

Evaluierung verschiedener Messpositionen einer reflektierenden  
Pulsoximetersonde bei anästhesierten Hunden

Von Jan Malte Nixdorff

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde  
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität  
München

Evaluierung verschiedener Messpositionen einer reflektierenden  
Pulsoximetersonde bei anästhesierten Hunden

Von Jan Malte Nixdorff

Aus Essen

München 2022

Aus dem Zentrum für Klinische Tiermedizin der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Innere Medizin der Kleintiere

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:

Univ.-Prof. Dr. Katrin Hartmann

Mitbetreuung durch:

Dr. René Dörfelt

Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph.D.

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr . Katrin Hartmann

Korreferent: Univ.-Prof. Dr . Bernhard Aigner  
Univ.-Prof. Dr . Rolf Mansfeld

Tag der Promotion 12.02.2022

Meiner Familie

# INHALTSVERZEICHNIS

|                                                             |           |
|-------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>I. EINLEITUNG.....</b>                                   | <b>1</b>  |
| <b>II. LITERATURÜBERSICHT .....</b>                         | <b>2</b>  |
| <b>1. Aufbau und Funktionsweise von Pulsoximetern .....</b> | <b>2</b>  |
| 1.1. Aufbau von Pulsoximetern.....                          | 2         |
| 1.1.1. Zeitschaltkreis .....                                | 2         |
| 1.1.2. Signalverstärker und Filter .....                    | 2         |
| 1.1.3. Analog-Digital-Umsetzer und Mikroprozessor.....      | 3         |
| 1.2. Messprinzipien .....                                   | 3         |
| 1.2.1. Spektrophotometrie .....                             | 3         |
| 1.2.2. Photoplethysmographie .....                          | 5         |
| 1.3. New-Generation Pulsoximeter .....                      | 6         |
| 1.3.1. Algorithmus.....                                     | 7         |
| 1.4. Anzeigen und Parameter .....                           | 7         |
| 1.4.1. Arterielle Sauerstoffsättigung .....                 | 8         |
| 1.4.2. Pulsfrequenz .....                                   | 8         |
| 1.4.3. Plethysmographiekurve .....                          | 8         |
| 1.4.4. Signalqualität.....                                  | 8         |
| 1.4.5. Perfusionsindex .....                                | 8         |
| 1.4.6. Alarme .....                                         | 9         |
| <b>2. Sonden .....</b>                                      | <b>9</b>  |
| 2.1. Transmissionssonden .....                              | 9         |
| 2.2. Reflektionssonden .....                                | 10        |
| <b>3. Fehlerquellen von Pulsoximetern .....</b>             | <b>11</b> |
| 3.1. Einflüsse durch das Gerät.....                         | 11        |
| 3.1.1. Lichtemittierende Dioden.....                        | 11        |
| 3.1.2. Kalibrationskurven .....                             | 12        |
| 3.2. Einflüsse durch die Umwelt .....                       | 12        |
| 3.2.1. Ambientes Licht .....                                | 13        |
| 3.2.2. Fehler in der Sondenposition.....                    | 13        |
| 3.3. Einflüsse durch den Patienten .....                    | 14        |
| 3.3.1. Bewegung.....                                        | 14        |
| 3.3.2. Pigmentation der Haut.....                           | 15        |

---

|              |                                   |           |
|--------------|-----------------------------------|-----------|
| 3.3.3.       | Verminderte Perfusion .....       | 16        |
| 3.3.4.       | Venöse Pulsation .....            | 17        |
| 3.3.5.       | Anämie .....                      | 18        |
| <b>III.</b>  | <b>PUBLIKATION .....</b>          | <b>19</b> |
| <b>IV.</b>   | <b>DISKUSSION .....</b>           | <b>27</b> |
| <b>V.</b>    | <b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>      | <b>33</b> |
| <b>VI.</b>   | <b>SUMMARY.....</b>               | <b>35</b> |
| <b>VII.</b>  | <b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b> | <b>36</b> |
| <b>VIII.</b> | <b>DANKSAGUNG .....</b>           | <b>46</b> |

**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

|                  |                                                           |
|------------------|-----------------------------------------------------------|
| %                | Prozent                                                   |
| Abb.             | Abbildung                                                 |
| AC               | alternating current                                       |
| cm               | Zentimeter                                                |
| DC               | direct current                                            |
| HbO <sub>2</sub> | Oxyhämoglobin                                             |
| HHb              | Desoxyhämoglobin                                          |
| Hz               | Hertz                                                     |
| i. v.            | intravenös                                                |
| LED              | Lichtemittierende Diode                                   |
| nm               | Nanometer                                                 |
| PF               | Pulsfrequenz                                              |
| PPG              | Photoplethysmographie                                     |
| SpO <sub>2</sub> | arterielle Sauerstoffsättigung (pulsoximetrisch gemessen) |
| Tab.             | Tabelle                                                   |



## I. EINLEITUNG

Als nicht invasives Verfahren zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz stellt die Pulsoximetrie in der Humanmedizin eine der wichtigsten peri-anästhetischen Überwachungsmethoden dar. Da durch ihren Einsatz 40 – 80 Prozent (%) der Anästhesiezwischenfälle erkannt werden können, wurde die Pulsoximetrie im Jahr 1990 durch die American Society of Anesthesiology (ASA) in die *Standards for Basic Intraoperative Monitoring* aufgenommen (Grubb 2002). Auch in der Veterinärmedizin wurden Pulsoximeter 1994 in die *Recommendations for monitoring anesthetized veterinary patients* des American College of Veterinary Anesthesia and Analgesia (ACVAA) aufgenommen (ACVA 1995). Durch den Einsatz der Pulsoximetrie konnte eine Reduzierung der intraoperativen Mortalitätsrate bei Katzen beobachtet werden (Brodbelt *et al.* 2007).

