

Pulsoximetrie - Fibel

Theorie zur Pulsoximetrie Kalibrierung und Meßstabilität von Pulsoximetern

Herausgeber:

MCC GmbH

Südenstr. 42 / 76135 Karlsruhe

www.mcc-med.de

Autor:

Bernd Schöller, MCC GmbH

Inhaltsverzeichnis

Teil A Theorie der Pulsoximetrie.....	2
1. Einleitung.....	2
1.1 Sauerstoffaufnahme	2
1.2 Allgemeines zur Oximetrie	3
2. Optische Eigenschaften des Hämoglobins.....	4
2.1 Absorption von Hämoglobin	4
2.2 Lambert-Beer-Gesetz	5
3. Prinzip der Pulsoximetrie.....	8
3.1 Grundlagen der Pulsoximetrie	8
3.2 Anwendung des Lambert-Beer'schen Gesetzes	9
3.3 Kalibrierung von Pulsoximetern	13
4. Grenzen derzeitiger Pulsoximeter	14
4.1 Einflüsse auf die Meßgenauigkeit	14
4.2 Technische Gesichtspunkte	16
Teil B Kalibrierung und Meßstabilität	23
5. Kalibrierung: Sicherstellung der Meßgenauigkeit	23
5.1 Allgemeines zur Kalibrierung	23
5.2 Durchführung der Kalibrierung	24
5.3 Genauigkeit von Pulsoximetern	26
6. Technische Prüfung	27
6.1 Beschreibung des Störindex s_{BA}	27
6.2 Beschreibung der Grenzpulspfusion p_{lim}	29
6.3 Wertangaben für Störindex und Grenzpulspfusion	30
7. Literaturangaben	31

A. Theorie der Pulsoximetrie

1. Einleitung

Da die ausreichende Versorgung der Organe und des Körpergewebes mit Sauerstoff zu den wichtigsten Vitalfunktionen des Menschen gehört, ist es besonders in der Anästhesie, sowie in der Notfall- und Intensivmedizin von großer Bedeutung, Störungen in der O_2 -Aufnahme und O_2 -Verteilung rasch erkennen zu können. Daher gewinnt eine Methode zur möglichst kontinuierlichen Sauerstoffmessung im arteriellen Blut eine hohe Bedeutung. Photometrische Meßverfahren zur O_2 -Bestimmung werden als **Oximetrie** bezeichnet.

1.1 Sauerstoffaufnahme

Ungefähr 1-2 % des Sauerstoffs sind im Plasma gelöst, die verbleibenden ca. 98 % werden durch das Hämoglobin (Hb) transportiert. Die tatsächliche Zahl der Sauerstoffmoleküle, die durch das Hämoglobinmolekül gebunden werden können, hängt sowohl vom Sauerstoffpartialdruck pO_2 als auch von der Konfiguration des Hämoglobins ab. Normalerweise ist der Sauerstoffpartialdruck in den Lungen so, daß an das Hämoglobin nahezu gänzlich Sauerstoff reversibel gebunden ist (Oxyhämoglobin). Der Sauerstoff wird von den Zellen aufgenommen, der Sauerstoffpartialdruck nimmt ab und das Hämoglobin wird aufgrund des Diffusionsgleichgewichts veranlaßt, seinen Sauerstoff abzugeben - das Hb wird zu reduziertem (oder desoxygeniertem) Hb umgewandelt.

Die Beziehung zwischen dem Sauerstoffpartialdruck pO_2 und der Sauerstoffsättigung SaO_2 wird durch die Bindungskurve (Abbildung 1) beschrieben.

Der obere flache Teil der Bindungskurve dient physiologisch als Hypoxygenationsschutz bei Variationen des Sauerstoffpartialdrucks, der untere steile Verlauf beschreibt eine effektive Ent- bzw. Aufsättigung. (Im flachen Verlauf der Kurve ist die Änderung des pO_2 groß, während im steilen Verlauf die Änderung des pO_2 gering ist bei SaO_2 Änderungen).

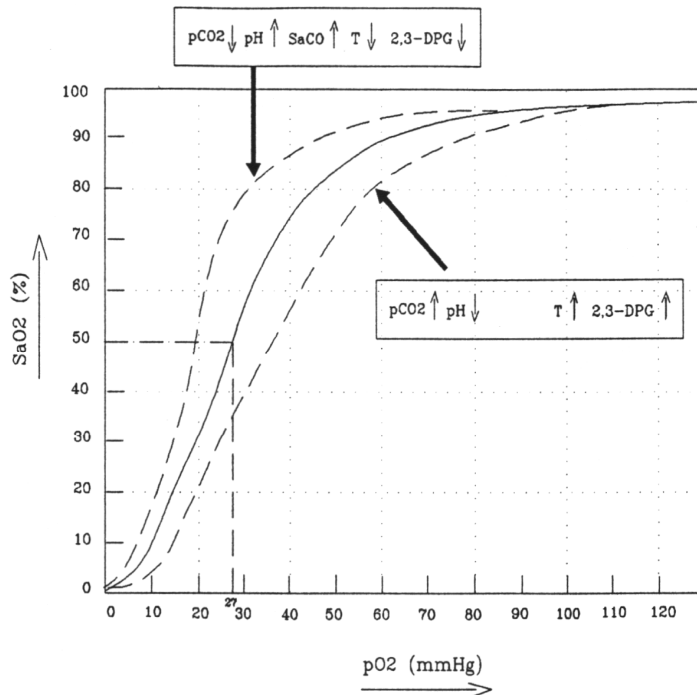


Abbildung 1: Bindungskurve

Die Lage der Bindungskurve beschreibt die Hämoglobin-Sauerstoff-Affinität d.h. die Stärke der Bindung zwischen Hb und O_2 . Verschiebt sich die Bindungskurve nach links, nimmt die Hb- O_2 -Affinität zu (erschwerter O_2 -Abgabe) und umgekehrt bedeutet eine Rechtsverschiebung eine Hb- O_2 -Affinitätsabnahme (erleichterter O_2 -Abgabe). Solche Verschiebungen der Bindungskurve und damit unterschiedliche Affinitäten werden im wesentlichen von den vier Faktoren pH-Wert, CO_2 Partialdruck (pCO_2), Temperatur (T) und 2,3-Diphosphoglyzeratkonzentration (2,3-DPG) beeinflusst. Ein gesunder Mensch besitzt eine Sauerstoffsättigung im arteriellen Blut von 94 - 98 %

1.2 Allgemeines zur Oximetrie

Oximetrie ist grundsätzlich recht einfach zu verstehen. Die Farbe des Blutes wird durch die Sauerstoffsättigung bestimmt. Der Farbunterschied durch Sauerstoffsättigung ist zurückzuführen auf die optischen Eigenschaften des Hämoglobinmoleküls, genauer gesagt auf die der anorganischen Häm-Komponente. Das Hämoglobin übernimmt den Transport des Sauerstoffs im Blut durch die Anlagerung von O_2 zu Oxyhämoglobin (O_2Hb). Der Sauerstoff kann wieder abgegeben werden, d.h. das Blut wird desoxygeniert (Sauerstoffsättigung nimmt ab) und seine Farbe verändert sich. Das Blut verliert dann seine rötliche Farbe und geht in einen blauen Farbton über. Ein Oximeter mißt nun diese Farbänderungen aus denen der Sättigungsgehalt errechnet wird.

2. Optische Eigenschaften des Hämoglobins

Die Pulsoximetrie ist ein spektralphotometrisches Verfahren zur nicht-invasiven, kontinuierlichen Messung der arteriellen O₂ - Sättigung des Blutes. Das Verfahren beruht auf zwei Grundlagen:

- der Hämoglobin-Extinktion bei Lichtabsorption und
- der Plethysmographie.

2.1 Absorption von Hämoglobin

Moleküle sind ständig in Bewegung, da deren Atome Schwingungen bei definierten Frequenzen ausführen, die durch die Molekülstruktur festgelegt sind. Die Eigenfrequenzen der Hämoglobinmoleküle liegen im Bereich der Frequenz von rotem bis infrarotem Licht. Liegen hohe Eigenschwingungen des Moleküls bei einer bestimmten Frequenz vor, und wird dieses Molekül mit elektromagnetischer Strahlung dieser Frequenz beaufschlagt, tritt eine Wechselwirkung verbunden mit einer Energieübertragung auf. Das Molekül absorbiert diese Strahlung und schwingt mit höherer Amplitude.

Mit anderen Worten, wird breitbandiges Licht durch eine Hämoglobinbindung geschickt, so werden einige Frequenzen bevorzugt absorbiert bzw. durchgelassen. Dieser physikalische Effekt eines optischen Filters nutzt man bei der Oximetrie aus.

Sehr anschaulich läßt sich diese optische Filterwirkung darstellen, indem man eine Seite einer Hand mit weißem Licht bestrahlt, die gegenüberliegende Seite der Hand leuchtet sodann rot. Das optische "Hämoglobinfilter" läßt demnach nur rotes Licht durchscheinen, während andere Spektralanteile absorbiert werden (Abbildung 2).

