina. En 2015, *Masimo*, introduce en la pulsioximetría con múltiples longitudes de onda la medición de la hemoglobina total. Las técnicas de espectrofotometría y la fotopleletismografía son las empleadas para medir la hemoglobina de manera incruenta. El principio en que se basa la medición incruenta de la hemoglobina es la ley de Lambert-Beer. Estos monitores, que reseñaremos en el siguiente párrafo, emplean siete o más longitudes de onda. Macknet et al analizó en un prototipo del “*pulse CO-Oximetry. Pronto Radical 7, Masimo Corporation*” la validación clínica de este monitor en 30 pacientes quirúrgicos y en 13 voluntarios sanos. En un rango de hemoglobina total de 4,4 g/dl a 15,8 g/dl el sesgo era 0,03 g/dl y la precisión 1,12 g/dl. (95). Miller et al evaluó este monitor en cirugía de la columna vertebral y señaló un sesgo más elevado 0,26 +/- 1,8 g/dl. (96). Otros autores han descrito sesgos desde 0 a 1 g/dl y precisiones de 0,5 a 1,5 g/dl. La utilización de la monitorización de la hemoglobina con esta tecnología ha disminuido la tasa de transfusión en cirugía ortopédica de 4,5% a 0,6%, pero sin diferencias en la misma a los treinta días después de la cirugía. Se han publicado correlaciones excelentes incluso en enfermos con infusión de fármacos vasoconstrictores, siempre que el índice de perfusión sea adecuado, > 0,75. Se necesitan más estudios clínicos que analicen el comportamiento de estos monitores con concentraciones de hemoglobina en rango de 6-10 mg/dl. (97-100)

Los monitores comercializados en la actualidad de hemoglobina son el: “*pulse CO-Oximetry (Pronto Radical 7, Masimo Corporation)*”, que emplea tecnología con múltiples longitudes de onda; “*Pronto Radical 7, Masimo Corporation*”, la tecnología que usa es “*Raimbow 4D spectrophotometry*”; “*OrSense (MBM200)*”, la tecnología es “*Occlusion spectroscopy*”; “*Haemospect*” con tecnología “*Transcutaneous reflection spectroscopy*”. (98)

El monitor “*Pronto Radical 7, Masimo Corporation*” mide la SpO₂, la frecuencia cardiaca y el índice de perfusión, no mide la carboxihemoglobina ni la metahemoglobina. No mide el valor de hemoglobina continuamente, solo de manera puntual. (98)

El monitor “*OrSense (MBM200)*” como el anterior solo mide la hemoglobina de manera intermitente. (98)

Las revisiones sistemáticas y meta-análisis de Kim SH et al y Zortéa T et al describen que no existen diferencias estadísticas significativas entre las determinaciones de la hemoglobina con las técnicas estándar y la monitorización de la hemoglobina incruenta. (99-100)

El monitor con técnica espectrofotométrica “*Rad-67 Spot –check Pulse Co-Oximeter, Rainbow Super DCI- mini Sensor technology (Masimo Corp)*”, comercializado en 2019 no ha mostrado resultados satisfactorios para su empleo rutinario en la detección de la anemia preoperatoria, especialmente en mujeres. (101)

En los próximos años las innovaciones tecnológicas en estos monitores permitirán una mayor aplicación en clínica en los pacientes adultos y pediátricos. Serán útiles para monitorizar las pérdidas sanguíneas ocultas en los pacientes politraumatizados y reducir el número de bolsas trasfundidas durante la cirugía. Pero recordemos que la hemoglobina no disminuye bruscamente con la hemorragia aguda, lo cual es un gran inconveniente para su uso. Si combinamos la monitorización no invasiva de la hemoglobina con la foto espectroscopia para estimar la respuesta a la fluidoterapia posiblemente esta asociación será más útil.

La monitorización de parámetros estáticos, la presión venosa central, la presión de oclusión de la arteria pulmonar tienen un valor limitado para guiarnos en la fluidoterapia. Son mejores los parámetros dinámicos, las variaciones de la onda del pulso, para identificar que enfermos van a responder a la infusión de soluciones hidroelectrolíticas mejorando su hemodinámica. Estos índices dinámicos son el resultado del análisis de las interacciones de la circulación y la respiración en la pletismografía.