Bei der Verwendung von Pulsoximetern treten verschiedenen Probleme auf. Als Standardposition zum Anbringen einer Pulsoximetersonde wird in der Tiermedizin die Zunge verwendet (Nishimura *et al.* 1991, Matthews *et al.* 2003). Ist die Zunge aufgrund von Operationen wie z. B. bei Oralchirurgie oder Bildgebung im Kopfbereich nicht zugänglich, muss eine alternative Position gefunden werden. Die als Standard verwendete Transmissionssonde wurde bisher an verschiedenen Positionen wie Zehe und Kniefalte angewendet. Allerdings zeigten sich hierbei zum Teil recht hohe Ausfallsraten (Huss *et al.* 1995, Engel 2017). Auch durch Minderperfusion werden die Messergebnisse von Pulsoximetern negativ beeinflusst (Sinex 1999). Als Alternative zur herkömmlich verwendeten Transmissionssonde scheinen die in der Humanmedizin bereits verwendeten reflektierenden Pulsoximetersonden geeignet zu sein. Bei diesen Sonden besteht die Möglichkeit, sie zuverlässig an anderen Messpositionen anbringen zu können. Ziel dieser Studie war es, reflektierende Pulsoximetersonden an verschiedenen Messpositionen zu evaluieren. Außerdem wurde der Einfluss einer durch vasokonstriktiver Prämedikation verursachten Minderperfusion auf die Ausfallsrate der Sonde untersucht.

## II. LITERATURÜBERSICHT

### 1. Aufbau und Funktionsweise von Pulsoximetern

Mit der Pulsoximetrie steht der Medizin ein nichtinvasives Verfahren zur Ermittlung sowohl der Pulsfrequenz als auch der arteriellen Sauerstoffsättigung zur Verfügung (Reddy 1997). Diese Überwachungsmethode stellt ein wichtiges technisches Hilfsmittel sowohl zur peri-anästhetischen Überwachung als auch zum Monitoring von Intensivpatienten dar (Wahr und Tremper 1995, Ruchala 1997).

#### 1.1. Aufbau von Pulsoximetern

Pulsoximeter bestehen aus verschiedenen technischen Komponenten. Zur Hardware gehört ein Display zur Anzeige der Messwerte und eine Sonde. Diese enthält zwei lichtemittierende Dioden (LEDs) und einen Photodetektor und bildet die Verbindung zwischen Patient und Pulsoximeter. Die Software der Geräte beinhaltet einen Zeitschaltkreis, Signalverstärker und Filter, einen Analog-Digital-Umsetzer und einen Mikroprozessor (Pologe 1987, Dorsch und Dorsch 2007, Petterson *et al.* 2007).

##### 1.1.1. Zeitschaltkreis

Photodetektoren wandeln die von ihnen detektierte Lichtmenge in elektrischen Strom um. Sie sind allerdings nicht in der Lage, unterschiedliche Wellenlängen an Licht voneinander zu unterscheiden (Pologe 1987, Jeffrey 1997, James 1997). Würden beide LEDs gleichzeitig ihr Licht aussenden, würde der Photodetektor die umgewandelte Strommenge beider Wellenlängen addieren (Pologe 1987). Aus diesem Grund besitzen Pulsoximeter einen Zeitschaltkreis, welcher die Aktivität der LEDs und des Photodetektors in drei Phasen unterteilt (Pologe 1987, Sinex 1999). In den ersten zwei Phasen wird jeweils eine der beiden LEDs eingeschaltet (Pologe 1987), in der dritten Phase ist keine LED aktiv und der Photodetektor misst das Umgebungslicht. Dieser Messwert wird später von den gemessenen Signalen der LEDs abgezogen (Sinex 1999).

##### 1.1.2. Signalverstärker und Filter

Pulsoximeter nutzen unter anderem die Photoplethysmographie (PPG) um ein pulsierendes Signal (alternating current (AC-Signal)) von einem konstanten Signal

(direct current (DC-Signal)) zu unterscheiden (Pologe 1987, Sinex 1999). Da sich die Intensität des AC-Signals durch eine unterschiedliche Perfusion an verschiedenen Messstellen stark unterscheiden kann, sind Pulsoximeter mit einem Signalverstärker ausgestattet, welcher dieses Signal bis auf eine auswertbare Intensität steigern kann. Durch diese Steigerung des AC-Signals werden allerdings auch Störsignale gesteigert, wodurch eine Unterscheidung von Störsignal zu AC-Signal deutlich erschwert wird. Hierdurch kann es zu ungenauen Messergebnissen des Pulsoximeters kommen (Pologe 1987).

Die Herzfrequenz beeinflusst die arterielle Pulsation und somit auch das gemessene AC-Signal. Der im Pulsoximeter eingebaute Tiefpassfilter begrenzt die Messung auf 10 Herz (Hz). Dies entspricht einer Herzfrequenz von maximal 600 Schlägen pro Minute (Pologe 1987).

### **1.1.3. Analog-Digital-Umsetzer und Mikroprozessor**

Nach erfolgreicher Verstärkung und Filterung der Signale, werden diese mithilfe des Analog-Digital-Umsetzers digitalisiert. Aus diesem jetzt digitalen Signal errechnet der Mikroprozessor das Verhältnis der transmittierten Lichtintensitäten bei beiden Wellenlängen. Aus diesem Verhältnis, auch R-Wert genannt, kann der Mikroprozessor die arterielle Sauerstoffsättigung ( $SpO_2$ ) berechnen. Der errechnete R-Wert wird hierzu mit Hilfe einer experimentell gewonnenen Kalibrationskurve in  $SpO_2$  umgerechnet (Pologe 1987, Chan *et al.* 2013).