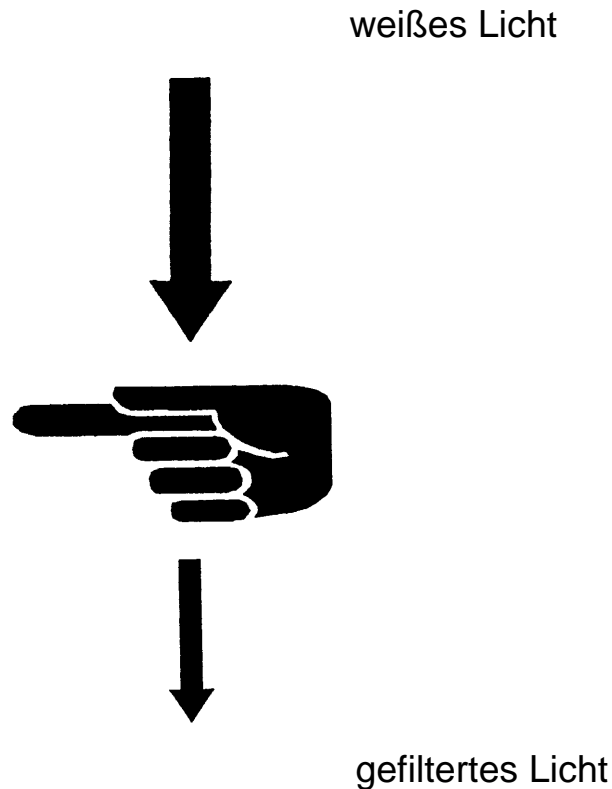


Abbildung 2: Optische Filterwirkung von Hämoglobin

2.2 Lambert-Beer-Gesetz

Notwendig für das Verständnis der Oximetrie sind die Annahmen des Lambert-Beer'schen Gesetzes. Durchstrahlt man ein Medium mit Licht, dann besagt dieses Gesetz, daß sich die vollständige Absorption des Mediums, bestehend aus Einzelabsorbieren, aus der Summe ihrer unabhängigen Absorptionen nach folgender Formel errechnet, falls **keine Streuung** vorliegt:

$$A_{\text{tot}} = \varepsilon_1 c_1 d_1 + \varepsilon_2 c_2 d_2 + \dots + \varepsilon_n c_n d_n$$

A_{tot} : Gesamtabsorption des Mediums
 ε_n : molarer Extinktionskoeffizient der Substanz n
 c_n : Konzentration der Substanz n
 d_n : Dicke der durchstrahlten Substanz n

D.h. die Absorption einer Substanz ist abhängig von den Faktoren Konzentration c , Dicke d und der Materialkonstante ε der Substanz. Abbildung 3 verdeutlicht diesen Zusammenhang skizzenhaft. Die Substanz wird mit Licht der Intensität I bestrahlt, die vom Medium absorbiert wird.

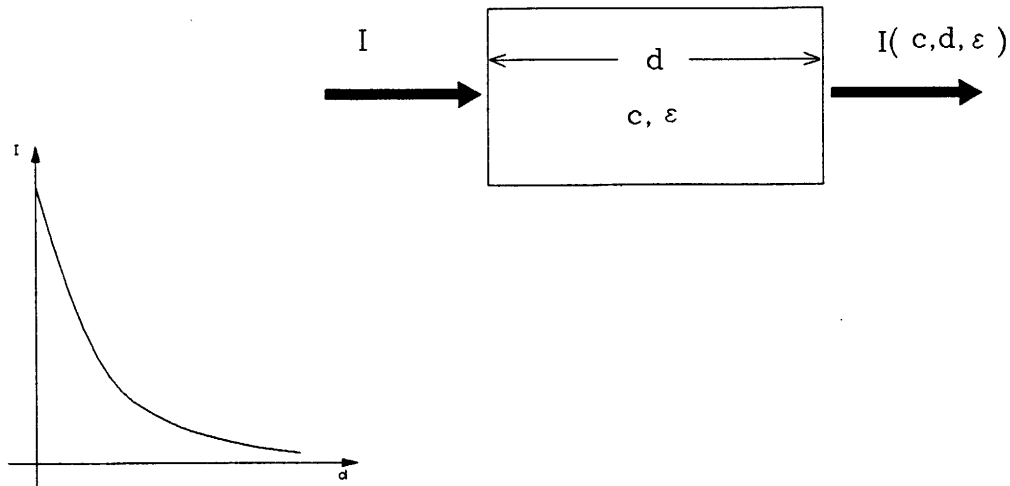


Abbildung 3: Absorption einer Substanz nach Lambert-Beer

Die Substanz Hämoglobin, die hier analysiert wird, besteht hauptsächlich aus vier Fraktionen: O_2Hb und reduziertes Hb als funktionelle Fraktionen sowie $COHb$ und $MetHb$ als dysfunktionelle Fraktionen. Alle Bestandteile des Hämoglobins verfügen über unterschiedliche Absorptions-Charakteristika von Licht. In Abbildung 4 sind die Extinktionskurven für diese Hämoglobin Fraktionen dargestellt. Auf der x-Achse sind die Wellenlängen des Lichtes aufgetragen, welches sich von ca. 600 nm (gelbe Region des Spektrums) bis zu 1000 nm (naher Infrarot-Bereich, kein sichtbares Licht) erstreckt. Die Y-Achse zeigt den Extinktions-Koeffizienten in logarithmischer Skalierung. Man kann erkennen, daß Hämoglobinkomponenten im Bereich von ungefähr 630 nm bis zu 1000 nm "relativ" transparent sind. Oxygeniertes- sowie reduziertes Hämoglobin sind bei Wellenlängen < 600 nm (Soret-Bande) nicht durchsichtig. Deshalb wirkt das Hämoglobin wie ein Filter, der nur dem roten und nahen infraroten Licht erlaubt, durchzuscheinen.

Entsprechend dem Lambert-Beer'schen Gesetz werden n Wellenlängen benötigt, um jeden einzelnen Lichtabsorber aus einem System von n -Absorbern zu identifizieren, falls die Extinktionen bekannt sind. Um alle wichtigen Fraktionen des Hämoglobins wie Hb, O_2Hb , $COHb$ und $MetHb$ zu

messen, sind daher mindestens 4 Absorptionswerte bei 4 unterschiedlichen Wellenlängen zu bestimmen.

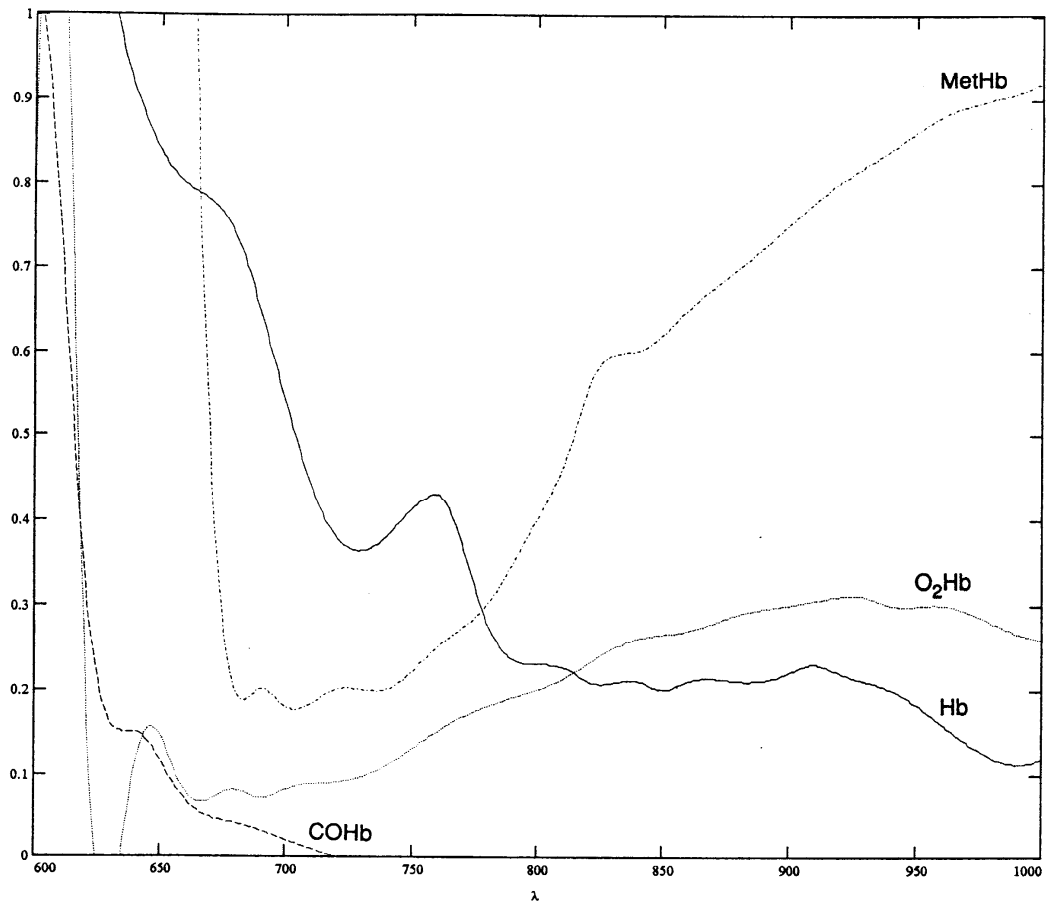


Abbildung 4: Hämoglobinspektrum (Grafik: MCC)

3. Prinzip der Pulsoximetrie

3.1 Grundlagen der Pulsoximetrie

Wie bereits beschrieben, wirken alle Hämoglobinfraktionen (O_2Hb , $COHb$ etc.) als optische Absorber und können idealisiert unter Benutzung des Lambert-Beer'schen Gesetzes analysiert werden.

