

# Monitoring des Sauerstofftransportes mittels Puls-Oxymetrie

F. Mertzlufft, R. Zander<sup>1</sup>

Klinik für Anaesthesiologie und Intensivmedizin der Universitätskliniken Homburg-Saar

<sup>1</sup>Institut für Physiologie und Pathophysiologie der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

## Einleitung

Störungen der Atmung zählen unverändert zu den häufigsten Ursachen für einen tödlichen Ausgang anästhesiologisch bedingter Zwischenfälle (10). Informationen über die Effektivität der O<sub>2</sub>-Versorgung des Patienten verlangen daher zeitgerechte und exakte Registrierung entsprechender Parameter im Blut des Patienten, idealerweise nichtinvasiv und kontinuierlich. Dies ist derzeit aber kaum möglich. Stattdessen muß auf die „blutige“ Diagnostik der O<sub>2</sub>-Versorgung zurückgegriffen werden, d. h. Analyse von O<sub>2</sub>-Transport (AO<sub>2</sub>) und O<sub>2</sub>-Verbrauch (QO<sub>2</sub>). Hierzu werden Herz-Zeit-Volumen (HZV) und arterielle (caO<sub>2</sub>) bzw. gemischt-venöse (c̄vO<sub>2</sub>) O<sub>2</sub>-Konzentration benötigt (Formel siehe im Beitrag Zander).

Leider liegen weder aktuelles HZV noch arterielle O<sub>2</sub>-Konzentration routinemäßig vor. Daher wird versucht, über die Daten des O<sub>2</sub>-Status (27) wenigstens die O<sub>2</sub>-Konzentration zu beurteilen, und zwar über die Hb-Konzentration (cHb; g/dl), die O<sub>2</sub>-Sättigung (sO<sub>2</sub>; %) und den O<sub>2</sub>-Partialdruck (pO<sub>2</sub>; mmHg). Bei Kenntnis und Konstanz der Hb-Konzentration kann tatsächlich die arterielle O<sub>2</sub>-Sättigung ersatzweise für die caO<sub>2</sub> benutzt werden (ÄO<sub>2</sub> ≈ HZV × saO<sub>2</sub>). Die Aussagekraft der arteriellen O<sub>2</sub>-Sättigung zeigt sich dabei der des O<sub>2</sub>-Partialdruckes deutlich überlegen: Sie erfaßt pO<sub>2</sub>-Änderungen ebenso wie solche des O<sub>2</sub>-Bindungsvermögens und der O<sub>2</sub>-Affinität (O<sub>2</sub>-Bindungskurve des Blutes). Definiert wird die O<sub>2</sub>-Sättigung (sO<sub>2</sub>) (8, 27, 28)

- entweder über die O<sub>2</sub>-Konzentration, nämlich das Verhältnis der Konzentration hämoglobingebundenen Sauerstoffs zur theoretischen O<sub>2</sub>-Kapazität, oder
- alternativ durch Spektralphotometrie (Oxymetrie), als Anteil des sauerstoffbeladenen Hämoglobins (cO<sub>2</sub>Hb) an der Gesamthämoglobinkonzentration (cHb):

$$sO_2 = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb + cCOHb + cMetHb} \quad [F, \%].$$

Immer beträgt der so ermittelte Normalwert für arterielles Blut 96 %.

Dieser Wert kann mit dem heute zur Verfügung stehenden Oxystat-Verfahren (29) zur O<sub>2</sub>-Konzentrationsmessung und den Mehrwellenlängen-Oxymetern (z. B.

OSM3 Häm-Oxymeter, Radiometer; CO-Oxymeter 2.500, Ciba-Corning) exakt erhalten werden (27), aber nur diskontinuierlich und in vitro.