## **1.2. Messprinzipien**

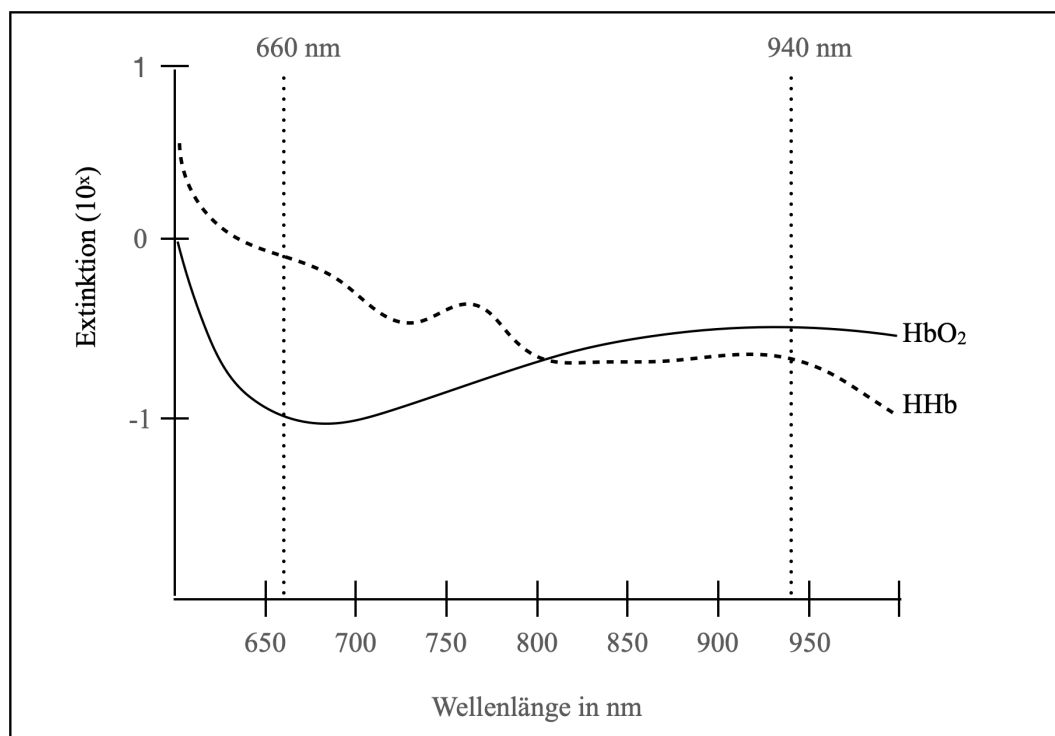
Um die Sauerstoffsättigung zuverlässig angeben zu können, nutzen Pulsoximeter die Spektrophotometrie, um Oxy- ( $HbO_2$ ) und Desoxyhämoglobin ( $HHb$ ) voneinander zu unterscheiden. Mithilfe der Photoplethysmographie wird sichergestellt, dass die Messwerte aus arteriellem Blut ermittelt wurden (Tremper und Barker 1989, Jørgensen *et al.* 1995, Jubran 1999).

### **1.2.1. Spektrophotometrie**

Spektrophotometer machen sich den einzigartigen Extinktionskoeffizienten von absorbierenden Substanzen zu nutze. Dieser gibt Auskunft über die bei definierter Wellenlänge auf einer Wegstrecke von einem Zentimeter (cm) erfolgte Absorption von elektromagnetischer Strahlung einer Substanz bestimmter molarer Konzentration (Marczenko 2000).

Aufgrund der unterschiedlichen Bedingungen *in vivo*, bedarf es für die erfolgreiche Nutzung der Spektrophotometrie der Erfüllung einiger wichtiger Kriterien. Der Extinktionskoeffizient der zu messenden Hämoglobinderivate muss sich unterscheiden, das hierzu benötigte Licht einer bestimmten Wellenlänge muss zuverlässig erzeugt und auch detektiert werden können, das Gewebe muss für Licht dieser Wellenlänge durchlässig sein und es darf nicht mehr als eine signifikant absorbierende Substanz pro Wellenlänge vorhanden sein (Wukitsch *et al.* 1988).

Pulsoximeter können für eine problemlose Funktionsweise ausschließlich rotes und nahinfrarotes Licht der Wellenlänge 600 – 1000 Nanometer (nm) verwenden, da Licht anderer Wellenlängen (gelb, grün, blau und ferninfrarot) von Wasser, Pigmenten und Gewebe absorbiert wird (Sinex 1999). Eine LED ist problemlos in der Lage, Licht dieser Wellenlänge zu produzieren, und auch die Messung dieses Lichts mittels eines Photodetektors stellt kein Problem dar (Wukitsch *et al.* 1988). Die Untersuchung von Oxyhämoglobin ( $\text{HbO}_2$ ) und Desoxyhämoglobin (HHb) erfolgt durch den deutlich unterschiedlichen Extinktionskoeffizienten. So weist HHb bei 660 nm Wellenlänge eine zehnfach höhere Absorption auf, wogegen  $\text{HbO}_2$  bei 940 nm Wellenlänge eine höhere Absorption zeigt (Sinex 1999) (Abb. 1).



**Abb. 1:** Lichtabsorptionsverhalten von Oxy- ( $\text{HbO}_2$ ) und Desoxyhämoglobin (HHb) bei unterschiedlichen Wellenlängen (Grafik erstellt durch den Autor).