Die Pulsoximetrie mißt nichtinvasiv auf optischem Weg die O_2 -Sättigung des Hämoglobins. Dabei wird ein peripherer Körperteil - i.d.R. der Finger - mit Hilfe eines speziellen Sensors, der aus einem geschlossenen Gehäuse besteht (Clipsensor), durchleuchtet. Eine prinzipielle Darstellung zeigt Abbildung 5.

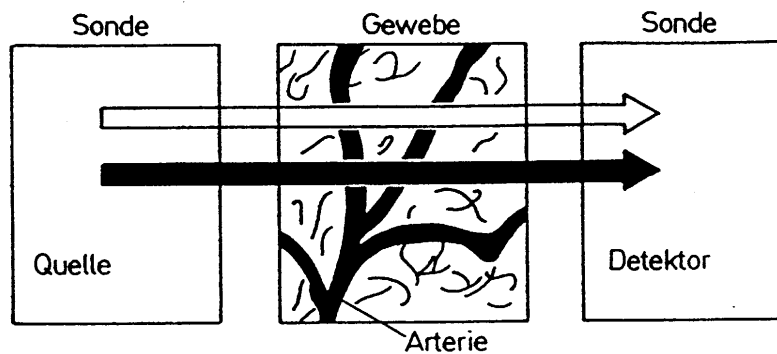


Abbildung 5: Durchleuchtung der Arterie, z.B. am Finger

Bei der Pulsoximetrie wird das Verhältnis der zwei Hauptbestandteile des Hämoglobins, das Oxyhämoglobin (O_2Hb) und das reduzierte Hämoglobin (Hb) gemessen, falls keine dysfunktionellen Hb-Konzentrationen vorhanden sind.

Derzeit arbeiten alle am Markt erhältlichen Pulsoximeter mit 2 Wellenlängen zur Bestimmung von Hb und O_2Hb . Die weiteren Hämoglobinanteile gehen in die Messung mit ein und verfälschen das Ergebnis, da dysfunktionelle Anteile von Pulsoximetern **nicht** differenziert werden. Der Einfluß der Sättigungswerte von CO und Met wird im Kapitel 4 erläutert.

Das Gewebe und die pulsierende Arterie absorbieren das Licht, wobei der Gewebeanteil aufgrund der Dicke im Verhältnis zum Blutraum einen sehr hohen Lichtabsorptionsgrad besitzt, der zudem individuell stark variiert. Dieser Anteil muß möglichst vollständig eliminiert werden, um die spezifische Bestimmung der Hämoglobinanteile zu erhalten.

Pulsoximeter beobachten die Extinktion des arteriellen Blutes, da man die Tatsache nutzt, daß sich das Arterienblut in den Gefäßen im Rhythmus des Pulsschlages ausdehnt und wieder verengt. Die Absorption teilt sich somit in einen konstanten Anteil, die Gewebeabsorption, und einen variablen, von der Pulswelle beeinflussten Anteil, auf. Die Meßtechnik der Pulsoximetrie besteht darin, diese pulsatile Absorption, d. h. die Zu- und Abnahme der Lichtintensität infolge des Pulsschlages zu erfassen. Daraus läßt sich die arterielle O₂-Sättigung bestimmen.

3.2 Anwendung des Lambert-Beer'schen Gesetzes

Die schematische Absorptionscharakteristik bei der Durchstrahlung eines Fingers zeigt Abbildung 6. Aufgetragen ist die Intensität des eingespeisten Lichts über der Weglänge d , d.h. die Fingerdicke. Zunächst nimmt die Lichtintensität ab bedingt durch den konstanten Absorptionsanteil des Gewebes (Haut, Knochen etc.). Im weiteren Verlauf wird das Licht in den Arterien pulszyklisch absorbiert. Die Intensität nimmt infolge der arteriellen Gefäßdickenänderung, die sich zwischen d_{\min} und d_{\max} bewegt, maximale bzw. minimale Werte an ($I_{\text{out,max}}$, $I_{\text{out,min}}$). Diese variable Absorptionsänderung beschreibt die arterielle Blutfüllung - das sich zeitlich ändernde Signal, welches auch als Plethysmogramm bezeichnet wird, entspricht der Pulswelle.

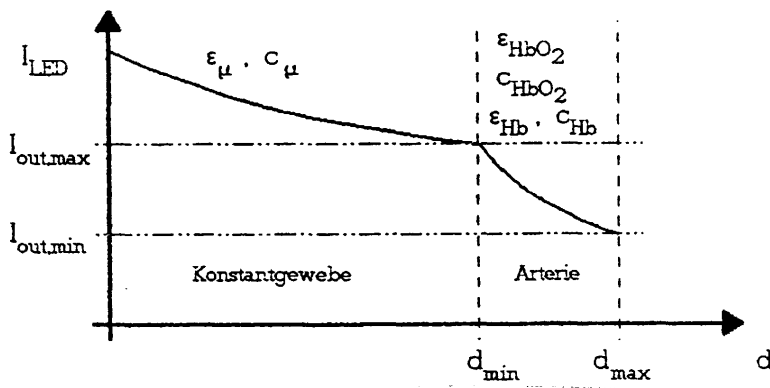
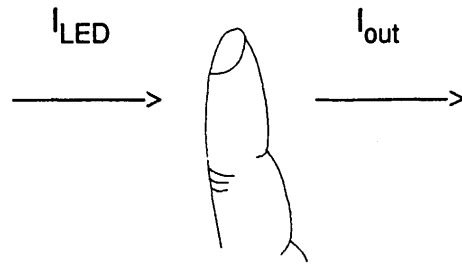


Abbildung 6: Absorptionscharakteristik bei der Transmissionspulsoximetrie (nach Forstner [2])

Das Lambert-Beer'sche Gesetz besagt, daß die Abnahme der Intensität einer Strahlung, die ein absorbierendes Medium durchläuft, durch folgenden Zusammenhang beschrieben wird:

$$I_{\text{out}} = I_{\text{LED}} e^{-\alpha d} \quad \text{mit}$$

$$\alpha = \sum \varepsilon_i(\lambda_i) c_i$$

- α : Absorptionskoeffizient
- ε_i : molarer Extinktionskoeffizient des absorbierenden Stoffs i
- λ_i : Wellenlänge des Lichts
- c_i : Konzentration des absorbierenden Stoffs i in mol/l
- d : Dicke des absorbierenden Mediums
- I_{out} : empfangene Lichtintensität
- I_{LED} : emittierte Lichtintensität

Durchstrahlt man eine bestimmte Substanz einer Wellenlänge, so wird die Absorption dieser Substanz durch das Verhältnis von austretender zu eintretender Lichtintensität bestimmt. Das Verhältnis $I_{\text{out}}/I_{\text{LED}}$ hängt nach dem Gesetz von Lambert-Beer exponentiell von der Schichtdicke der untersuchten Probe, ihrer molaren Konzentration und dem Stoffcharakteristikum, dem molaren Extinktionskoeffizienten ab. Die Größe der Absorption ist abhängig von der Wellenlänge des Lichts und ergibt sich aus dem Absorptionsspektrum.

Aus Abbildung 4 läßt sich erkennen, daß sich die beiden Extinktionskurven der Fraktionen O_2Hb und Hb besonders stark bei 660 nm unterscheiden. Dies ist eine Wellenlänge, bei der LED's (lichtemittierende Dioden) kommerziell erhältlich sind. Bei 940 nm, also im nahen Infrarotbereich existieren ebenfalls stabile LED's. Diese Wellenlänge ist vorteilhaft, da in diesem Bereich die Absorption von Hb kleiner als von O_2Hb ist. Das Verhältnis des absorbierten Lichts bei den beiden Wellenlängen steht in Beziehung zu den Konzentrationen von $c\text{O}_2\text{Hb}$ und $c\text{Hb}$ im Blut. Der resultierende Meßwert SaO_2 erhält man aus dem Verhältnis der Konzentrationen beider Anteile wie folgt:

$$\text{O}_2 \text{ Sättigung} = \frac{c\text{O}_2\text{Hb}}{c\text{O}_2\text{Hb} + c\text{Hb}} = \text{SaO}_2 \text{ func}$$

Dieser Sättigungswert berücksichtigt nicht die Existenz von Dyshämoglobinen wie Carboxyhämoglobin (COHb) und Methämoglobin (MetHb). Man bezeichnet diesen Sättigungswert auch als **funktionelle Sättigung** ($\text{SaO}_{2\text{func}}$).