En la actualidad para monitorizar la respuesta a la fluidoterapia se utilizan: las variaciones en la onda de presión del pulso arterial, el diámetro de la vena cava inferior, el volumen latido, y el flujo de sangre aórtico. Existe una aceptable correlación de la variación de la amplitud de la onda de pulso con la onda de presión de pulso arterial para predecir la eficacia de la fluidoterapia en enfermos en respiración espontánea y con ventilación mecánica. La compañía Masimo ha desarrollado un índice de variabilidad pletismográfica (PVI, *Plethysmograph Variability Index*) o índice de perfusión periférica (PPI, *Peripheral Perfusion Index*) que expresa los cambios dinámicos en el índice de perfusión (PI) que ocurren durante el ciclo respiratorio. Aumentos del PVI sugieren que el volumen intravascular está disminuido, existe hipovolemia, y la respuesta a la fluidoterapia será beneficiosa. Si el PVI disminuye con la fluidoterapia significa que el enfermo va a responder adecuadamente a la misma (*fluid responders*). La monitorización de la variabilidad respiratoria (*oscillation of the respiratory frequency*) en el pletismograma puede ser útil para diagnosticar una hemorragia oculta. Las variaciones en la onda fotopletismográfica son debidas a una compleja interacción entre los sistemas cardiaco, respiratorio y autonómico. Este valor PVI se puede monitorizar y visualizar de manera continua en el pulsioxímetro, cuantificando las variaciones respiratorias de la amplitud pletismográfica. (102-103)

$PVI = 100 \times (PI \text{ max} - PI \text{ min}) / PI \text{ max}$.

PI max es el valor máximo del índice de perfusión, la relación entre la señal de absorción AC y DC durante el ciclo respiratorio.

PI min es el valor mínimo durante el ciclo.

El índice de perfusión (PI) o índice de flujo periférico (PFI) nos informa de las modificaciones en el flujo sanguíneo digital. Este índice expresa la relación entre el componente pulsátil y no-pulsátil. Se divide el componente pulsátil AC con el componente estático o no pulsátil DC de la señal pletismográfica, expresada en %. Para el cálculo del índice de perfusión se utiliza la señal infrarroja porque se afecta menos por los cambios en la saturación arterial que la roja. (104)

$$PI = (AC/DC) \times 100\%.$$

Las modificaciones en el índice de perfusión o índice de perfusión periférica se presupone que reflejan los cambios en el flujo pulsátil arterial, que se altera con la vasodilatación y la vasoconstricción.

Este índice se ha estudiado para predecir el éxito de la desconexión de la ventilación mecánica, y los fallos en la desconexión o destete apresurados o muy conservadores. Lofty et al, en 2020, han comparado el índice de perfusión periférica con el índice de “*shallow breathing*” (frecuencia respiratoria / volumen corriente). Señalando que este índice puede ser útil para detectar precozmente la imposibilidad de desconectar al paciente del ventilador. (105-107)

El aumento del índice de perfusión periférica, PPI, después de la infusión de 200 ml de una solución hidroelectrolítica de cristaloides en enfermos con shock séptico tiene un valor predictivo positivo del 91%. Aunque el que no se incremente el PPI no excluye que el enfermo pueda beneficiarse de la administración de soluciones hidroelectrolíticas. (108)

La onda pletismográfica del oxímetro se ha analizado para estimar la volemia en pacientes con cirrosis, comparándola con el péptido natriurético cerebral (BNP). La metodología de la inteligencia artificial aplicada al análisis de la onda de pulso permite valorar con mayor exactitud la hipervolemia en los enfermos cirróticos. (109)

La inyección intravascular de anestésico local en la analgesia epidural se ha detectado con las variaciones en la amplitud de la onda pletismográfica del oxímetro frente a los signos clásicos en las alteraciones en la presión arterial y frecuencia cardiaca. Una disminución del 10% en la amplitud de la onda indica inyección intravascular con una sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo y negativo del 100%. La sensibilidad es del 85%-95% si se emplean los criterios de frecuencia cardiaca y presión arterial. (110)

Recientemente se han estudiado mediante la inspección visual (amplitud de la onda de pulso) y el análisis automatizado (red neuronal superficial) la onda de fotopleletismografía para la determinación de variaciones en el tono vascular y la presión arterial. Estos cambios del estado vascular afectan al contorno de la onda de la fotopleletismografía, principalmente la amplitud y posición de la incisura dicrota, los cuales son un reflejo de los cambios de la presión arterial. La automatización en el análisis del contorno en la onda de fotopleletismografía del tono vascular elimina el juicio subjetivo. Los cambios en la presión arterial inducidos por alteraciones en el tono vascular fueron clasificados correctamente de forma automática con parámetros obtenidos de la onda de fotopleletismografía. (111)

La definición del síndrome de distrés respiratorio del adulto, ARDS, requiere una relación PaO_2 / FiO_2 , para cuantificar la gravedad de la hipoxemia, menor o igual a 300 mm Hg. La modificación Kigali de la definición del ARDS de Berlín incluye una relación SpO_2 / FiO_2 igual o menor a 315 mm Hg para la valoración de la hipoxemia. En 2007, se introduce la posibilidad de valorar la hipoxemia con el índice SpO_2 / FiO_2 . Desde entonces, esta relación y otros nuevos índices (OSI y ROX) se han analizado para precisar su utilidad y exactitud en el diagnóstico y categorización del ARDS y el distrés respiratorio pediátrico. La agencia “*US Food and Drug Administration*” determina que los oxímetros de pulso en la práctica clínica deben tener un error entre la SpO_2 y SaO_2 inferior al 3% en los que emplean sensor de dedo y de 3,5% en los que utilizan sensores de oreja. Se han desarrollado ecuaciones matemáticas con gran exactitud para predecir la PaO_2 de la SpO_2 , con la inclusión de la presión parcial de oxígeno venosa, la presión parcial de anhídrido carbónico, el pH, la carboxihemoglobina y la metahemoglobina. (112)

Los inconvenientes de aplicar la SpO_2 para diagnosticar el ARDS son las ya citadas limitaciones de la oximetría de pulso: enfermos con mala perfusión periférica, tratamiento con fármacos vasopresores, hipoxemias graves, acidosis etc.