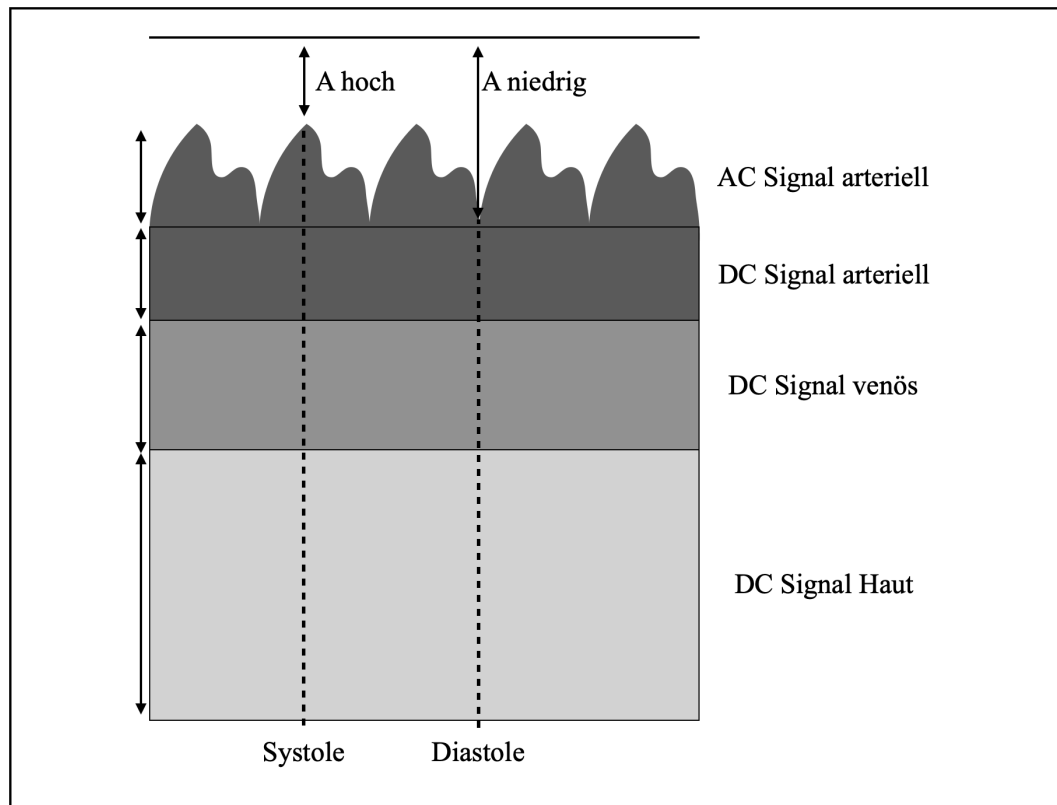
Durch weitere absorbierende Substanzen, wie unter anderem Carboxy-, Sulf- und

Methämoglobin, kann die Messung von HbO<sub>2</sub> und HHb beeinflusst werden (Wukitsch *et al.* 1988). Diese sind unter physiologischen Bedingungen allerdings nur in geringen Konzentrationen vorhanden und führen daher nur selten zu einer Messbeeinträchtigung (Alexander *et al.* 1989). Eine wesentlich größere Rolle bei der Beeinflussung von Messergebnissen spielen extraarterielle Substanzen wie Haut und Weichteilgewebe sowie venöses und kapilläres Blut (Tremper und Barker 1989, Schnapp und Cohen 1990, Sinex 1999, Chan *et al.* 2013). Zur Unterscheidung dieser Störfaktoren von Messergebnissen aus arteriellem Blut nutzen Pulsoximeter die Photoplethysmographie (Chan *et al.* 2013).

### 1.2.2. Photoplethysmographie

Bei der photometrischen Messung des transmittierten Lichtes wird zwischen einem AC-Signal, welches sich mit der Pulsation des Blutvolumens verändert, und einem DC-Signal, welches das Gewebe durchdringt ohne wesentlich durch dieses absorbiert oder gestreut zu werden, unterschieden (Pologe 1987).

Mit der Photoplethysmographie steht dem Pulsoximeter ein optisches Messverfahren bezüglich der Änderung des Blutvolumens zur Verfügung (Chan *et al.* 2013). Eine Erhöhung des arteriellen Blutvolumens während der Systole, führt zu einer stärkeren Lichtabsorption an einer Messstelle (Tremper und Barker 1989, Schnapp und Cohen 1990). Durch die Messung einer verstärkten Absorption, kann das AC-Signal bestimmt werden (Abb. 2). Hierzu wird bei einer Frequenz von 480 Hz die Differenz aus dem höchsten und niedrigsten Messwert der Lichtabsorption gebildet. So wird sichergestellt, dass nur pulsierendes Blut bei der Messung berücksichtigt wird (Pologe 1987, Sinex 1999). Dieses Signal hat einen Anteil von 1 – 5% am gesamten Signal (Kidd und Vickers 1989, Tremper und Barker 1989). Absorption von Licht durch Gewebe wie Haut, Fett und Knochen oder durch venöses, kapilläres oder nicht pulsierendes arterielles Blut erfolgt konstant. Diese konstante Absorption ergibt das DC-Signal (Tremper und Barker 1989, Schnapp und Cohen 1990, Sinex 1999, Chan *et al.* 2013) (Abb. 2). Die Amplitude dieser beiden Signale ist direkt von der Lichtintensität bei beiden genutzten Wellenlängen abhängig (Pologe 1987, Wukitsch *et al.* 1988).



**Abb. 2:** Bestandteile des alternating current (AC) und direct current (DC) Signals während der Systole und Diastole (A niedrig = niedrige Absorption, A hoch = hohe Absorption) (Grafik erstellt durch den Autor).

Die Lichtintensität von LEDs ist in der Lage, stark pigmentiertes Gewebe zu durchdringen. Eine gleichbleibende Lichtintensität würde den Photodetektor allerdings bei dünner und wenig pigmentierter Haut übersättigen und somit überfordern. Aus diesem Grund sind Pulsoximeter in der Lage, mithilfe einer Reduktion der Stromstärke die Lichtintensität anzupassen, um ein optimales Verhältnis zwischen Messsignal und Störsignal beizubehalten (Pologe 1987).

Bei den beiden genutzten Wellenlängen ist die Amplitude sowohl des AC- als auch des DC-Signals abhängig von der Lichtintensität. Um das echte AC-Signal ermitteln zu können, muss bei für jede Wellenlänge das AC-Signal durch das DC-Signal dividiert werden (Pologe 1987, Wukitsch *et al.* 1988, Wieben 1997).

### 1.3. New-Generation Pulsoximeter

Pulsoximeter der ersten Generation sind für verschiedenste Einflüsse wie z. B. Minderperfusion, Bewegung oder ambientes Licht sehr anfällig, da diese Geräte die Sauerstoffsättigung mithilfe des Lambert-Beerschen-Gesetzes berechnen. Dieses nimmt an, dass Licht ausschließlich transmittiert und absorbiert wird. Eine

Reflexion oder Streuung von Licht wird hierbei nicht berücksichtigt (Kelleher 1989, Tremper und Barker 1989). Um die Fehlerquote und Messungenauigkeit dieser ersten Pulsoximeter zu reduzieren, entwickelten Hersteller Algorithmen, welche Störsignale z. B. durch Bewegung oder durch geringe Perfusion reduzieren. Die Technologien Masimo SET, Nelcor Oxymax und Phillips FAST gehören zu diesen sogenannten New-Generation Pulsoximetern (Pettersen *et al.* 2007).