Werden sämtliche Hb-Derivate berücksichtigt ($c\text{Hb}_{\text{total}}$), erhält man die **fraktionelle O_2 -Sättigung** ($\text{SaO}_{2 \text{ frac}}$) wie folgt:

$$\text{O}_2 \text{ Sättigung} = \frac{c\text{O}_2\text{Hb}}{c\text{Hb}_{\text{total}}} = \text{SaO}_2 \text{ frac}$$

wobei sich $c\text{Hb}_{\text{total}}$ (unter Vernachlässigung seltener Dys Hb-Fraktionen) zusammensetzt aus:

$$c\text{Hb}_{\text{total}} = c\text{O}_2\text{Hb} + c\text{COHb} + c\text{MetHb} + c\text{Hb} + \dots$$

Bei Verwendung von 2 Wellenlängen λ_1 und λ_2 kann die funktionelle O₂-Sättigung über die Lambert-Beer Gleichung nach einigen Umformungen wie folgt bestimmt werden:

$$\text{SaO}_{2,\text{PO}} = \frac{\Omega \cdot \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)}{\Omega \cdot (\epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2) - \epsilon_{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda_2)) + \epsilon_{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda_1) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)} \quad (1)$$

Mit $\text{SaO}_{2,\text{PO}}$ wird hier die O₂-Sättigung, gemessen mit einem Pulsoximeter, bezeichnet. Ω ist die aus den Lichtintensitäten sich ergebende Meßwertvariable. Für diese gilt:

$$\Omega = \frac{\ln \frac{I(\lambda_1, t_1)}{I(\lambda_1, t_2)}}{\ln \frac{I(\lambda_2, t_1)}{I(\lambda_2, t_2)}} \quad (2)$$

Der Sättigungswert ist eine Funktion des Meßwertes Ω :

$$\text{SaO}_{2,\text{PO}} = f(\Omega)$$

Bei Kenntnis der Extinktionskoeffizienten kann dieser Zusammenhang theoretisch errechnet werden. Gültigkeit besitzt dieser Zusammenhang jedoch nur theoretisch, da das Lambert-Beer Gesetz nicht erfüllt ist. Diese idealen Voraussetzungen treffen in der Praxis nicht zu (siehe Kapitel 3.3), weswegen die Funktion $f(\Omega)$ in jedem Fall empirisch ermittelt werden muß (Kalibrationskurve des Pulsoximeters).

Gemäß Gleichung (2) wird der Meßwert Ω bestimmt, indem innerhalb eines Pulszyklusses zwei Intensitätswerte zu verschiedenen Zeiten t_1 und t_2 bei der Wellenlänge λ_1 und zwei Intensitätswerte bei der Wellenlänge λ_2 gemessen werden. Aus dem Meßwert Ω wird die O₂-Sättigung nach der empirischen Kalibration angegeben. Abbildung 7 zeigt eine empirische und eine theoretisch berechnete Kalibrationskurve.

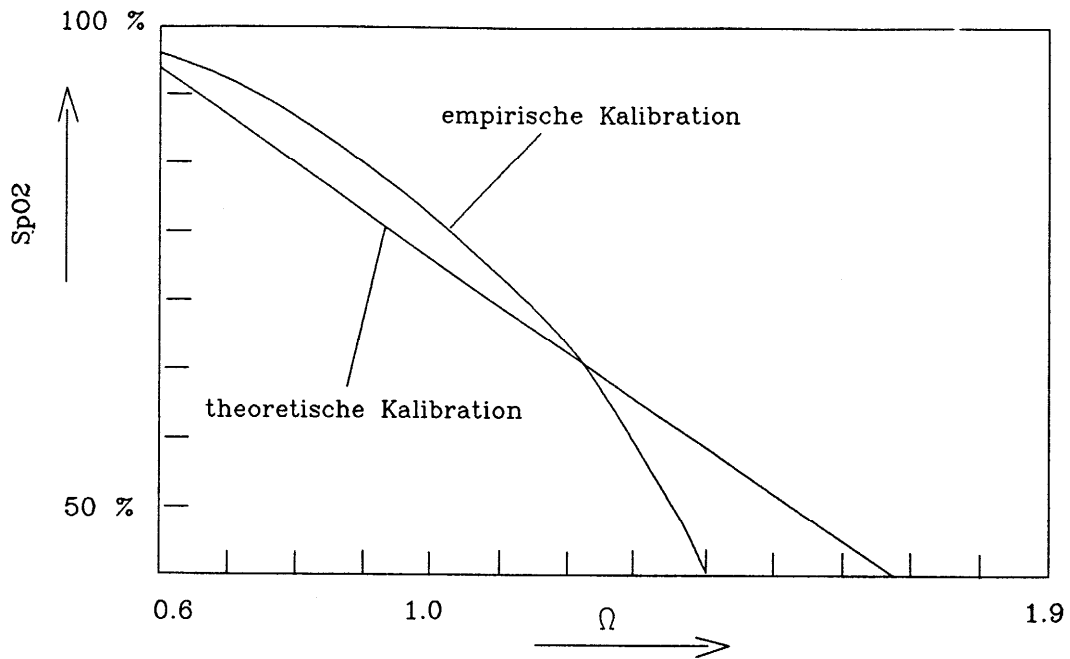


Abbildung 7: Empirische/Berechnete Kalibrationskurve

3.3 Kalibrierung von Pulsoximetern

Die optischen Bedingungen, um das Lambert-Beer'sche Gesetz zu erfüllen, werden in vivo nicht erfüllt. Das Lambert-Beer Gesetz fordert eine ungestreute Strahlung durch homogene, absorbierende Substanzen. Die durchleuchteten Substanzen wie z.B. Finger, Ohrläppchen, Hand etc. sind optisch nichthomogen; dieses Gewebe besitzt die Eigenschaft, Licht zusätzlich zu streuen und die Meßgröße dadurch zu beeinflussen. Eine empirische Kalibration ist daher erforderlich. Dabei wird die Meßgröße Ω mit der invasiven arteriellen O_2 -Messung korreliert.

Die Messung am intakten Applikationsort führt zur Streuung an allen Anteilen der biologischen Gewebe: Die Streuung ist von der Histologie des einzelnen Meßorts abhängig, daher also intra- und interindividuell variabel. Die derzeit feste Kalibration von Pulsoximetern (Zuordnung des Meßwerts Ω zur O_2 -Sättigung über die Kalibrationskurve) berücksichtigt einzelne Abweichungen nicht. Die Messung ist deshalb ungenauer als bei einer direkten Verwendung zuvor hämolysierten Blutes, wie es bei der laboroximetrischen O_2 -Sättigungsbestimmung der Fall ist.

4. Grenzen derzeitiger Pulsoximeter

Die Meßgenauigkeit von Pulsoximetern wird durch die folgenden aufgelisteten Faktoren (nach der klinischen Relevanz gewichtet) eingeschränkt:

- Bewegungsartefakte
- Minderperfusion des Applikationsortes
- Venöse Pulsation
- Dyshämoglobine
- Optische und elektrische Störstrahlung
- Farbstoffe
- Histologischer Aufbau des Applikationsorts

Für das Verständnis der eingeschränkten Meßgenauigkeit bzgl. Bewegungsartefakte und Minderperfusion ist eine detaillierte Beschreibung bestimmter technischer Gesichtspunkte notwendig, die für den interessierten Leser im Kapitel 4.2 dargestellt sind. Über die Möglichkeiten einer quantitativen Beurteilung der Genauigkeit eines Pulsoximeters bei Bewegungsartefakten und Minderperfusion wird im Teil B, Kapitel 6 berichtet.

4.1 Einflüsse auf die Meßgenauigkeit

Neben den Instabilitäten der optischen Meßstrecke (LED-Lichtquellen und Signalverarbeitung, siehe Kapitel 4.2), die die Meßgenauigkeit der Pulsoximetrie einschränken, gibt es weitere Fehlerquellen. Diese sind entweder prinzipieller Natur (Messung von nur zwei Hb Fraktionen) bzw. können bei richtiger Applikation eliminiert werden.

4.1.1 Dyshämoglobine

Die heute erhältlichen Pulsoximeter verfügen über zwei Wellenlängen für die Messung von reduziertem und oxygeniertem Hb. Diese Absorptionsspektren unterscheiden sich in hohem Maß bei 660 nm und 940 nm wie unter angegeben. (Siehe Kapitel 3.2, Messung der funktionellen O₂-Sättigung.) Hier beeinflussen jedoch auch die anderen Hb-Derivate, COHb und MetHb, das Ergebnis. D.h. der Wert der angezeigten O₂-Sättigung stimmt nur dann mit dem tatsächlich vorhandenen O₂Hb_{total} überein, wenn keine weiteren dysfunktionellen Hb-Derivate im Blut vorhanden sind.