Sogenannte „Puls“-Oxymeter hingegen versuchen, die arterielle O<sub>2</sub>-Sättigung des Blutes nichtinvasiv und kontinuierlich zu messen. Die Puls-Oxymetrie gewinnt daher zur kontinuierlichen und nichtinvasiven Überwachung der O<sub>2</sub>-Versorgung weltweit an Bedeutung und ist in den USA seit einiger Zeit obligatorisch (12, 30). Puls-Oxymeter analysieren die Blutfarbe im peripheren Meßorgan nach Durchstrahlen mit rotem und infrarotem Licht, so daß aus der dadurch erzeugten Lichtabsorption zwischen oxygeniertem (O<sub>2</sub>Hb) und desoxygeniertem Hb (HHb) unterschieden werden kann. Für beide Derivate werden daher zwei Wellenlängen benutzt (Rotlicht: ≈ 660 nm; Infrarotbereich: ≈ 940 nm). Gemessen wird die Differenz zwischen Absorption während der Diastole (venöses Blut, Gewebe, Knochen, Pigmente) und dem Spitzenwert während der Systole. Zum Erhalt einer O<sub>2</sub>-Sättigung wird dabei unterstellt, daß der Absorptionsanstieg während der Systole (Puls-welle) ausschließlich durch den Einstrom arteriellen Blutes verursacht wird. Gleichwohl zeigt das Verfahren eine Reihe methodisch bedingter Probleme. Hierzu zählen insbesondere

1. Der angestrebte Meßwert: „partielle“ O<sub>2</sub>-Sättigung (psO<sub>2</sub>).
2. Die Zusammensetzung des Blutes: COHb, MetHb, HbF, Pigmente, etc.
3. Die Messung am peripheren Meßorgan:
  - Lichtstreuung und -brechung, natürliche Pigmente, Interferenzen mit dem elektrischen Signal und/oder Außenlicht, Bewegungsartefakte, Design und Bauweise des Meßsensors;
  - Meßorgan (Ohrläppchen, Fingerbeere, Zunge etc.);
  - Erhalt eines arteriellen O<sub>2</sub>-Sättigungswertes (Perfusion, avDO<sub>2</sub>).
4. Kalibrierung: Algorithmen, Kalibriertechnik, Referenzwert (psO<sub>2</sub> oder sO<sub>2</sub>).

## Der Meßwert „partielle“ O<sub>2</sub>-Sättigung: psO<sub>2</sub>

Die Tatsache, daß bei heutigen Puls-Oxymetern nur 2 Wellenlängen zur Anwendung kommen (≈ 660 und ≈ 940 nm, je nach Hersteller und Gerätetyp [1]) bedeutet zwangsläufig, daß nicht die O<sub>2</sub>-Sättigung (sO<sub>2</sub>) erhalten werden kann.

Vielmehr kann der so erhaltene Meßwert lediglich der sog. partiellen O<sub>2</sub>-Sättigung (psO<sub>2</sub>) (27, 28) nahekommen, ein Wert, der ausschließlich den Anteil des

oxygenierten Hämoglobins (O<sub>2</sub>Hb) an der Summe von nur O<sub>2</sub>Hb und desoxygeniertem Hb (HHb) widerspiegelt:

$$psO_2 = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb} [F; \%].$$

Nach dieser Definition ergibt sich selbst bei Vorliegen von z. B. 5% oxidiertem Hb (MetHb) und 5% kohlenmonoxidbeladenem Hb (COHb) eine psO<sub>2</sub> von 98% anstelle der tatsächlichen sO<sub>2</sub> von nur noch 88,2%. Da die physiologische Konzentration beider Derivate aber ca. 2% beträgt, muß der psO<sub>2</sub>-Normalwert für arterielles Blut etwa 2% über dem sO<sub>2</sub>-Normalwert von 96% liegen, also bei 98%. In Tab. 1 sind zum besseren Verständnis verschiedene Meßmethoden und Spezifika zum Erhalt der psO<sub>2</sub> als auch der sO<sub>2</sub> dargestellt (Tab. 1).