El índice de saturación de oxígeno, OSI, se obtiene mediante la fórmula:

$$(FiO_2 \times \text{presión media de la vía aérea} / SpO_2) / 100.$$

Este índice se emplea sobre todo en los pacientes pediátricos, al ser incruento. En enfermos adultos con ARDS un OSI superior a 12 se asoció a mayor mortalidad.

El índice ROX se calcula dividiendo la relación SpO_2 / FiO_2 con la frecuencia respiratoria. Un valor de este índice mayor 4,88 se utiliza para adecuar el tratamiento de la insuficiencia respiratoria con sistemas de administración de oxígeno de alto flujo, HFNO. (112)

Una de las innovaciones más recientes es el nuevo monitor ORi. Cuando la SpO_2 es del 100% es muy difícil predecir la presión parcial de oxígeno, siendo necesario para prevenir la

hiperoxia realizar una gasometría arterial. Hasta la introducción de este monitor, la oximetría de pulso era el único dispositivo no invasivo que media la saturación arterial de oxígeno, como índice de oxigenación sanguínea.

El monitor ORi (*oxygen reserve index*) valora la reserva de oxígeno. Aporta un valor digital entre 0.00-1.00, que refleja la hiperoxia moderada entre 100-200 mm Hg. Es un índice de reserva de oxígeno, que informa de la SvO₂ (saturación venosa de oxígeno). La SvO₂ alcanza una meseta cuando la PaO₂ alcanza los 200 mm Hg. En esta situación el valor del ORi es 1.00. La correlación entre el ORi y la PaO₂ es muy buena. Al monitorizar un paciente con un sensor “*RD rainbow Life Set*” con múltiples longitudes de onda y conectado a “*Root with Radical-7, Pulse Co-oximeter, Masimo Corp., Irvine, CA, USA*” visualizaremos la SpO₂, la frecuencia cardiaca, el índice de perfusión (Pi), el índice de variabilidad pletismográfica (*PVi Pleth Variability index*) y el índice de reserva de oxígeno (ORi). También, se puede medir el ORi con el “*RD rainbow Set-2*” que asimismo mide la hemoglobina de manera continua (*noninvasive, continuous hemoglobin SpHb*). Este monitor es muy sensible a la luz externa, al funcionar con múltiples longitudes de onda, analiza el componente arterial y venoso, y se debe instalar cuando la SpO₂ es mayor del 98%. El movimiento, la mala perfusión periférica, la administración de índigo carmín y verde de indocianina hacen fluctuar los valores del índice ORi. (113)

Este índice se ha utilizado para valorar la oxigenación en la intubación con inducción de secuencia rápida (sin ventilación del enfermo). Con este monitor se puede predecir la disminución de la oxigenación treinta segundos antes que la SpO₂ empiece a descender. En pediatría (los niños tienen un consumo de oxígeno mayor y un volumen de cierre mayor que la capacidad residual funcional en comparación con los adultos) la hipoxemia en la apnea es más rápida que en el adulto. El ORi se ha utilizado durante la inducción, y para detectar la intubación en un bronquio. También se ha empleado en la cirugía de la tráquea. Es útil el ORi en: cirugía torácica con ventilación unipulmonar, en la cirugía bariátrica, en la cirugía en la posición de Trendelenburg, en la cirugía laparoscópica y en la cirugía para la colocación de prótesis en un bronquio. En las unidades de críticos está indicado para prevenir la hipoxemia durante la aspiración endotraqueal de secreciones. En los pacientes con Covid-19 es útil para prevenir las hipoxemias en las intubaciones en quirófano y en las unidades de críticos. La monitorización del índice de reserva de oxígeno previene la hiperoxia y sus secuelas (atelectasias de reabsorción, vasoconstricción, toxicidad del sistema nervioso central, fibrosis pulmonar, retinopatía en los prematuros, etc.). (113)

Se estima que 100 millones de personas tienen un reloj Apple (*Apple Watch 6*) en el mundo. Los avances tecnológicos realizados en estos relojes han permitido detectar la existencia de fibrilación auricular, identificar las alteraciones en el segmento ST, medir el intervalo QT y diagnosticar el síndrome de Brugada en el ECG.