COHb liegt im Mittel um 2 % , kann aber bei Rauchern bis zu 15 % betragen.

Eine COHb-Belastung wird durch Autoabgase, Industrieemissionen und bei Brandunfällen vorgefunden. Bei einer akuten Dyshämoglobinämie (z.B. CO-Intoxikation) ist die Methode der Pulsoximetrie nicht verwertbar.

Folgende Pharmaka können Einflüsse auf die O₂- Affinität des Blutes ausüben: Propranolol, Phosphate, Inosine, Insulin, u. a. m.

MetHb wird durch zwei Ursachen bedingt vorgefunden:

- Kongenital bedingt durch einen Defekt der MetHb-Reduktase. Diese Personen besitzen einen MetHb-Spiegel ($c\text{MetHb}/c\text{Hb}_{\text{total}}$) von ungefähr 10 % und mehr. Diese Erkrankung ist selten.
- Durch Pharmaka bedingt. In erster Linie sind Lokalanästhetika wie Lidocain und Prilocain zu nennen. Sie führen zu einer dosisabhängigen MetHb-Aufsättigung des Blutes mit einer Halbwertszeit von ca. 4 bis 6 Stunden.

4.1.2 Optische und elektrische Störstrahlung

Insbesondere bei Verwendung von Klebesensoren ist darauf zu achten, daß Fremdlicht-Einflüsse durch geeignete Maßnahmen weitgehend unterbunden werden. Je nach Algorithmus und Wellenlänge der Störstrahlung ergeben sich Meßwertverfälschungen, die durch zusätzliches Umgebungslicht auftreten können.

Elektrische Störungen werden in die Sensorleitung eingekoppelt. Sie können durch eine adäquate Schirmung minimiert werden.

4.1.3 Farbstoffe

Ebenfalls zu starken Abweichungen führen intravasal applizierte Farbstoffe, die zu diagnostischen Zwecken verwendet werden. Dies gilt insbesondere für Methylen-Blau (Fehlergröße von 10 - 20 %).

4.2 Technische Gesichtspunkte

4.2.1 Lichtquelle

Aus den Betrachtungen der Theorie des Lambert-Beer'schen Gesetzes folgt, daß ein Pulsoximetersensor aus zwei schmalbandigen Lichtquellen bestimmter Wellenlängen bestehen muß, um die Absorption der Hämoglobinanteile genau bestimmen zu können. Diese Anforderung erfüllt in hohem Maß eine Laserlichtquelle, die jedoch für eine technische Realisierung mit geeigneten Wellenlängen, erforderlicher Leistung und Größe nicht zur Verfügung steht, da sie zu kostenintensiv ist und geregelt werden muß.

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, breitbandige Lichtquellen zu nutzen, die durch optische Filter (Interferenzfilter) auf die gewünschte Wellenlänge angepasst werden. Auch diese Lösung kann nur mit teuren und komplexen Aufbauten realisiert werden. Schmalbandige Filter erfordern außerdem hohe Filterimmissionsenergien.

Benutzt man nur zwei Wellenlängen, steht eine günstige und leicht zu realisierende Technologie zur Verfügung: die Verwendung von lichtemittierenden Dioden (LED). Diese Bauteile sind äußerst klein, leicht und haben einen hohen Wirkungsgrad.

Sehr helle LED's, die bei den geforderten roten/infraroten Wellenlängen strahlen, sind am Markt verfügbar. Helligkeit bzw. Lichtintensität ist sehr wichtig, da das Licht dickes und stark dunkel pigmentiertes Gewebe durchdringen muß. Die LED eignet sich hervorragend für die pulsoximetrische Anwendung. Sie erzeugt eine sehr geringe Hitze und strahlt eine hohe Lichtmenge in einem schmalen Spektralanteil ab. Die emittierte Lichtenergie beträgt über 20 mW - zum Vergleich: die Sonne scheint an einem klaren Tag mit weniger als 9 mW/cm² auf die Erde bei einer Breite von 40 Grad.

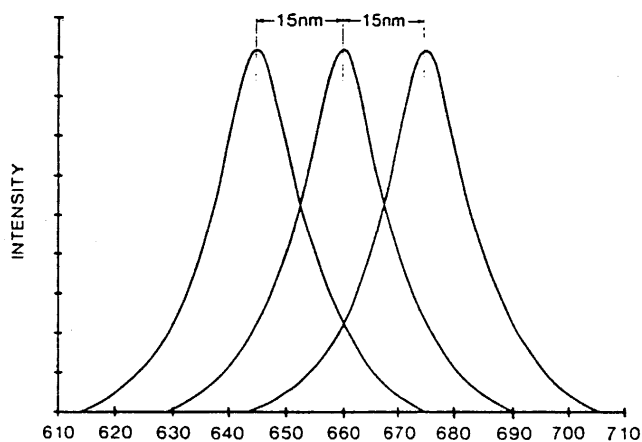


Abbildung 8: Abweichung von der mittleren Wellenlänge bei LED's

Der Nachteil bei Verwendung von LED's ist die produktions- und temperaturbedingte Abweichung von der erwünschten mittleren Wellenlänge bei unterschiedlichen LED's desselben Typs - insbesondere im roten Bereich (bei 660 nm). Die Abweichung der mittleren Wellenlänge kann bis zu ± 15 nm betragen (siehe Abbildung 8). Die in Abbildung 4 gezeigte Extinktionskurve macht deutlich, daß durch jede Veränderung der Lichtquellenwellenlänge unterschiedliche Extinktionskoeffizienten erfasst werden. Eine Änderung der Extinktion bewirkt gemäß Gleichung (1) eine sich ändernde Kalibrationskurve. Als Folge daraus erhält man einen Fehler in der gemessenen Sauerstoffsättigung. Dieser Extinktionswechsel zeigt sich am deutlichsten bei einer Wellenlänge von 660nm, da hier die Extinktionskurve des reduzierten Hämoglobins einen steilen Abfall besitzt. Je niedriger die Sauerstoffsättigung ist, desto höher wird das reduzierte Hämoglobin bei ungenauer roter Lichtwellenlänge bewertet. Dies ist ein Grund, warum Pulsoximeter eine geringere Genauigkeit bei niedrigen Sättigungswerten besitzen als bei hohen O₂-Sättigungen.

Im infraroten Bereich hat die Streuung der Wellenlänge eine wesentlich geringere Wirkung. Die Extinktionskurven oberhalb 800 nm sind bedeutend flacher. Veränderungen der mittleren LED-Wellenlänge im infraroten Bereich verursachen deshalb einen kleineren Fehler der Extinktionswerte als im roten Bereich.

Auswahl der LED Wellenlängen

LEDs sind kommerziell verfügbar in einem Wellenlängenbereich von 480 nm im blauen bis zu 950 nm im nahen Infrarotbereich, mit ungefähr zwanzig deutlich verschiedenen Wellenlängen. Es ist ein Vorteil, daß die erwähnten Wellenlängen die Extinktionskurven von Hb und O₂Hb sinnvoll treffen.

- *Roter Spektralbereich*

Für die Verwendung von 660 nm im roten Bereich spricht neben der Verfügbarkeit von LED's folgender Grund:

Die Oxyhämoglobin-Extinktionskurve ist relativ flach, so daß Fehler aufgrund von kleinen Veränderungen der mittleren Wellenlänge minimal sind; der Unterschied zwischen den zwei Extinktionswerten von Hb und O₂Hb, der feststellbare Veränderungen in der Absorption mit kleinen Änderungen in der Sauerstoffsättigung bringt, ist sehr hoch (Faktor 10).

- *Infraroter Spektralbereich*

Die Auswahl der zweiten Wellenlänge im infraroten Bereich ist bezüglich der Streuung der Wellenlänge weniger kritisch, da hier beide Extinktionskurven (Hb und O₂Hb) einen relativ flachen Verlauf besitzen. Um aber eine möglichst hohe Genauigkeit zu erreichen, soll ein weiter Meßbereich für den Meßwert ρ vorliegen. D.h. jede geringe Änderung der O₂-Sättigung muß eine große meßbare Änderung der Meßwertvariablen ρ bewirken. Daraus läßt sich folgendes Kriterium ableiten, welches direkt aus Gleichung (1) (auf Seite 12) folgt: die Extinktionskurven müssen im Bereich der "oberen" Wellenlänge (infrarot) im Vergleich zu dem der "unteren" Wellenlänge (rot) einen möglichst starken Unterschied aufweisen, im besten Fall sogar entgegengesetzt verlaufen. Aus dem Verlauf beider Extinktionskurven (siehe Abbildung 4) bietet sich im Infrarotbereich z.B. die verfügbare Wellenlänge von 940 nm an.

Klinische Relevanz

Für den Anwender (klinische Relevanz) ist es wichtig zu verstehen, daß die Genauigkeit der O₂-Sättigungsmessung mit geringer werdender Sättigung abnimmt. Jedoch bleibt das Meßergebnis als Trendinformation auch bei tiefen Sättigungswerten erhalten. Der klinisch relevante Sättigungsbereich liegt zwischen 70 % (z.B. Asthmatiker, akute Ateminsuffizienz) und 90 % .