Zur Errechnung der Sauerstoffsättigung nutzen New-Generation Pulsoximeter herstellerspezifische Kalibrationskurven, welche experimentell unter hypoxischen Einflüssen an gesunden Patienten gewonnen wurden. Hierzu wurde die Sauerstoffsättigung parallel mittels Pulsoximetrie und arterieller Blutgasanalyse gemessen. Da diese Kalibrationskurven allerdings aus Sicherheitsründen nur bis zu einem SpO<sub>2</sub> von 75 % gewonnen werden konnten, ist die Kalibrationskurve unterhalb dieser Grenze extrapoliert, was die Genauigkeit in diesem Messbereich erheblich einschränkt (Sinex 1999, McMorro und Mythen 2006).

### **1.3.1. Algorithmus**

Pulsoximeter messen neben den gewünschten Signalen auch Störsignale. Diese müssen im Nachhinein mit spezifischen Algorithmen eliminiert werden. Die Masimo-SET-Technologie nutzt den sogenannten Discrete-Saturation-Support (DST)-Algorithmus. Die Besonderheit dieser Technologie ist durch einen Spitzenwertspeicher, einen adaptiven Filter und einen Referenzsignalerzeuger gekennzeichnet. Die SET-Technologie erzeugt Referenzsignale im Bereich von 1 – 100 % Sauerstoffsättigung, welche an den adaptiven Filter weitergeleitet werden. So können Störsignale herausgefiltert und ausschließlich echte Signale verarbeitet werden. Aus diesen Signalen wird eine Kurve der Signalstärke graphisch erstellt. Wenn keine Bewegung erfolgt, wird nur ein einzelner Wert gemessen. Da aber bei Bewegung mehrere Ausschläge vorhanden sind, können nun mithilfe des Spitzenwertspeichers die höchsten Sättigungswerte ermittelt werden. Diese beschreiben dann den aktuellen Messwert (Masimo Corporation 2007a, Pettersen *et al.* 2007).

### **1.4. Anzeigen und Parameter**

Pulsoximeter verfügen über eine digitale Anzeige der gemessenen Werte. Diese geben die arterielle Sauerstoffsättigung (SpO<sub>2</sub>), die Pulsfrequenz, den Perfusionsindex, die Signalqualität und die Plethysmographiekurve an. Außerdem

werden Alarmmeldungen angezeigt (Masimo Corporation 2007b, Chan 2008).

#### **1.4.1. Arterielle Sauerstoffsättigung**

Die arterielle Sauerstoffsättigung ( $\text{SpO}_2$ ) wird auf dem Display des Pulsoximeters angezeigt. Diese Anzeige erfolgt in Prozent (Chan 2008).

#### **1.4.2. Pulsfrequenz**

Die Pulsfrequenz wird mit PF abgekürzt. Sie wird in Schlägen pro Minute angegeben (Chan 2008). Der Messbereich für die Pulsfrequenz ist geräte- und herstellerabhängig. Das Masimo-RAD-5-Pulsoximeter ist in der Lage, eine Pulsfrequenz im Bereich zwischen 25 und 240 Schlägen pro Minute zu messen (Masimo Corporation 2007b).

#### **1.4.3. Plethysmographiekurve**

Viele Pulsoximeter können die Plethysmographiekurve in ihrem Display als graphische Kurve oder als Balkenform anzeigen, wodurch es dem Benutzer ermöglicht wird, Artefakte zu identifizieren (Chan 2008). Besitzt diese Kurve eine typisch spitze Wellenform mit einer deutlich erkennbaren dichroitischen Kerbe, ist dies ein Indikator für eine gute Perfusion, wohingegen eine sinusförmige Kurve einen Hinweis auf eine schlechte Perfusion gibt (Murray und Foster 1996, Bendjelid 2008).

#### **1.4.4. Signalqualität**

Die Signalqualität (SQ) ist ein Indikator, um Artefakte der Plethysmographiekurve leichter identifizieren zu können. Insbesondere bei Bewegungsartefakten gibt die SQ an, wie verlässlich die angezeigten Messwerte von  $\text{SpO}_2$  und PF sind. Wenn die Störsignale so stark zunehmen, dass eine zuverlässige Anzeige der Messwerte nicht mehr möglich ist, sinkt die SQ bis auf null ab (Masimo Corporation 2008).

#### **1.4.5. Perfusionsindex**

Der Perfusionsindex (PI) ist eine indirekte und nichtinvasive Möglichkeit, die periphere Perfusion an einer ausgewählten Messstelle zu bestimmen. Das Pulsoximeter berechnet den PI mithilfe des Verhältnisses von AC-Signal zu DC-Signal bei infrarotem Licht und wird in Prozent angegeben. Je niedriger die Pulsamplitude ist, desto geringer ist der angezeigte Perfusionsindex an der gewählten Messstelle. Da Pulsoximeter zur adäquaten Funktion gut perfundiertes



Gewebe benötigen, ist der PI ein Hilfsmittel zur Ermittlung einer zuverlässigen Sondenpositionierung (Masimo Corporation 2007c).