Die Bezeichnung psO<sub>2</sub> macht unverwechselbar klar, daß nur ein Teil der Hb-Derivate berücksichtigt wird (nur O<sub>2</sub>Hb und HHb) und daß die diagnostische Aussagekraft dieses Wertes deutlich limitiert ist:

$$pO_2 \leq psO_2 \ll sO_2 < cO_2$$

Die in der Literatur leider häufig gebrauchten Bezeichnungen „funktionelle sO<sub>2</sub>“ oder „O<sub>2</sub>-Sättigung“ (für die psO<sub>2</sub>) und „fraktionelle sO<sub>2</sub>“ oder „fraktionelle O<sub>2</sub>Hb-Konzentration“ (für die sO<sub>2</sub>) plus viele weitere Neukreationen (vgl. Übersicht bei (28)) sind verwirrend, bergen potentielle Interpretationsfehler und werden daher nicht empfohlen (27,28). Der von Puls-Oxymetern angestrebte Parameter arterielle partielle O<sub>2</sub>-Sättigung (psaO<sub>2</sub>) muß daher hinsichtlich seines diagnostischen Wertes lediglich als Äquivalent des O<sub>2</sub>-Partialdruckes verstanden werden: Er dient zum rein respiratorischen Monitoring einer globalen Beurteilung des arteriellen O<sub>2</sub>-Status, d.h. die Methode Puls-Oxymetrie zeigt, ob der angebotene Sauerstoff auch tatsächlich die Diffusionsbarriere Lunge überwindet und an das Hämoglobin angelagert wird.

Die Genauigkeit heutiger Puls-Oxymeter hängt allerdings nicht nur entscheidend von der Wahl der beiden Wellenlängen ab, sondern auch von der Kalibrierung durch den Hersteller (27). Die Zuverlässigkeit eines jeden Gerätes sollte daher stets geprüft werden, da die benutzten Wellenlängen selbst bei identischen Lichtdioden (LEDs) desselben Herstellers variieren ( $\approx \pm 15$  nm [17,23]) und Änderungen der Algorithmen und Wellenlängen häufig für den Benutzer unerkant vorgenommen werden (1,18,24); außerdem treten temperaturbedingte Variationen auf (1).

Verschiedene Untersuchungen aus 1988 (7,14) zeigen allerdings, daß Puls-Oxymeter bei physiologischen Konzentrationen der Hb-Derivate COHb und MetHb die psO<sub>2</sub> sowohl in Normoxie als auch in Hypoxie recht genau treffen. Für ein Gerät (OxyShuttle; Critikon/Sensormedics) ergab sich unter denselben Bedingungen sogar eine über Jahre beobachtete, klinisch relevante Konstanz der Genauigkeit von  $\pm 2\%$  im Sättigungsbereich von 70 bis 100% psO<sub>2</sub> (7,27) (vgl. Abb. 1).

**Tab. 1** O<sub>2</sub>-Sättigung (sO<sub>2</sub>) vs. partielle O<sub>2</sub>-Sättigung (psO<sub>2</sub>).

#### sO<sub>2</sub> [%; F]: O<sub>2</sub>-Sättigung

- \* Erhalten aus cO<sub>2</sub>Hb und allen Hb-Derivaten (cO<sub>2</sub>Hb, cHHb, cCOHb, cMetHb) mit CO- und Häm-Oxymetern ( $\geq 4$  Wellenlängen).
- \* Berechnet aus O<sub>2</sub>-Gehalt (cO<sub>2</sub>; ml/dl) und O<sub>2</sub>-Kapazität (van Slyke, Lex-O<sub>2</sub>-Con, Oxystat).
- \* Normalwert für arterielles Blut: 96%.
- \* Als z. B. „fraktionelle O<sub>2</sub>-Sättigung“ oder „Oxyhämoglobinfraktion“ bezeichnet mit einer Vielzahl verschiedener Symbolschreibweisen.