4.2.2 Signalverarbeitung

Durchstrahlt man eine pulsierende Arterie im Finger gemäß Abbildung 5 wird das Licht von jedem Medium unterschiedlich absorbiert. Man erhält einen konstanten Absorptionsanteil im Gewebe (bestehend aus Haut, Knochen, Knorpel, venöse Schichten etc.) und einen sich ändernden Anteil, bedingt durch die Pulsation der Arterie. Dieser sich zeitlich ändernde Vorgang ist in Abbildung 9 schematisch dargestellt.

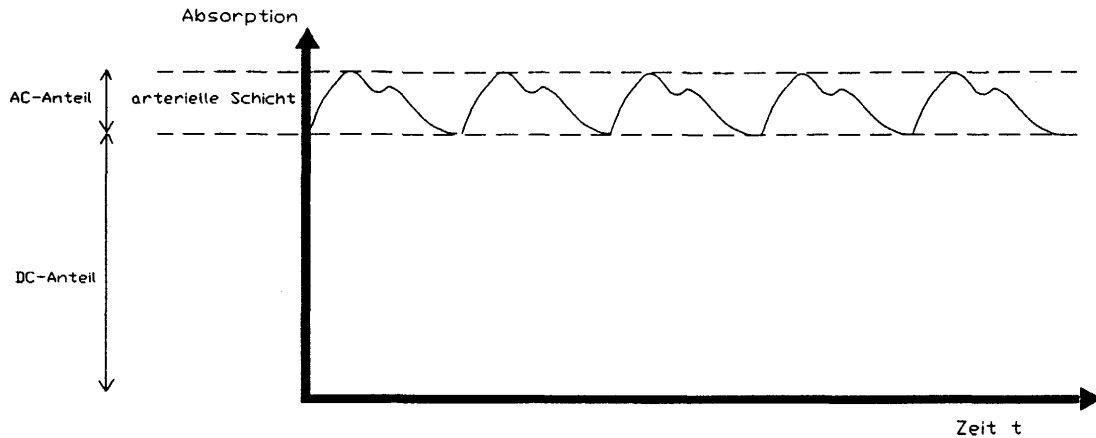


Abbildung 9: DC und AC Absorptionsanteile

Der konstante Anteil jeder Wellenlänge wird als DC Komponente (Gleichanteil), der variable Anteil als AC Komponente (Wechselanteil) bezeichnet. Die Größen der DC- und AC-Komponenten sind direkt von der auftretenden Lichtintensität und der gewebespezifischen Absorption abhängig, die vom Pulsoximeter bei unterschiedlichen Wellenlängen (rot und infrarot) gemessen und deren Verhältnis bei zwei verschiedenen Zeitpunkten berechnet werden.

Der Meßwert ρ wird aus den roten und infraroten Plethysmogrammwerten (Signale) ermittelt. Die empfangenen roten und infraroten Signale sind i.a. stark gestört und müssen in der Signalverarbeitung zunächst aufbereitet werden. Ursache dieser Störung ist die starke Schwankung des AC- und DC-Signalanteils aufgrund von Instabilitäten der optischen Meßstrecke.

Schwankungen der AC-Komponente

Das Pulsoximeter verarbeitet die von den LED's emittierten Lichtsignale, die durch Gewebe, Knochen, Knorpel, venöses Blut und durch das pulsierende arterielle Blut absorbiert werden und am Empfangsort - der Photodiode - als Stromsignal vorliegen. Wie schon erwähnt, besteht das gesamte Signal aus einem AC- und einem DC-Anteil. Da sich das empfangene Signal in seiner Intensität ändert, ist es zweckmäßig, die LED's ständig nachzuregeln. Für den DC-Anteil ist diese Regelung relativ einfach, die Intensitätsleistung wird so weit verstärkt bzw. abgeschwächt, bis das Empfangssignal im Meßbereich liegt. Sehr viel komplexer ist die Nachregulierung der AC-Komponente.

Werden die Intensitäten der Lichtquellen erhöht, steigt die empfangene Lichtleistung des DC- wie auch des AC-Anteils. Die AC-Komponente kann inter- und intraindividuell (z.B. Auskühlung post-operativ) beträchtlich variieren, von weniger als 0,01 % bis über 10% des DC-Wertes. Diese hohen Schwankungen werden von der variablen Perfusion des gemessenen Gewebes verursacht.

Um ein Gefühl zu bekommen, wie hoch die AC-Werte variieren können, stelle man sich ein Radio vor, bei dem sich die Lautstärke jedes Senders zwischen dem Wert 1 und 1000 bewegt, wobei im voraus nicht bekannt ist, welche Lautstärke sich bei Senderwechsel einstellen wird. Da nun alle Sender mit ungefähr der gleichen Lautstärke empfangen werden, muß der Hörer nicht jedesmal die Lautstärke neu einstellen. Gleiches gilt für das Pulsoximeter, welches das AC-Signal in eine auswertbare Skala automatisch einregelt, indem die LED-Lichtquellen und die Verstärkereinstellungen der Empfangsschaltung ständig nachgeregelt werden. Diese Regelung ist ein wichtiger Bestandteil des Pulsoximeters.

Minderperfusion

Eine Minderperfusion des Patienten tritt in der präklinischen Anwendung relativ häufig auf (Kälte, Schockzustand etc. insbesondere in den peripheren Gefäßen wie z.B. dem Finger). Der "Standard" - Applikationsort des Transmissionspulsoximeters, die Fingerspitze (Fingerklemmsensor), ist sehr perfusionsabhängig und wird bei geringer Durchblutung eine Sättigungsmessung beeinträchtigen.

Bei schwacher Durchblutung (Minderperfusion) wird das Plethysmogramm nur einen geringen Wertebereich umfassen, d.h. der gemessene AC-Lichtanteil besitzt eine sehr geringe Dynamik. Selbst durch hohe Signalverstärkungen wird sich ein Grenzbereich einstellen, der keine Auswertung des Plethysmogramms mehr erlaubt, da Rauschanteile im Signal überwiegen werden. Eine quantitative Beurteilung des Pulsoximeters bzgl. Minderperfusion wird im Kapitel 6 diskutiert.

Bewegungsartefakte

Unter einem externen Bewegungsartefakt versteht man jede Signalstörung, die durch eine Relativbewegung zwischen Patienten und Sensor entstehen kann und das Nutzsignal (das Plethysmogramm) in seiner Form verändert. (Z.B. Messung im Rettungswagen, in dem sich der Patient ruhig verhält, der Wagen jedoch unruhig fährt und dadurch Bewegungsartefakte erzeugt.) Die reine arterielle Pulsation - das Plethysmogramm - enthält die erforderliche Information über die zu messenden Lichtintensitätswerte. Bei Verwendung

des Fingerclip-Sensors verursachen schon kleinste Handbewegungen eine Signalstörung, die zu Abweichungen des originären Plethysmogramms führen und damit verfälschte Plethysmogramme erzeugen. Zittern kann so hohe Artefakte erzeugen, daß das Nutzsignal unentdeckbar wird - die Messung versagt.

Interne Bewegungsartefakte entstehen durch Umlagerungen venösen Blutes im Applikationsort.

Die Schwierigkeit, Bewegungsartefakte zu erkennen und zu unterdrücken besteht darin, daß der Frequenzinhalt von Artefakten innerhalb des normalen Frequenzspektrums physiologischer Signale liegt. Daher können Artefakte nicht "weggefiltert" werden, da sich die Frequenzbereiche von Artefakt- und Nutzsignal nicht unterscheiden.

Abbildung 10 zeigt einige real vorkommende Signale beim erwachsenen Patienten, die ein Pulsoximeter akzeptieren und erkennen sollte. Das "ungestörte" Signal kann sich in seinem Frequenzgehalt, in seiner Wellenform und in seinen Amplitudenwerten stark unterscheiden.

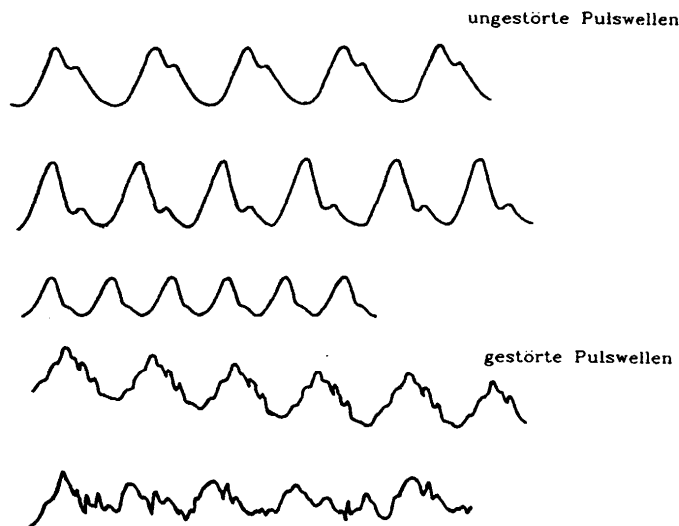


Abbildung 10: Gestörte und ungestörte (Artefakte) Pulswellen

Eine Möglichkeit zur Verbesserung der Störsignalunterdrückung bietet die statistische Auswertung von Meßwerten. Liegt eine hohe Anzahl von Meßwerten vor, so werden Artefakte, d.h. unkorrekte Meßwerte, die regellos auftreten, durch eine Mittelwertbildung gering bewertet. Der Mittelwert besitzt eine größere Wahrscheinlichkeit für das Erfassen des korrekten Meßwertes.