Los valores la SpO₂ obtenidos con un reloj Apple 6 (con un sensor y un App que permite medir la saturación periférica de oxígeno durante el día y la noche) son similares a los visualizados con un oxímetro de pulso portátil (*Nellcor Portable, PM10N, Medtronic*) en sujetos sanos, y en pacientes con patología cardiovascular y con afectación pulmonar. (114)

COMENTARIO FINAL

James F. Szocik ha descrito las características que debe tener un monitor, insistiendo en el papel crucial del médico: *“The ultimate patient monitor would measure all relevant parameters of every organ, displayed in an intuitive and integrated manner; aid in our differential diagnosis ; track ongoing therapeutic interventions; and reliably predict the future: the ultimate patient monitor is a physician”*. (115). La oximetría y los adelantos tecnológicos de los últimos años están orientados hacia una medicina de precisión. (116)

BIBLIOGRAFÍA

- 1- Diccionario de la Lengua Española. Real Academia Española. Vigésima segunda edición. 2001.
- 2- Severinghaus JW, Astrup PB. History of blood gas analysis VI. Oximetry. *J Clin Monit.* 1986; 2:270-288.
- 3- Severinghaus JW, Honda Y. History of blood analysis. VII. Pulse oximetry. *J Clin Monit.* 1987;3:135-138.
- 4- Severinghaus JW. Astrup PB. History of blood analysis. Boston: Little, Brown & Co: 1987.
- 5- Severinghaus JW. History of respiratory gas monitoring in anesthesia. En *The Wondrous Story of Anesthesia*. Edmond I Eger II, Lawrence J Saidman, Rod N Westhorpe. Springer New York. 2014. Pág. 745-759.
- 6- Cushing H. Technical methods of performing certain operations. *Surg Gynecol Obstet.* 1908;6:237-246.
- 7- Watkinson PJ, Barber VS, Price JD, Hann A, Tarassenko L, Young JD. A randomized controlled trial of the effect of continuous electronic physiological monitoring on the adverse event rate in high risk medical and surgical patients. *Anaesthesia.* 2006;61:1031-1039.
- 8- Runciman WB, Webb RK, Barker L, Currie M. The pulse oximeter: applications and limitations . The first 2000 AIMS reports. *Anaesth Intensive Care.* 1993;21:543-550.
- 9- Thompson JP, Mahajan RP. Monitoring the monitors. Editorial. *BJA.* 2006; 97:1-3.
- 10- Magee P. Physiological monitoring: principles and non-invasive monitoring. En *Davey AJ, Diba A. Ward’s Anaesthetic Equipment. Sixth Edition.* Saunders Elsevier. Edinburgh. 2012. Pág. 323-336.

- 11- Pole Y. Evolution of the pulse-oximeter. Proceedings of the meeting in Cambridge 30th October 1999. The History of Anaesthesia Society Proceedings. 1999;26:21-22.
- 12- Severinghaus JW, Honda Y. History of blood analysis. V.J Clin Monit. 1985;1:1980-1992.
- 13- Severinghaus JW, Astrup PB. History of blood gas analysis. Int Anesthesiol Clin. 1987;1987;25:1-224.
- 14- Stephen CR, Slater HM, Johnson AI et al. The oximeter a technical aid for the anesthesiologist. Anesthesiology. 1951;12:541-555.
- 15- Yelderman M, New W Jr. Evaluation of pulse oximetry. Anesthesiology. 1983;59 (4):349-352.
- 16- Miyasaka K, Shelley K, Takahashi S, Kubota H, et al. Tribute to Dr. Takuo Aoyagi, inventor of pulse oximetry. J Anesth. 2021;35(5):671-709.
- 17- Severinghaus JW. High life: High altitude fatalities led to pulse oximetry. J Appl Physiol. 2016;120:236-243.
- 18- Severinghaus JW. Tokaou Aoyagi: Discovery of pulse oximetry. Anesth Analg. 2007;105:S1-4.
- 19- Hannenberg AA. Tokaou Aoyagi, Ph.D. American Society of Anaesthesiologist's Honorary Member. Anesthesiology. 2021;135:591-596.
- 20- Van Meter A, Williams U, Zavala A, Kee J, Rebello E, Tsai J, Ifeany I, Ruiz J, Lim J, Owusuku-Agyemang P. Beat to beat: A measured look at the history of pulse oximetry. J Anesth Hist. 2017;3:24-26.
- 21- Smith T, Pinnock C, Lin T. Fundamentals of Anaesthesia. Third Edition. Cambridge University Press. 2009.
- 22- Comroe JH, Botelho S. The unreliability of cyanosis in the recognition of arterial anoxemia. Am J Med Sci. 1947;124:1-6.
- 23- Westhorpe RN, Ball C. The pulse oximeter. Anaesth Intensive Care. 2008;36:767.
- 24- Oshina I, Spigulis J. Beer-Lambert law for optical tissue diagnostics: current state of the art and the main limitations. J Biomed Opt. 2021;26(10):100901-1-17.
- 25- Moyle JT. Pulse oximetry. London. BMJ Books. 2002.
- 26- Mannheim PD. The light tissue interaction of pulse oximetry. Anesth Analg. 2007;105(6):S10-S17.
- 27- Nitzan M, Romem A, Koppel R. pulse oximetry: fundamentals and technology update. Med Devices (Auckland NZ). 2014;7:231-239.
- 28- Dorsch JA, Dorsch SE. Understanding Anesthesia Equipment. Pulse Oximetry. Wolters Kluwer/Lippicott Williams & Wilkins. Philadelphia. 2008. pág 775-804.
- 29- Barker SJ, Tremper KK. Pulse Oximetry. En Ehrenwerth J, Eisenkraft. Anesthesia Equipment. Principles and Applications. Mosby. St Louis. 1993. pág. 249-263.
- 30- Zorab J. Who needs pulse oximetry? BMJ. 1988; 296:658-659.
- 31- Moller JT, Pedersen T, Johannessen NW, Jensen PF, Pedersen BD, Ravlo O, Rasmussen NH, Espersen K, Johannessen NW, Cooper JB et al. Randomized evaluation of pulse