#### **1.4.6. Alarme**

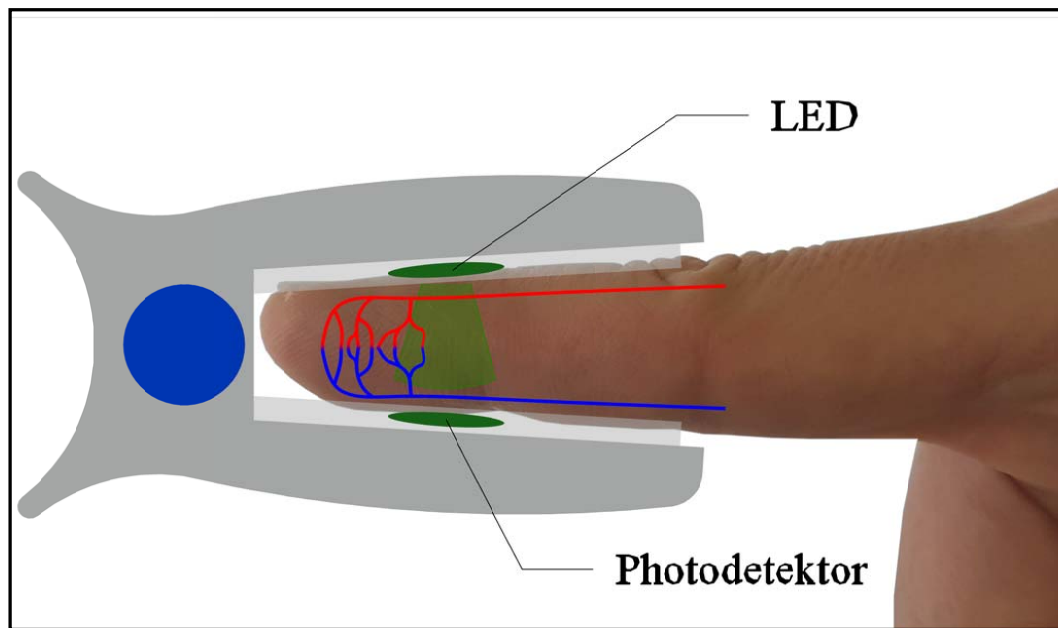
Pulsoximeter verfügen über verschiedene Alarmmeldungen. Diese sind Hersteller spezifisch. Sie geben niedrigen Batteriestatus, fehlende Verbindung der Sonde zum Gerät oder Patienten, Pulssuche, niedrige Signalqualität oder Perfusion und die Über- oder Unterschreitung von eingestellten Messwerten an (Masimo Corporation 2007b).

## **2. Sonden**

Die Verbindung des Patienten zum Pulsoximeter wird über die Sonde hergestellt. Sonden können nach Wiederverwertbarkeit und nach ihrer Funktionsweise unterteilt werden (Chan 2008), bestehen immer aus zwei LEDs zur Aussendung des roten und infraroten Lichts und einem Photodetektor (Dorsch und Dorsch 2007). Pulsoximetersonden gibt es als Einmal-Produkte und als wiederverwendbare Sonden. Einmalsonden werden nach jedem Gebrauch entsorgt. Andere Sonden können nach Reinigung und Desinfektion wiederverwendet werden (Dorsch und Dorsch 2007).

### **2.1. Transmissionssonden**

Transmissionssonden sind die am häufigsten benutzten Pulsoximetersonden (Keogh und Kopotic 2005). Bei dieser Sondenart wird abwechselnd rotes und infrarotes Licht durch Gewebe gesendet. Auf der gegenüberliegenden Seite wird das transmittierte Licht von einem Photodetektor gemessen (Sinex 1999) (Abb. 3). In der Humanmedizin werden diese transmittierenden Sonden vor allem an Finger, Zehen oder Ohr befestigt (Reddy 1997). Bei Hunden ist die Zunge die am häufigsten benutzte Position (Brodbelt *et al.* 2007).



**Abb. 3:** Aufbau einer transmittierenden Pulsoximetersonde (Graphik erstellt durch und © by Daniel Andereya)

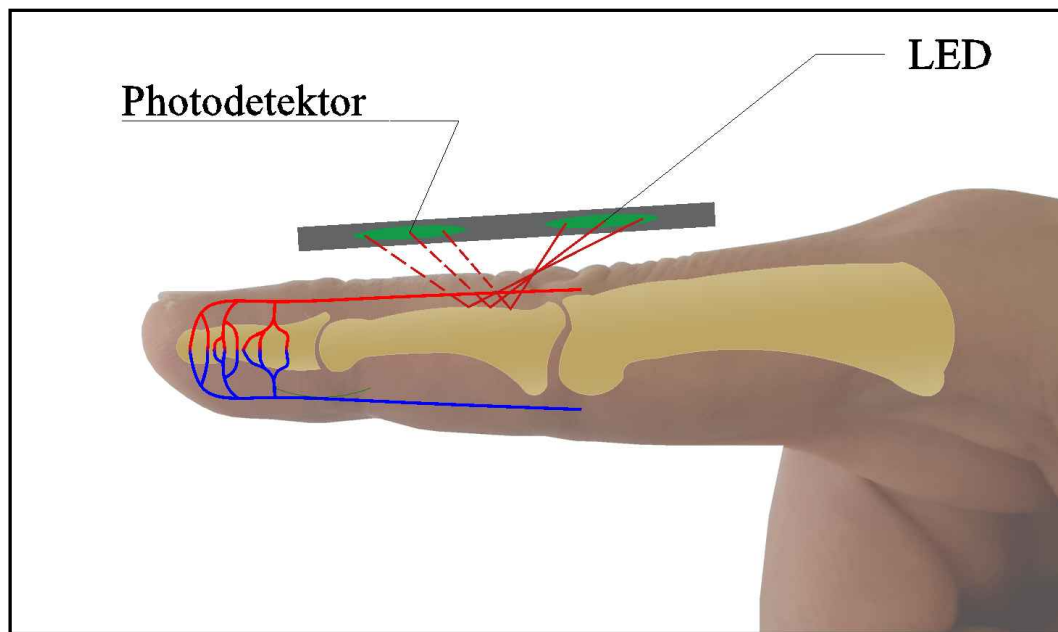
## 2.2. Reflektionssonden

Im Gegenteil zu Transmissionssonden ist die Anordnung von LED und Photodetektor bei Reflektionssonden parallel zueinander. Dies gibt der Sonde die Möglichkeit, die reflektierte Lichtintensität aus dem Gewebe zu messen (Reddy 1997). Knochen reflektieren das rote und infrarote Licht sehr gut (König *et al.* 1998).