Für die Pulsoximetrie existieren 2 Verfahren zur Berechnung der O₂-Sättigung :

- Full-Pulse-Wave-Algorithmus (FPW)
- Splitted-Pulse-Wave-Algorithmus (SPW)

Beim Full-Pulse-Wave-Algorithmus wird pro Pulswelle (pro Pulsschlag) ein Sättigungswert errechnet, während bei der Anwendung des Splitted-Pulse-Wave-Algorithmus mehrere Sättigungswerte pro Pulswelle bestimmt werden. Der SPW-Algorithmus ist in seiner Realisierung aufwendiger, da sehr viel mehr Rechenleistung benötigt wird. Wie bereits angedeutet kann der SPW-Algorithmus nun aus den Meßwerten einen Mittelwert pro Pulswelle bestimmen, d.h. Artefakte werden "rausgemittelt", während der FPW-Algorithmus lediglich ein Meßwert in derselben Zeit liefert, wobei die Pulswellenform aber ebenfalls auf ihre physiologische Plausibilität untersuchbar ist.

In Kapitel 6 wird eine quantitative Beurteilung von Pulsoximetern bzgl. Bewegungsartefakten näher beschrieben.

B. Kalibrierung und Meßstabilität

- Quantitative Beurteilung -

Pulsoximeter messen das Verhältnis von unterschiedlichen Lichtintensitäten bei 2 Wellenlängen. Der daraus gewonnene Meßwert ist nichtlinear abhängig von der O₂-Sättigung (siehe Abschnitt zur Theorie). Eine klinische Prüfung ist erforderlich, um diese Abhängigkeit empirisch zu ermitteln.

Ferner läßt sich das Pulsoximeter bezüglich Einflüssen von Bewegungsartefakten und geringer Durchblutung am Meßort (Minderperfusion) technisch quantitativ testen und beurteilen.

Beide Prüfungen (Kalibrierung und Meßstabilität) sind wesentlich für die klinische und technische Beurteilung eines Pulsoximeters bzgl. Genauigkeit und Grenzen der Meßmethode.

5. Kalibrierung: Sicherstellung der Meßgenauigkeit

Für das Verständnis der Kalibrierung von Pulsoximetern ist die Definition der funktionellen und fraktionellen O₂-Sättigung von Bedeutung, die hier nochmals angegeben ist (siehe auch Kapitel 3.2).

5.1 Allgemeines zur Kalibrierung

- a) Fraktionelle O₂-Sättigung (Bezug auf cHb_{total}):

$$SaO_{2 \text{ frac}} = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cCOHb + cMetHb + cHb}$$

- c bedeutet die Konzentration des entsprechenden Hb-Anteils.

b) Funktionelle O₂-Sättigung:

$$SaO_{2 \text{ func}} = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHb}$$

c bedeutet die Konzentration des entsprechenden Hb-Anteils.

Im Fall a) (fraktionelle O₂-Sättigung) wird der Anteil an O₂Hb Konzentration zur Gesamthämoglobinkonzentration bestimmt, während die funktionelle O₂-Sättigung sich nur auf die funktionellen Hb-Anteile bezieht.

Bei dyshämoglobinfreiem Blut ist die funktionelle und fraktionelle O₂-Sättigung identisch.

□ *Anmerkung:*

*Pulsoximeter bestimmen die funktionelle O₂-Sättigung des arteriellen Blutes, die auch als pulsoximetrische Sättigung bezeichnet wird. Deshalb wurde hierfür die Bezeichnung **SpO₂** eingeführt. Die früher übliche Bezeichnung SaO₂, die in der Pulsoximetrie für die arterielle Sättigung verwendet wurde, gibt keinen Hinweis auf die Unterscheidung der gemessenen O₂-Sättigung gegenüber der laboroximetrischen Referenz.*

5.2 Durchführung der Kalibrierung

Wie in Teil A, Kapitel 3 ausgeführt ist, mißt das Pulsoximeter einen zur O₂-Sättigung korrespondierenden Wert Ω (Verhältnis vierer Lichtintensitäten). Die Kalibration des Pulsoximeters muß empirisch durchgeführt werden, um Fehlereinflüsse wie z.B. Streulicht, Gewebeabsorption etc. zu eliminieren (das Lambert-Beer'sche Gesetz gilt nur in erster Annäherung, siehe auch Teil A, Kapitel 3.2). Zur Bestimmung der Kalibrationskurve (siehe Abbildung 7) wird die arterielle O₂-Sättigung an Probanden/Patienten mit Hilfe einer Referenzmeßmethode direkt (das bedeutet blutig) gemessen und parallel dazu werden die Ω -Meßwerte des Pulsoximeters erfaßt.

5.2.1 Laboroximetrie

Eine Referenzmessung der O₂-Sättigung sollte direkt in vitro unter Berücksichtigung aller weiteren Dyshämoglobine erfolgen (Laboroximetrie). Ein Laboroximeter (Häm-Oximeter) muß daher die Hb-Fractionen cO₂Hb, cCOHb, cMetHb und cHb diskontinuierlich erfassen, so daß ein exakter Wert für den O₂Hb Anteil als Referenzwert bei einer Kalibration vorliegt.

5.2.2 Blutgasanalyse (BGA)

Es werden häufig Studien durchgeführt, bei denen als Referenzmessung die Blutgasanalyse (BGA) eingesetzt wird. Diese Methode ist als Referenz zur Kalibration nicht zu empfehlen, da die BGA den Sauerstoffpartialdruck (pO₂) mißt und daraus über die Bindungskurve die O₂-Sättigung errechnet. Durch eine pathologisch bedingte Verschiebung der Bindungskurve (siehe dazu Kapitel 1.1) können falsche Sauerstoffsättigungswerte berechnet werden.

Kalibration des Pulsoximeters:

Ein Pulsoximeter sollte mit der Referenzmessung einer fraktionellen O₂-Sättigung kalibriert werden.

Klinisch relevante Wertebereiche für die O₂-Sättigung und Meßgenauigkeit von Pulsoximetern (qualitativ) sind:

O₂-Sättigungsbereich	Relevanz	Meßgenauigkeit
90 % - 99 %	klinisch relevant	hoch
70 % - 90 %	klinisch am wichtigsten	weniger hoch
50 % - 70 %	klinisch "weniger" relevant	gering

Gesunde Menschen besitzen eine arterielle O₂-Sättigung von ca. 94 % - 98 % . Fällt die Sättigung auf unter 92 % ab, wird der Zustand als arterielle Hypoxämie bezeichnet. Daher sollte die Genauigkeit von Pulsoximetern insbesondere im klinisch relevanten Bereich von ungefähr 70% - 90 % O₂-Sättigung sehr hoch sein. Werte unter 70 % sind von Pulsoximetern mit geringerer Genauigkeit meßbar als höhere Werte - dieser klinisch weniger relevante Bereich muß jedoch zumindest mit der Pulsoximetrie trendhaft kontrolliert und erfasst werden.

5.3 Genauigkeit von Pulsoximetern

Der Zusammenhang zwischen dem Meßwert des Pulsoximeters SpO₂ und der fraktionellen Sauerstoffsättigung SaO₂, gemessen mit einem Häm-Oximeter, gibt die Genauigkeit eines Pulsoximeters an. Bei dys-hämoglobinfreiem Blut sollten diese Werte möglichst übereinstimmen. Liegt COHb vor, so liegt der SpO₂-Wert des Pulsoximeters ungefähr um den prozentualen Wert von SaCO höher, als die fraktionelle Sauerstoffsättigung.

Beispiel: Ein Häm-Oximeter mißt einen COHb Anteil von 10 %, ein O₂Hb Anteil von 80 % und ein MetHb Anteil von 0 %. Der SpO₂ Wert des Pulsoximeters zeigt dann einen SpO₂ Wert von ca. 90 % an.

Statistische, objektive Parameter zur Beurteilung der Meßgenauigkeit von Pulsoximetern sind:

- Regressionsgerade und zugehörige statistische Werte aus dem Vergleich der klinischen Messungen zwischen SaO₂ (Laboroximetrie) und SpO₂ (Pulsoximetrie)
- Statistische Werte: Steigung m, y-Achsenabschnitt b, Regressionskoeffizient r

6. Technische Prüfung

Hersteller von Pulsoximetern geben i.A. keine Angaben zur Güte der Messung eines Pulsoximeters an. Dabei haben zumindest zwei Aussagen eine hohe Bedeutung für den Anwender eines Pulsoximeters:

- Wie stabil verhält sich das Meßgerät bei Bewegungsartefakten ?
- Wie stabil arbeitet ein Pulsoximeter bei Minderperfusion ?