#### psO<sub>2</sub> [%; F]: partielle O<sub>2</sub>-Sättigung

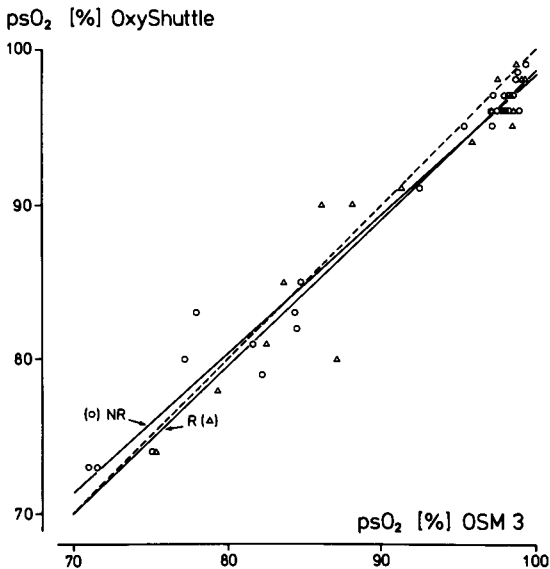
- \* Erhalten aus cO<sub>2</sub>Hb plus cHHb mittels CO- und Häm-Oxymetern (2 oder  $\geq 4$  Wellenlängen).
- \* Angestrebt von Puls-Oxymetern und Fiberoptik-Kathetern.
- \* Im Blutgasanalysator berechnet aus pO<sub>2</sub> und aktueller O<sub>2</sub>-Bindungskurve.
- \* Normalwert für arterielles Blut: 98%.
- \* Als z. B. „funktionelle O<sub>2</sub>-Sättigung“ oder „O<sub>2</sub>-Sättigung“ bezeichnet mit einer Vielzahl unterschiedlichster Symbolschreibweisen.

### Zusammensetzung des Blutes

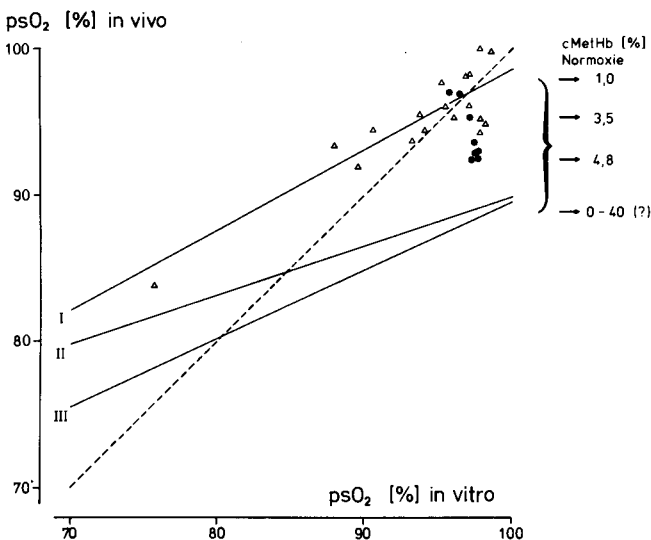
Aufgrund der Tatsache, daß bei der pulsometrischen Messung nur 2 Wellenlängen verwendet werden, müssen die Hb-Derivate COHb und MetHb (Hauptproblem) sowie (von untergeordneter Bedeutung) auch HbF und Farbstoffe wie Bilirubin, Dilutionssubstanzen, Nagellacke und Tinte als potentielle Störfaktoren in Betracht gezogen werden. Bereits 1984 und 1986 wurde für die Verhältnisse beim Menschen erstmals bewiesen, daß weder COHb noch MetHb von Puls-Oxymetern korrekt berücksichtigt werden (13,20). Später am rasierten Hundehohr erhaltene Ergebnisse (2,3) sollten insofern kritisch betrachtet werden (22).

### Anwesenheit von COHb

Ein Vergleich der pulsoxymetrisch erhaltenen psO<sub>2</sub>-Werte (BIOX III und BIOX 3700, Ohmeda) mit den psO<sub>2</sub>-Werten eines CO-Oxymeters (Ciba-Corning 2.500) zeigte schon 1986 (13), daß bei COHb-Konzentrationen von bis zu 14,5% unter normoxischen Verhältnissen die vom Puls-Oxymeter erhaltene psO<sub>2</sub> konstant mit über 97% gemessen wird: Die Puls-Oxymeter registrierten die psO<sub>2</sub> mit einem Mittelwert von  $97,1 \pm 1,42\%$ , wenn die aktuelle O<sub>2</sub>-Sättigung (sO<sub>2</sub>) bei 14,5% COHb und 0,9% MetHb nur noch 83,2% betrug. Während Hypoxie zeigte insbesondere das Puls-Oxymeter OxyShuttle (Critikon/Sensormedics) praktisch keine COHb-bedingte Fehlmessung der psO<sub>2</sub>: Die psO<sub>2</sub> wurde bei Rauchern, die hypoxischen Gasmischungen ausgesetzt waren, mit klinisch relevanter Genauigkeit von  $\pm 2\%$  im Sättigungsbereich von 70 bis 100% psO<sub>2</sub> getroffen (7,27). Aber auch für andere Geräte fand sich eine nur geringe Abweichung von  $\pm 2-3\%$ , auch wenn die Genauigkeit der Messung bei einigen Geräten z. T. erheblich schwankt (27). Letztlich können also früher mitgeteilte Meßfehler (19), z. B.  $-9 \pm 10,4\%$  für ein Ohmeda-Gerät oder  $+13,1 \pm 12,7\%$  für ein Novamatrix-Gerät, nicht mehr bestätigt werden.