- oximetry in 20802 patients. Design, demography, pulse oximetry failure rate, and overall complication rate. *Anesthesiology*. 1993;78:436-444.
- 32- Moller JT, Johannessen NW, Espersen K, Ravlo O, Pedersen BD, Jensen PF, et al. Randomized evaluation of pulse oximetry in 20802 patients: II. Perioperative events and postoperative complications. *Anesthesiology*. 1993;78:445-453.
- 33- Ochroch EA, Russell MW, Hanson 3rd WC, Devine GA, Cucchiara AJ, Weiner MG et al. The impact of continuous pulse oximetry monitoring on intensive care unit admissions from a postsurgical care floor. *Anesth Analg*. 2006;102:868-875.
- 34- Taenzer AH, Pyke JB, McGrath SP, Blike Gt. Impact of pulse oximetry surveillance on rescue events and intensive care unit transfers: a before-and-after concurrence study. *Anesthesiology*. 2010;112:282-287.
- 35- Shah A, Shelley KH. Is pulse oximetry an essential tool or just another distraction? The role of the pulse oximeter in modern anesthesia care. *J Clin Monit* 2013;27:235-242.
- 36- Pedersen T, Nicholson A, Hovhannisyan K, Moller AM, Smith AF, Lewis SR. Pulse oximetry for perioperative monitoring. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;3, CD002013.
- 37- Ehrenfeld JM, Funk LM, Van Schalkwyk J, Merry AF, Sanderg WS, Gawande A. The incidence of hypoxemia during surgery : evidence from two institutions . *Can J Anaesth*. 2010;57(10):888-897.
- 38- Hare GM, Kavanagh BP. Hypoxemia during surgery: learning from history, science and current practice. *Can J Anaesth*.2010;57(10):877-881.
- 39- Gallagher SF, Haines KL, Osterlund LG, Mullen M, Downs JB. Postoperative hypoxemia common, undetected and unsuspected after bariatric surgery. *J Surg Res*. 2010;159:622-626.
- 40- Young D, Griffiths J. Clinical trials of monitoring in anaesthesia, critical care and acute ward care. A review. *Br J Anaesth*. 2006;97:39-45.
- 41- Wouters K. Clinical usefulness of the simultaneous display of pulse oximetry from two probes. *Paediatr Anaesth*. 2008;18:345-346.
- 42- Jubran A, Tobin MJ. Reliability of pulse oximetry in the titrating supplemental oxygen therapy in ventilator dependent patients. *Chest*. 1990;97:1420-1425.
- 43- Pandharipande PP, Shintani AK, Hageman HE, St Jaques PJ, Rice TW, Sanders NW et al. Derivation and validation of SpO₂/FiO₂ ratio to impute for PaO₂/FiO₂ ratio in the respiratory component of the Sequential Organ Failure Assessment Score. *Crit Care*. 2009;37:1317-1321.
- 44- Nematswerani N, Collie S, Chen T, Cohen M, Champion J, Feldman C, Richards GA. The impact of routine pulse oximetry use on outcomes in COVID-19 infected patients at increased risk of severe disease: A retrospective cohort analysis. *S Afr Med J*. 2021;111(10):950-956.
- 45- World Health Organization. COVID-19 Clinical Management Living Guideline, 25 January 2021; Technical Documents; World Health Organization; Geneva, Switzerland, 2021.