Um eine objektive Aussage zur Stabilität bei Bewegungsartefakten und Minderperfusion zu geben, sind quantitative Grenzwerte anzugeben.

Diese Grenzwerte*, die für eine technische Evaluation von Pulsoximetern dienen, sind:

- **Störindex s_{BA}** zur Kennzeichnung der Meßstabilität bei **Bewegungsartefakten**
- **Grenzpulsperfusion p_{lim}** zur Beschreibung der Fähigkeit zur Messung bei geringer Perfusion

(* Evaluationsmessungen am FIMT, Forschungsinstitut für klinische Medizintechnik, Asperg)

6.1 Beschreibung des Störindex s_{BA}

Der Störindex s_{BA} ist definiert als:

$$s_{BA} = \frac{t_{dist}}{t_{total}}$$

t_{dist} : Störzeit

t_{total} : gesamte Meßzeit

Während einer Gesamtmeßzeit t_{total} wird das Pulsoximeter einer definierten Störung ausgesetzt. Die Dauer t_{dist} , während der das Gerät falsche Werte

anzeigt oder nicht mißt, wird gemessen. Das Verhältnis dieser Störzeit zur gesamten Meßzeit gibt den Störindex an. Die Störung wird wie folgt erzeugt:

Zwischen zwei Anschlagskeilen führt ein Finger mit aufgesetztem Fingerklemm Sensor eine oszillierende, frequenzkonstante Bewegung durch, die über ein Metronom synchronisiert wird. Der Anschlagsbereich beträgt 30°. Der Anschlag erfolgt am Finger, nicht am Sensor (siehe Abbildung 11).

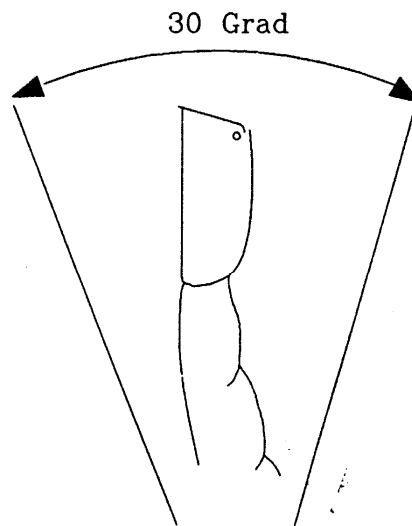
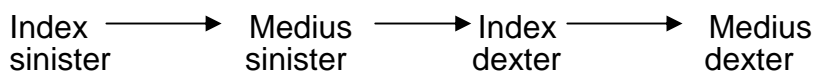


Abbildung 11: Aufgezwungene Störung zur Ermittlung des Störindex (Pseudopulsation)

Die Messung wird nach folgendem Schema sequentiell an 4 Fingern durchgeführt, wobei eine zeitgleiche Referenzmessung (Pulsoximeter) an der anderen Extremität erfolgt:



Der Wert des Störindex wird bei zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit des Fingers (Frequenzerhöhung der Oszillation) ansteigen. Die Güte eines Pulsoximeters bzgl. Bewegungsartefakten kann nun über den Wert des Störindex beurteilt werden. Es ist klar, daß der Störindex so gering wie möglich sein sollte, d.h. $s_{BA} \rightarrow 0$.

6.2 Beschreibung der Grenzpulseperfusion p_{lim}

Die Pulseperfusion ist proportional zur pulsezyklischen arteriellen Gefäßdickenvariation. Sie ist ein Maß für die Perfusion am Meßort und kann gemessen werden mit der Lichtintensitätsänderung, die an der Empfangsdiode des Pulsoximeters empfangen wird, bezogen auf das maximal empfangene Intensitätssignal. Zur Beurteilung der Grenzpulseperfusion wird die Gefäßdickenänderung im Labor wie folgt simuliert:

Am Fingerklemm Sensor wird eine optische Dichteänderung mittels einer rotierenden Scheibe simuliert. Dadurch wird eine sinusförmige Lichtabsorptionsänderung erzeugt. Das Meßprinzip der Pulsoximetrie basiert genau auf der Erfassung der sich ändernden Lichtabsorption; dieses Prinzip wird durch rotierende Scheiben simuliert. Abbildung 12 verdeutlicht diesen Vorgang.

Seitenansicht

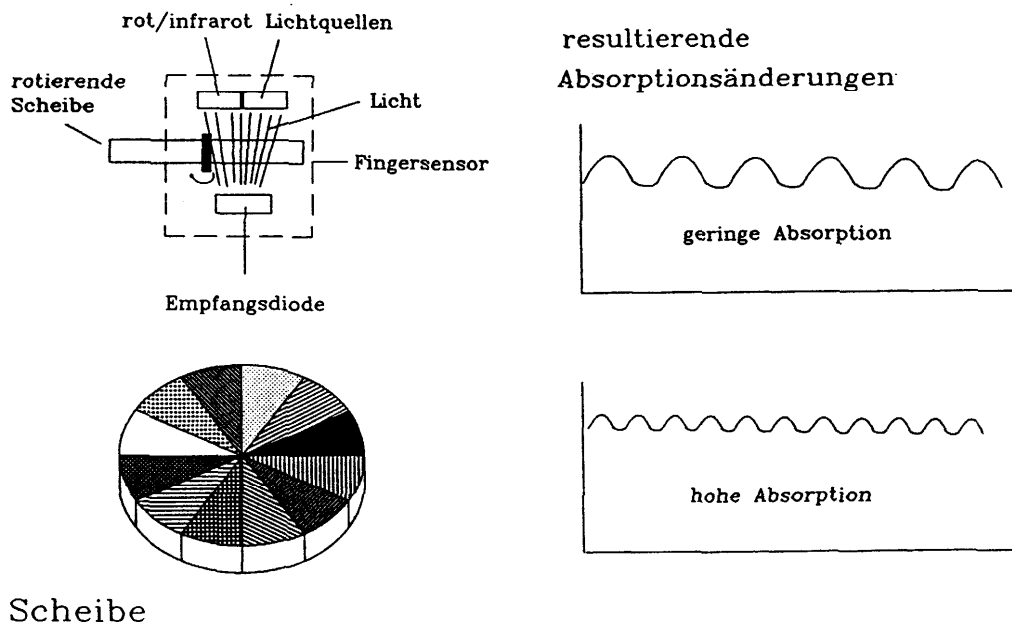


Abbildung 12: Simulation der Lichtabsorptionsänderung zur Ermittlung der Grenzpulseperfusion

Durch die Drehzahl der rotierenden Scheibe kann eine definierte Pulsfrequenz eingestellt werden. Die Absorption wird beim Gerätetest nun erhöht, die Amplitude der Lichtmodulation nimmt dadurch ab und das Verhältnis der gemessenen Lichtintensitätswerte (siehe Gleichung (2) (auf Seite 12), Meßwert Ω) verringert sich. Letztlich wird das Pulsoximeter dann an seine Meßgrenzen stoßen, wenn die Pulsationsamplitude so gering ist, daß die Änderung der Lichtintensitäten nicht mehr korrekt gemessen werden kann. Als Größe zur Beurteilung dieser Grenzen dient die Grenz pulsperfusion.

$$p_{lim} = \frac{\Delta I_{AC}}{I_{DC}}$$

Die Grenz pulsperfusion ist in [%] skaliert.

6.3 Wertangaben für Störindex und Grenz pulsperfusion

Eine technische Evaluation von Pulsoximetern führt das Forschungsinstitut für klinische Medizintechnik (FIMT) durch. Diese Prüfung umfasst die Bestimmung der zwei Grenzwerte für den Störindex und die Grenz pulsperfusion. Als ausreichend gute Werte für die Praxis gelten folgende Angaben:

Frequenz (1/min)	Störindex s_{BA}	Grenz pulsperfusion p_{lim}
5	< 0.10	
10	< 0.15	
30	< 0.50	
60		< 1.0 %
120		< 1.5 %

7. Literaturangaben

- [1] J.A. Pologe:
Pulse Oximetry: Technical Aspects of Machine Design; Internat.
Anesthesia Clin., 1987, 25 (3), S. 137-153

- [2] K. Forstner:
Pulsoximetrie: Stand und Entwicklung der Technik; Biomedizinische
Technik, Band 33 Ergänzungsband 3; Tutorial Pulsoximetrie Stuttgart,
1988

- [3] K. Forstner, U. Faust:
Pulsoximetrie; Biomedical Engineering, Band 35 Ergänzungsband 1;
Symposium: Überwachung der respiratorischen Funktion, Stuttgart,
1990

- [4] Hrsg: R. Zander, F.O. Mertzluft:
Der Sauerstoff-Status des arteriellen Blutes; Karger Verlag, 1988

- [5] Forschungsinstitut für klin. Medizintechnik (FIMT), MCC GmbH:
Technische und klinische Validierung des Pulsoximeters
OXYCOUNT[®] mini