**Abb. 1** Partielle O<sub>2</sub>-Sättigung (psO<sub>2</sub>; %) des OxyShuttle (Critikon/Sensormedics) mit Fingersensor als Funktion der in vitro psO<sub>2</sub> (%) (OSM3, Radiometer) (nach 27). Dargestellt sind Meßwerte für 13 Nichtraucher (NR) mit zugehöriger Regressionsgerade ( $y = 0,893x + 8,63$ ,  $n = 52$ ,  $r = 0,9850$ ) mit cCOHb  $1,5 \pm 0,2$  % und cMetHb von  $0,6 \pm 0,1$  %. Ebenso Meßwerte für 9 Raucher (R) mit zugehöriger Regressionsgerade ( $y = 0,9656x + 2,14$ ,  $n = 36$ ,  $r = 0,9572$ ) mit cCOHb  $5,3 \pm 2,4$  % und cMetHb  $0,6 \pm 0,1$  %. Das OxyShuttle erfaßt die psO<sub>2</sub> im Bereich von 70–100 % mit ausreichender Genauigkeit und Reproduzierbarkeit, bei Rauchern und Nichtrauchern.



**Abb. 2** Partielle O<sub>2</sub>-Sättigung (psO<sub>2</sub>; %) von Puls-Oxymetern als Funktion der in vitro psO<sub>2</sub> (%) für Normoxie und Hypoxie beim Vorliegen erhöhter Konzentration von MetHb (nach 27, ergänzt). Ergebnisse am Menschen ( $\Delta$ ) (13) als Mittelwerte von 18 Patienten (Ohmeda Puls-Oxymeter) mit zugehöriger Regressionsgerade I ( $y = 0,5472x + 43,86$ ,  $r = 0,7989$ ,  $n = 80$ ) für cMetHb  $0,4$ – $8,3$  %. Ergebnisse am Menschen ( $\bullet$ ) unter Normoxie bei cMetHb von  $1$ – $4,8$  % (cCOHb  $2$ – $2,5$  %), gewonnen mit dem Puls-Oxymeter OxyShuttle (Critikon/Sensormedics). Ergebnisse am Hund (3) für cMetHb  $0$ – $40$  % am Beispiel eines Ohmeda Puls-Oxymeters mit zugehöriger Regressionsgerade II ( $y = 0,33x + 56,8$ ) bzw. eines Nellcor Gerätes mit zugehöriger Regressionsgerade III ( $y = 0,46x + 43,5$ ). Mit zunehmender cMetHb unterschätzt ein Puls-Oxymeter die psO<sub>2</sub> bei Normoxie und überschätzt die psO<sub>2</sub> bei Hypoxie.

## Anwesenheit von MetHb

Ein 1991 veröffentlichter Vergleich zum Einfluß des MetHb auf die Puls-Oxymeter-Messung (27) belegte durch Gegenüberstellung früher erhobener Daten vom Menschen (13,14) mit solchen am Hund (3) die unterschiedliche Beeinflussung der angestrebten psO<sub>2</sub>-Messung durch MetHb während Normoxie und Hypoxie (Abb. 1). Es zeigte sich dabei, daß bei einer cMetHb von  $0,4$  bis  $8,3$  % und gleichzeitigem Vorliegen von  $2,2$  % COHb während Normoxie nur eine geringfügige Unterschätzung der psO<sub>2</sub> auftritt, dagegen eine deutliche Überschätzung der psO<sub>2</sub> während Hypoxie. Weiter zeigte sich bei zunehmender cMetHb eine zunehmende psO<sub>2</sub>-Unterschätzung während Normoxie bzw. eine zunehmende Überschätzung während Hypoxie, wobei das Ausmaß der Fehlmessung bei gleicher cMetHb von Gerät zu Gerät variiert. Aus den Befunden am Menschen kann für die Situation vor Ort in der Klinik abgeleitet werden:

Unter Hypoxie zeigt ein Puls-Oxymeter z. B. bei Vorliegen von  $5$  % MetHb plus  $1$  % COHb eine psO<sub>2</sub> von  $87,6$  % an, obwohl die tatsächliche psO<sub>2</sub> nur  $80$  % beträgt und die aktuelle sO<sub>2</sub> sogar nur noch  $75,2$  %.

## HbF, Farbstoffe und Pigmente

Meßfehler infolge HbF (fetales Hämoglobin) können zwar nicht gänzlich ausgeschlossen werden (24), vorliegende Meßdaten (z. B. 18) sprechen aber dagegen. Im Falle erhöhter Bilirubin- oder Fluoreszinkonzentrationen konnten keine Meßfehler bei Puls-Oxymetern gefunden werden (z. B. 26), obwohl solche Fehler für Mehrwellenlängen-Oxymeter beschrieben werden konnten (s. Übersicht bei (27)). Im Falle des Vorliegens von Methylenblau, Indigocarmin und Indocyaningrün dagegen muß mit Meßfehlern gerechnet werden (21,25). Infolge Methylenblau-Applikation kann die psO<sub>2</sub> für  $1$ – $10$  min fälschlich mit  $65$  % angezeigt werden (1), weshalb Puls-Oxymeter „in solchen Situationen nicht angewandt werden sollten“ (25). Falsch niedrige psO<sub>2</sub>-Werte infolge Nagellack (5) oder Fingerabdrucktinte (4) sind für europäische Verhältnisse wohl eher bedeutungslos, da solche Farbstoffe vor Narkosebeginn obligatorisch entfernt werden.

## Messung am peripheren Meßorgan

Fehler durch inhärente Faktoren lebenden Gewebes wie Reflexion, Streuung und natürliche Pigmente (9) gelten für heutige Geräte als vernachlässigbar. Nicht dagegen Fehler durch Fremdlicht, elektromagnetische Wellen und Bewegungsartefakte (z. B. 16) (Übersicht bei [27]). Hinsichtlich der Bewegungsartefakte konnte aber durch Integration komplizierter Algorithmen eine z. T. beachtliche Störungsreduzierung erreicht werden (v. a. bei Geräten der Firmen Critikon und Sensormedics [15]). Die erstmals von Nellcor gewählte Synchronisation der Puls-Oxymeterdaten mit der R-Zacke des EKGs dagegen scheint zwar besonders bei Neonaten und Kleinkindern vorteilhaft, ist aber vergleichsweise dennoch keine gute Lösung, da „... mit diesen Geräten falsche Meßergebnisse zu beklagen sind“ (1).

Ein weiteres Problem besteht darin, daß mit Puls-Oxymetern die arterielle  $psO_2$  ( $psaO_2$ ) am peripheren Meßorgan erfaßt werden soll, nicht die kapilläre (lokal-periphere). Hierzu dürfte sich die  $O_2$ -Sättigung des peripheren Meßorgans zwischen arteriellem und venösem Ende der Kapillaren aber nicht ändern. Diese Situation ( $avDO_2 = 0$ ) kann jedoch nur durch unendlich hohen Blutfluß erreicht werden, also am speziell geeigneten Meßorgan durch Hyperämisierung und Konstanthalten der Hauttemperatur (frühere, nicht mehr erhältliche Ohmeda-Ohrsensoren heizten das Ohrläppchen konstant auf  $37-38^\circ C$ ). Das spezielle Meßprinzip von Puls-Oxymetern besteht aber darin, daß nur während einer registrierten Pulswelle ein  $O_2$ -Sättigungswert ermittelt wird. Dies ist insofern fraglich, als über den Puls keine Aussage zur Durchblutung gemacht werden kann: Die Erfassung des Puls-Absorptionssignals bedeutet nämlich nicht zwangsläufig, daß auch die Perfusion ausreichend ist (mathematisch generierte Pulswellenkurven auf dem Display verschiedener Geräte können daher irreführend sein).