- 46- Tobin MJ, Laghi F, Jubran A. Why COVID-19 silent hypoxemia is baffling to physicians. *Am J Respir Crit Care Med.* 2020;202:356-360.
- 47- Greenhalgh T, Knight M, Inca-Kim M, Fulop NJ, Leach J, Vindrola-Padros C. Remote management of covid-19 using home pulse oximetry and virtual ward support. *BMJ.* 2021;372: n677.
- 48- Delgado MK, Morgan AU, Asch DA et al. Comparative effectiveness of an automated text messaging service for monitoring COVID-19 at home. *Ann Intern Med.* 2022;175:179-190.
- 49- Lee KC, Morgan AU, Chaiyachati KH, et al. Pulse oximetry for monitoring patients with covid-19 at home- A pragmatic, randomized trial. *N Engl J Med.* 2022; 386(19):1857-1859.
- 50- Alboksmaly A, Beaney T, Elkin S, Clarke JM, et al. Effectiveness and safety of pulse oximetry in remote patient monitoring of patients with COVID-19: a systematic review. *Lancet Digit Health.* 2022;4(4):e279-e289.
- 51- Rosic T, Petrina N, Baysari M, Ritchie A, Poon SK. Patient and clinician use characteristics and perceptions of pulse oximeter use: A scoping review. *Int J Med Inform.* 2022;165:104735 <https://doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2022.104735>
- 52- Jouffroy R, Jost D, Prunet B. Prehospital pulse oximetry a red flag for early detection of silent hypoxemia in COVID 19 patients. *Crit Care* 2020;24(1):313
- 53- Singh A, Kataria S, Das P, Sharma A. A proposal to make the pulse oximetry as omnipresent as thermometry in public health care systems. *J Glob Health.* 2020; 10(2):0203102.
- 54- Neff TA. Routine oximetry. A fifth vital sign?. *Chest.* 1988;94(2):227.
- 55- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;1:307-310.
- 56- Severinghaus JW, Naifeh KH, Koh SO. Errors in 14 pulse oximeters during profound hypoxia. *J Clin Monit.* 1989;5:72-81.
- 57- Choi SJ, Ahn HJ, Yang MK, Kim CS, Sim WS, Kim JA, et al. Comparison of desaturation and resaturation response time between transmission and reflectance pulse oximeters, *Acta Anaesthesiol Scand.* 2010;54:212-217.
- 58- Macleod DB, Cortinez LI, Keifer JC, Cameron D, Wright DR, White WD, et al. The desaturation response time of finger pulse oximeters during mild hypothermia. *Anaesthesia.* 2005;60:65-71.
- 59- Fluck Jr RR, Schroeder C, Frani G, Kropf B, Engbretson B. Does ambient light affect accuracy of pulse oximetry? *Respir Care.* 2003;48:677-680.
- 60- Irita K, Kai Y, Akiyoshi K et al. Performance evaluation of a new pulse oximeter during mild hypothermic cardiopulmonary bypass. *Anesth Analg.* 2003;96:11-14.
- 61- Durban CG, Rostow SK. Advantages of new technology pulse oximetry with adults in extremis. *Anesth Analg.* 2002;94:S81-S83.

- 62- Barker SJ. "Motion resistant" pulse oximetry: a comparison of new and old models. *Anesth Analg.* 2002;95:967-972
- 63- Ralston AC, Webb RK, Runciman WB. Potential errors in pulse oximetry. I. Pulse oximeter evaluation. *Anaesthesia.*1991;46:202-206.
- 64- Baker SJ, Curry J, Redford D, Morgan S. Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry: a human volunteer study. *Anesthesiology.* 2006;105:892-897.
- 65- Feiner JR, Rolins MD, Sall JW, Ellers H, Au P, Bickler PE. Accuracy of carboxyhemoglobin detection by pulse CO-oximetry during hypoxemia. *Anesth Analg.* 2013;117:847-858.
- 66- Poorzargar K, Pham C, Ariaratnam J, Lee K, Parotto M, Englesakis M, Chung F, Magappa M. Accuracy of pulse oximeters in measuring oxygen saturation in patients with poor peripheral perfusion: a systematic review. *J Clin Monit Comput.* 2022;36:961-973.
- 67- Giuliano KK, Liu LM. Knowledge of pulse oximetry among critical care nurses. *Dimens Crit Care Nurs.* 2006;22:44-49.
- 68- Ries Al, Prewitt LM, Johnson JJ. Skin color and ear oximetry. *Chest.* 1989;96:287-290.
- 69- Cahan C, Decker MJ, Hoekje PL, Strohl KP. Agreement between noninvasive oximetric values for oxygen saturation. *Chest.* 1990;97:814-819.
- 70- Jubran A, Tobin MJ. Reliability of pulse oximetry in titrating supplemental oxygen therapy in ventilator dependant patients. *Chest* 1990;97:1420-1425.
- 71- Blicker PE, Feiner JR, Severinghaus JW. The effects of skin pigmentation on pulse oximeter accuracy at low oxygen saturation. *Anesthesiology.* 2005;102:715-719.
- 72- Feiner JR, Severinghaus JW, Blicker PE. Dark skin decreases the accuracy of pulse oxymeters al low oxygen saturation: The effects of oximeter probe type and gender. *Anesth Analg.* 2007;105 (suppl 6):18-23.
- 73- Sjoding MW, Dickson RP, Iwashyna TJ, Gay SE, Valley TS. Racial bias in pulse oximetry measurement. *N Engl J Med.* 2020;383(25):2477-2478.
- 74- Bickler P, Tremper KK. The pulse oximeter is amazing, but not perfect. *Anesthesiology.*2022;136(5):670-671.
- 75- Burnett GW, Stannard B, Wax DB, Lin H-M, Pyram-Vincent C, DeMaria S Jr, Levin MA. Self-reported race/ethnicity and intraoperative occult hypoxemia: A retrospective cohort study. *Anesthesiology.* 2022;136:688-696.
- 76- Okunlola OE, Lipnick MS, Batchelder PB, Bernstein M, Feiner JR, Bickler PE. Pulse oximeter performance, racial inequity, and the work ahead. *Resp Care.* 2022;67:252-257.
- 77- Sajid Javid orders racial bias review after Covid deaths. *The Sunday Times.* November 21, 2021. <https://www.thetimes.co.uk7article/sajid-javid-orders-racial-bias-review-after-covid-deaths-wxtsbsxdc>. Consulta septiembre 2022.
- 78- Tobin MJ, Jubran A. Pulse oximetry, racial bias and statistical bias. *Ann Intensive Care.*2022;12(1):2.