Aufgrund der parallelen Anordnung von LEDs und Photodetektor, kann eine reflektierende Sonde sehr flexibel an verschiedensten Stellen angelegt werden (Keogh und Kopotic 2005). Stirn, Brustwand, Handballen oder Fußsohle sind die in der Humanmedizin am häufigsten genutzten Positionen (Shimada *et al.* 1991). Im Vergleich mit Transmissionssonden besitzen Reflektionssonden die gleiche Messgenauigkeit und scheinen bei Minderperfusion sogar diesen überlegen zu sein (Schallom *et al.* 2007, Nessler *et al.* 2012).

Messungen einer Reflektionssonde können leicht durch ambientes Licht beeinflusst werden, da diese mit bis zu zehnfach geringerer Lichtintensität arbeiten müssen. Dies ist auf die starke Lichtabsorption durch Gewebe und Blut zurückzuführen (Faisst *et al.* 1995, Keogh und Kopotic 2005). Aus diesem Grund müssen reflektierende Sonden in der Lage sein, gestreutes Licht zu eliminieren, welches direkt von den LEDs der Sonde stammt und kein Gefäßbett durchquert hat oder

durch ambientes Licht erzeugt wird (König *et al.* 1998).



**Abb. 4:** Aufbau einer reflektierenden Pulsoximetersonde (Graphik erstellt durch und © by Daniel Andereya)

### 3. Fehlerquellen von Pulsoximetern

In der Pulsoximetrie kann es aufgrund der Messtechnologie zu Fehlern in der Signalerkennung und Verarbeitung kommen. Diese Fehler können durch das Gerät selbst, Umwelteinflüsse oder den Patienten verursacht werden (Chan 2008).

#### 3.1. Einflüsse durch das Gerät

Messergebnisse können durch vom Gerät ausgehende Fehler beeinflusst werden. Hierzu zählen fehlerhafte LEDs und durch die Kalibrationskurve bedingte Messungenauigkeiten (Chan 2008).

##### 3.1.1. Lichtemittierende Dioden

Bei LEDs befinden sich ca. 95 % des emittierten Lichts in einem Bereich von 30 – 40 nm ober- oder unterhalb der angestrebten Wellenlänge. Diese Streuung kann sich altersbedingt, temperaturabhängig oder herstellungsbedingt verschieben (Ralston *et al.* 1991). Auch im Herstellungsprozess können sich bereits Abweichungen von  $\pm 15$  nm Wellenlänge bei LEDs desselben Herstellers und Typs ergeben. Dies ist gerade im Bereich des roten Lichts (660 nm) problematisch, da die Adsorptionskurve hier besonders steil ist (Pologe 1987, Tremper und Barker 1989).

Zur Lösung dieses Problems wurden zwei unterschiedliche Ansätze entwickelt. Zum einen sind Hersteller in der Lage jede produzierte LED auf eine Abweichung von nicht mehr als  $\pm 5$  nm von der gewünschten Wellenlänge zu testen und nur die brauchbaren LEDs zu verwenden. Dies ist allerdings mit einem sehr hohen Kostenfaktor verbunden, da alle abweichenden LEDs entsorgt werden müssen. Zum anderen haben die Hersteller von Pulsoximetern ihre Software so modifiziert, dass diese die unterschiedlichen zentralen Wellenlängen der LEDs verarbeiten und auf die gewünschte Wellenlänge anpassen kann. Dadurch können auch abweichende LEDs genutzt werden. Das Pulsoximeter muss aber in der Lage sein, die unterschiedlichen Wellenlängen erkennen und korrigieren zu können (Tremper und Barker 1989).

### **3.1.2. Kalibrationskurven**

Die ersten Generationen von Pulsoximetern nutzten das Lambert-Beersche-Gesetz, um die Sauerstoffsättigung zu berechnen. Dies ist in der Praxis insofern problematisch, da dieses Gesetz von einer gradlinigen Transmittierung von Licht ausgeht. Streuung des Lichts wie z. B. durch Haut, Erythrozyten oder andere Zellen wird hierbei nicht berücksichtigt (Kelleher 1989).

Um die oben genannte Problematik zu vermeiden, errechnen moderne Pulsoximeter die Sauerstoffsättigung mittels Kalibrationskurven. Diese sind herstellerspezifisch und wurden experimentell erstellt. Hierfür wurden junge und gesunde Probanden langsam einer Hypoxie ausgesetzt, während gleichzeitig die Sauerstoffsättigung pulsoximetrisch und mittels arterieller Blutgasmessung bestimmt wurde. Aus Sicherheitsgründen wurde ein  $\text{SpO}_2$  von 75 – 80 % nicht unterschritten (Sinex 1999, McMorow und Mythen 2006).

Da keine Daten für eine Sauerstoffsättigung unter 75 – 80 % vorliegen und diese im niedrigen Sättigungsbereich hochgerechnet werden müssen, ist die Genauigkeit der Messwerte im niedrigen Bereich nicht adäquat. Ebenso wurden die Kalibrationskurven mithilfe von jungen und gesunden Probanden erstellt, teilweise sogar mit Leistungssportlern, sodass die adäquate Anwendung dieser Messwerte bei älteren Patienten oder Patienten mit verschiedenen Erkrankungen fraglich ist (Sinex 1999, McMorow und Mythen 2006).

## **3.2. Einflüsse durch die Umwelt**

Pulsoximeter können auch durch Umweltfaktoren wie z. B. ambientes Licht

beeinflusst werden. Zu Fehlerquellen durch Umwelteinflüsse gehört ebenfalls die falsche Positionierung der Sonde durch den Benutzer (Chan 2008).