Aufgrund der Tatsache, daß zur Registrierung eines Pulssignals ein Blutfluß von nur noch 4 bis 8,6 % der Norm ausreicht (11), können über die Pulssignalerfassung niemals Aussagen zum limitierenden Faktor Blutfluß gemacht werden: Bei einem Blutfluß von nur noch 8,6 % der Norm ist es unmöglich vorherzusagen, ob sich die arterielle  $O_2$ -Sättigung innerhalb der Kapillaren geändert hat oder nicht. Dies hat besonders für den Einsatz in der Notfallmedizin enorme Bedeutung. Besonders am Meßort Finger besteht daher die Gefahr, daß nur die lokale, periphere (kapilläre)  $psO_2$  erhalten wird, weshalb grundsätzlich durchblutungssteigernde Maßnahmen empfehlenswert sind. Fällt ein Gerät infolge Minderperfusion frühzeitig aus, so muß dies als entscheidender Vorteil des Gerätes gewertet und als klinisches Kriterium einer Minderperfusion akzeptiert werden. Besonders bei Vasokonstriktion, Hypothermie, Hypovolämie, HZV-Abfall und bei Kindern mit kongenitalen Herzvitien wird als Meßort der ersten Wahl das Ohrläppchen empfohlen (vgl. bei [27]).

### Kalibrierung

Puls-Oxymeter werden herstellerseits weitgehend empirisch kalibriert. Probleme entstehen dabei dadurch, daß einige Hersteller offensichtlich entsprechend der  $sO_2$  kalibrieren, andere gegen den angestrebten Meßwert  $psO_2$ ; veröffentlichte Testergebnisse differieren deshalb erheblich (z. B. 6). Nur so ist zu erklären, weshalb z. B. das Gerät OXimeter (Radiometer) die  $psO_2$  in Normoxie geringfügig unterschätzt, in Hypoxie dagegen erheblich: Dieses Gerät wird entsprechend der  $sO_2$  kalibriert. Das Puls-Oxymeter OxyShuttle dagegen (Critikon/Sensormedics) zeigt diese Probleme nicht: Für Raucher und Nichtraucher wird die  $psO_2$  in Normoxie und Hypoxie im Sättigungsbereich von 70 bis 100 % mit einer Präzision von 2 % gemessen (7,27).