- 79- Cabanas AM, Fuentes-Guajardo M, Latorre K, León D, Martín-Escudero P. Skin pigmentation influence on pulse oximetry accuracy: A systematic review and bibliometric analysis. *Sensors*. 2022; 22:3402. <https://doi.org/10.3390/s22093402>.
- 80- Price-Haywood EG, Burton J, Fort D, Seoane L. Hospitalization and mortality among black patients and white patients with COVID-19. *N Engl J Med*. 2020;382(26):34-43.
- 81- Vyas DA, Eisenstein LG, Jones DS. Hidden in plain sight –reconsidering the use of race correction in clinical algorithms. *N Engl J Med*. 2020;383(9):874-882.
- 82- Shi C, Goodall M, Dumville J, Hill J, Norman G, Hamer O, Clegg A, Watkins CL, Georgiou G, Hodgkinson A, Lightbody CE, Dark P, Cullum N. The accuracy of pulse oximetry in measuring oxygen saturation by levels of skin pigmentation: a systematic review and meta-analysis. *BMC Medicine*.2022;20:267. <https://doi.org/10.1186/s12916-022-02452-8>.
- 83- Nitzan M, Nitzan I, Arieli Y. The various oximetric techniques used for the evaluation of blood oxygenation. *Sensors*.2020;20(17):4844.
- 84- Thijssen M, Janssen I, le Noble J, Foudraïne N, Facing SpO2 and SaO2 discrepancies in ICU patients: is the perfusion index helpful?. *J Clin Monit Comput*. 2020;34(4):.693
- 85- Cote CJ, Goldstein EA, Fuchsman WH, Hoaglin DC. The effect of nail polish on pulse oximetry. *Anesth Analg*. 1988;67:683-686.
- 86- Barker SJ. Pulse oximetry. En *Anesthesia Equipment: Principles and Applications*. Jan Ehrenwerth, James B Eisenkraft, James M Berry. Second edition. Saunders. Philadelphia. 2013. pág.256-272.
- 87- Noiri E, Kobayashi N, Takamura Y et al. Pulse total hemoglobinometer provides accurate noninvasive monitoring. *Crit Care Med*. 2005;33:E2831.
- 88- Craft JA, Alessandrini E, Kenney LB et al. Comparison of oxygenation measurements in pediatric patients during sickle cell crises. *J Pediatr*. 1994;124:93-95.
- 89- Weston Smith SG, Glass UH, Acharya J, Pearson TC. Pulse oximetry in sickle cell disease. *Clin Lab Haematol*. 1989;11:185-188.
- 90- Bell G, Limb J. Equipment and monitoring for paediatric anesthesia. *Anaesth Intensive Care Med*. 2009;10:480-488.
- 91- Pritisânac E, Urlesberger B, Schwabegger B, Pichler G. Accuracy of pulse oximetry in the presence of foetal haemoglobin- A systematic review. *Children*. 2021,8,361. <https://doi.org/10.3390/children8050361>.
- 92- Martínez M. Neuromonitorización. En *Medicina Intensiva en el enfermo crítico*. A. Hernández Martínez. Editorial Médica Panamericana. 2019. Pág 513-518.
- 93- East CE, Brennecke SP, King JF, et al. The effect of intrapartum fetal pulse oximetry, in the presence of non-reassuring fetal heart rate pattern, on operative delivery rates: A multicentre, randomized, controlled trial (the FOREMOST trial). *Am J Obstet Gynecol*. 2006;194:606.e1-606;e16.

- 94- Fournell A, Schwarte LA, Scheeren TW, et al. Assessment of microvascular oxygen saturation in gastric mucosa in volunteers breathing continuous positive airway pressure. *Crit Care Med.* 2003;31:1705-1710.
- 95- Macknet MR, Allard M, Applegate RL II, Rook J: The accuracy of noninvasive and continuous total haemoglobin measurement by pulse CO-oximetry in human subjects undergoing hemodilution. *Anesth Analg.*2010;111(6):1421-1426.
- 96- Miller RD, Ward TA, Shiboski SC, Cohen NH. A comparison of three methods of haemoglobin monitoring in patients undergoing spine surgery. *Anesth Analg.* 2011; 112(4):858-863.
- 97- Joseph B, Haider A, Rhee P. Non-invasive haemoglobin monitoring *International Journal of Surgery.* IJSU. 2016;33:254-257.
- 98- Begnoche V, O'Reilly M. Noninvasive haemoglobin monitoring. En *Monitoring Technologies in Acute Care Environments. A comprehensive Guide to Patient Monitoring Technology.* Jesse M. Ehrenfeld, Maxime Cannesson. Springer. New York. 2014. pág. 299-304.
- 99- Kim SH, Lilot M, Murphy LS et al. Accuracy of continuous non-invasive haemoglobin monitoring: a systematic review and meta-analysis. *Anesth Analg.*2014;119:332-336.
- 100- Zortéa T, da Silva Wizbicki DP, Madeira K, Ambrosio PG, Borges de Souza RO, Machado Durães ES. Noninvasive haemoglobin monitoring in clinical trials: a systematic review and meta-analysis. *Rev Bras Anesthesiol.*2020; 70(4):388-397.
- 101- Ke YH, Hwang KY, Thin TN, Sim YE, Abdulallad HR. The usefulness of non-invasive co-oximetry haemoglobin measurement for screening pre-operative anaemia. *Anaesthesia.* 2021;76:54-60.
- 102- Schmidt GA. Monitoring gas Exchange. *Respiratory Care.*2020; 65(6):729-738.
- 103- Alian AA, Shelly KH. Photoplethysmography: Analysis of the pulse oximeter waveform. En *Monitoring Technologies in Acute Care Environments. A comprehensive guide to patient monitoring technology.* Jesse M Ehrenfeld, Maxime Cannesson. Editors Springer. New York. 2014. Pág. 165-178.
- 104- Domínguez Pérez B, Hernández Martínez A. Analizador de oxígeno y pulsioximetría. En *Situaciones Clínicas en Anestesia y en Cuidados Intensivos.* A. Hernández. Editorial Médica Panamericana. 2022. pág. 3-5.
- 105- Lofty A, Hasanin A, Rashad M, Mostafa M, Saad D, Mahmoud M, Hamimy W, Fouad AZ. Peripheral as a predictor of failed weaning from mechanical ventilation. *J Clin Monit Compt.*2020;35(2):405-412.
- 106- Trivedi V, Chaudhuri D, Jinah R et al. The usefulness of the rapid shallow breathing index in predicting successful extubation. *Chest* 2022;161(1):97-111.
- 107- Karbing DS, Leonhardt S, Perchiazzi G, Bates JHT. What is new in respiratory monitoring. Review paper. *J Clin Monit Compt.* 2022;36:599-607.

- 108- Hasanin A, Karam N, Mukhatr AM, Habib SF. The ability of pulse oximetry – derived peripheral perfusion index to detect fluid responsiveness in patients with septic shock. *J Anesth.* 2021;35:254-261.
- 109- Mazumder NR, Kazen A, Carek A, Etemadi M, Levitsky J. The answer at our fingertips: Volume status in cirrhosis determined by machine learning and pulse oximeter waveform. *Physiological Reports.* 2022; 10:e15223.
- 110- Mowafi HA. The efficacy of plethysmographic pulse wave amplitude as an indicator for intravascular injection of epinephrine –containing epidural test dose in anesthetized adults. *Anesth Analg.* 2005;101:1506-1511
- 111- Echeverría NI, Scandurra AG, Acosta CM, Meschino GJ, Suarez Sipmann F, Tusman G. Análisis de la fotopleletismografía para determinación de variaciones en el tono vascular y la presión arterial: Estudio basado en redes neuronales. *Rev Esp Anest Rean.* 2022; <https://doi.org/10.1016/j.redar.2022.01.011>
- 112- Wick KD, Matthay MA, Ware LB. Pulse oximetry for the diagnosis and management of acute respiratory distress syndrome. *Lancet Respir Med.* 2022. [https://doi.org/10.1016/S2213-2600\(22\)00058-3](https://doi.org/10.1016/S2213-2600(22)00058-3).
- 113- Ishida Y, Okada T, Kobayashi T, Uchino H. ORi: a new indicator of oxygenation. *J Anesth.*2021;35:734-740.
- 114- Spaccarotella C, Polimeni A, Mancuso C, Pelaia G, Esposito G, Indolfi C. Assessment of non-invasive measurement of oxygen saturation and heart rate with an apple smartwatch: Comparison with a standard pulse oximeter. *J Clin Med.* 2022;11:1467. <https://doi.org/10.3390/jcm1106147>.
- 115- Szocik JF. Overview of clinical monitoring. En *Monitoring Technologies in Acute Care Environments. A comprehensive guide to patient monitoring technology.* Jesse M. Ehrenfeld, Maxime Cannesson Editors. Springer. New York. 2014. Pág. 3-11.
- 116- Beaney T, Clarke J. Home oxygen monitoring and therapy: learning from the pandemic. *Curr Opin Crit Care.*2022;28:000-000. En prensa.