### Literatur

- Alexander, C. M., L. E. Teller, J. B. Gross: Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations. *Anesth. Analg.* 68 (1989) 368–376
- Barker, S. J., K. K. Tremper: The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous  $PO_2$ . *Anesthesiology* 66 (1987) 677–679
- Barker, S. J., K. K. Tremper, J. Hyatt: Effects of methemoglobinemia on pulse oximetry and mixed venous oximetry. *Anesthesiology* 70 (1989) 112–117
- Battito, M. F.: The effect of fingerprinting ink on pulse oximetry. *Anesth. Analg.* 69 (1989) 265
- Coté, C. J., E. A. Goldstein, W. H. Fuchsman, D. C. Hoaglin: The effect of nail polish on pulse oximetry. *Anesth. Analg.* 67 (1988) 683–686
- ECRI: Pulse oximeters. *Health Devices* 18 (1989) 185
- Hohmann, C., R. Zander: Vergleich verschiedener Puls-Oxymeter unter Hypoxie bei Rauchern und Nichtrauchern. *Anaesthesist* 37 (Suppl.) (1988) 93
- International Union of Physiological Sciences: Glossary on respiration and gas exchange. *J. Appl. Physiol.* 34 (1973) 549
- Kramer, K., J. O. Elam, G. A. Saxton, W. N. Elam Jr.: Influence of oxygen saturation, erythrocyte concentration and optical depth upon the red and near-infrared light transmittance of whole blood. *Am. J. Physiol.* 165 (1951) 229
- Larsen, R.: Anästhesie (3. Aufl.). Urban & Schwarzenberg, München (1990)
- Lawson, D., I. Norley, G. Korbon, R. Loeb, J. Ellis: Blood flow limits and pulse oximeter signal detection. *Anesthesiology* 67 (1987) 599–603
- Lees, D. E.: N. Y. would limit work hours, mandate patient monitoring. *Anesthesia Patient Safety Foundation Newsletter* 2(3) (1987) 21
- Mertzlufft, F. O., R. Zander: Non-invasive oximetry using the BIOC III Oximeter: clinical evaluation and physiological aspects. In: Payne, Severinghaus: *Pulse oximetry*. Springer, London (1986) 71–77
- Mertzlufft, F. O., R. Zander, W. Dick: Grundlagen und Klinik der Pulsoximetrie. *Beitr. Anaesth. Intensivmed.* 25 (1988) 61–83
- Mertzlufft, F. O., L. Brandt, D. Nick: Pulse oximetry for monitoring deteriorations of arterial oxygen status in the early postanesthetic period following balanced anaesthesia with Isoflurane. *Anästhesiol. Intensivther. Notfallmed.* 24 (1989) 27–36
- Morris, R. W., M. Nairn, T. A. Torda: A comparison of fifteen pulse oximeters, part I: A clinical comparison; part II: A test of performance under conditions of poor perfusion. *Anaesth. Intens. Care* 17 (1989) 62–82
- Nijboer, J. A., J. C. Dorlas: Comparison of plethysmograms taken from finger and pinna during anaesthesia. *Br. J. Anaesth.* 57 (1985) 531–534
- Polge, J. A.: Pulse oximetry: technical aspects of machine output. *Int. Anesthesiol. Clin* 25 (1987) 137–155
- Severinghaus, J. W., K. H. Naifeh: Accuracy of responses of six pulse oximeters to profound hypoxia. *Anesthesiology* 67 (1987) 551–558
- Shippy, M. B., M. T. Petterson, R. A. Whitman, C. R. Shivers: A clinical evaluation of the BTI BIOC II ear oximeter. *Resp. Care* 29 (1984) 730–735
- Sidi, A., D. A. Paulus, W. Rush, N. Gravenstein, R. F. Davis: Methylene blue and indocyanine green artifactually lower pulse oximetry readings of oxygen saturation. *Studies in dogs. J. Clin. Monit.* 3 (1987) 249–256
- Sidi, A., W. Rush, N. Gravenstein, B. Ruiz, D. A. Paulus: Pulse oximetry fails to accurately detect low levels of arterial hemoglobin oxygen saturation in dogs. *J. Clin. Monit.* 3 (1987) 257–262
- Spiss, C. K., W. Mauritz, E. Zadrobilek, V. Draxler: Nichtinvasive Pulsoximetrie zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung bei Intensivpatienten. *Anaesthesist* 34 (1985) 405–408
- Tremper, K. K., S. J. Barker: Pulse oximetry. *Anesthesiology* 70 (1989) 98–108

- <sup>25</sup> Unger, R., M. S. Scheller: More on dyes and pulse oximeters. *Anesthesiology* 67 (1987) 148–149
- <sup>26</sup> Veyckermans, F., P. Baele, J. E. Guillaume, E. Willems, A. Robert, T. Clerbaux: Hyperbilirubinemia does not interfere with hemoglobin saturation measured by pulse oximetry. *Anesthesiology* 70 (1989) 118–122
- <sup>27</sup> Zander, R., F. Mertzlufft: The oxygen status of arterial blood. Karger, Basel (1991)
- <sup>28</sup> Zander, R., F. Mertzlufft: Oxygen parameters of blood: definitions and symbols. *Scand. J. Clin. Lab. Invest.* 50 (Suppl. 203) (1990) 177–185
- <sup>29</sup> Zander, R.: Die einfache, präzise und mobile Beurteilung des arteriellen O<sub>2</sub>-Status unter Notfallbedingungen. *Der Notarzt* 5 (1989) 169–170
- <sup>30</sup> Zeitlin, G. L., W. A. Cass, J. S. Gressner: Insurance incentives and the use of monitoring devices. *Anaesthesiology* 69 (1988) 441

---

*Dr. med. F. Mertzlufft*

Klinik für Anaesthesiologie und Intensivmedizin  
Universitätskliniken des Saarlandes  
Oscar-Orth-Straße  
6650 Homburg-Saar