### 3.2.1. Ambientes Licht

Da Pulsoximeter die absorbierte und transmittierte Lichtmenge vollständig dem emittierten Licht der LEDs zuschreiben, kann ambientes Licht für Fehler bei der Messung verantwortlich sein (Brooks *et al.* 1984, Costarino *et al.* 1987, Amar *et al.* 1989, van Oostrom *et al.* 2005). Da in einer der drei Phasen des Zeitschaltkreises keine der beide LEDs aktiv ist, ist das Pulsoximeter in der Lage, das hier einfallende ambiente Licht zu messen und von den anderen Signalen abzuziehen (Sinex 1999). Bei starkem ambienten Lichteinfall, besonders durch OP-Lampen bei Operationen im Kopfbereich oder durch starke Sonneneinstrahlung, ist dieser Mechanismus nicht mehr in der Lage, adäquat zu unterscheiden, und es kommt zu fehlerhaften Messungen (Brooks *et al.* 1984, Block 1987, Costarino *et al.* 1987, Amar *et al.* 1989, van Oostrom *et al.* 2005). Auch infrarot Signale wie z. B. von Fernbedienungen oder Laptops können zu Störsignalen führen (van Oostrom *et al.* 2005).

Ein Lösungsansatz zur Verhinderung von Störsignalen durch ambientes Licht ist die Abdeckung der Sonde. Hierfür gibt es verschiedene Möglichkeiten wie die Abdeckung mittels eines OP-Tuchs oder die Nutzung einer mit Aluminiumfolie beschichteten Verpackung (Siegel und Gravenstein 1987, Swedlow *et al.* 1987, Sinex 1999, van Oostrom *et al.* 2005, Siegmüller 2013).

Störsignale durch ambientes Licht verursachen eine Annäherung des R-Wertes an einen Wert, der ca. 85 % Sauerstoffsättigung auf einer Kalibrationskurve entspricht. Dadurch kann es zu einer Überschätzung der Sauerstoffsättigung bei bereits hypoxischen Patienten kommen (Barker *et al.* 1993, Sinex 1999).

### 3.2.2. Fehler in der Sondenposition

Bei einer fehlerhaften Positionierung der Sonde kann transmittiertes Licht Gewebe passieren, ohne ein arterielles Gefäßbett zu durchqueren, welches anschließend vom Photodetektor erfasst wird (Swedlow *et al.* 1987, Barker *et al.* 1993, Sinex 1999, Chan *et al.* 2013). Dieses sogenannte optische Shunting führt zu einer starken Zunahme von Störsignalen, wodurch es zu einer Annäherung des R-Wert gegen eins kommt, was einem SpO<sub>2</sub> von ca. 85 % entspricht. Wie bei Störungen durch ambientes Licht kann es auch hier zu starken Unter- oder Überschätzungen der

Sauerstoffsättigung kommen (Sinex 1999, Chan *et al.* 2013).

Die korrekte Positionierung der Sonde stellt die Tiermedizin vor gewisse Herausforderungen, da die optimale Sondenposition haarlos, wenig pigmentiert und das zu durchstrahlende Gewebe dünn ausgeprägt sein sollte. Mögliche genutzte Positionen sind Lippen, Vulva oder Präputium, Ohren, Kniefalte, Zwischenzehenbereich und Schwanz. Im Großtierbereich können auch das Nasenseptum oder die Nüstern als Sondenpositionen genutzt werden (Grubb 2002). Die Zunge gilt bei Hunden als Standardposition zur Befestigung eines Pulsoximeters (Nishimura *et al.* 1991, Matthews *et al.* 2003). Aber auch die Schwanzbasis ergibt gute Messergebnisse (Cugmas *et al.* 2019), wohingegen sich Zwischenzehenspalt, Vulva, Präputium und die Kniefalte als ungeeignet erwiesen haben. Vor allem die adäquate Befestigung der Sonde an diesen Messstellen gestaltet sich als schwierig (Huss *et al.* 1995, Engel 2017).

### **3.3. Einflüsse durch den Patienten**

Die stärkste Beeinflussung der Pulsoximetrie erfolgt durch den Patienten selbst. Hierbei zählen Bewegung, Hautpigmentation, verminderte Perfusion, venöse Pulsation und Anämie zu den wichtigsten Faktoren (Chan 2008).

#### **3.3.1. Bewegung**

Bewegung des Patienten verursacht Fehler in der Messgenauigkeit von Pulsoximetern (Pologe 1987, Barker und Shah 1997). Venöses Blut und andere lichtabsorbierende Gewebe werden durch Bewegungen wie z. B. Zittern in Schwingung versetzt. Dadurch ist das arterielle Blut nicht mehr der einzige bewegliche Absorber und es kommt zu fehlerhaften Messergebnissen (Goldman *et al.* 2000, Petterson *et al.* 2007).

In verschiedensten Studien wurden aufgrund von Artefakten durch Bewegungen wie z.B. der kardiopulmonären Wiederbelebung, bei Ventilation des Patienten, durch Muskelzuckungen, Zittern und Vibrationen, Störungen der gemessenen Werte beobachtet (Fairman 1992, Severinghaus und Kelleher 1992, Keidan *et al.* 1997, Sinex 1999, Auyong und Habib 2004). Um Fehlalarme aufgrund von Bewegungsartefakten zu vermeiden, nutzen Pulsoximeter verschiedene Methoden. Sie können den Durchschnitt der Messewerte ermitteln, Alarme verzögern oder den letzten gemessenen Wert halten (Petterson *et al.* 2007).

Pulsoximeter messen die Sauerstoffsättigung über eine voreingestellte Zeitspanne von in der Regel zwei bis 16 Sekunden (Kidd und Vickers 1989). In diesem Zeitraum werden die gemessenen Werte für  $\text{SpO}_2$  gemittelt und der dadurch ermittelte Wert auf dem Gerät angezeigt. Wird während der Messung z. B. ein Abfall des  $\text{SpO}_2$  innerhalb von 1/10 Sekunde von 95 % auf 50 % detektiert, wird diesem Messwert keine, oder nur eine geringe Bedeutung in der Berechnung zugemessen (Tremper und Barker 1989). Durch diese Maßnahme können Fehlalarme um bis zu 50 % reduziert werden, echte hypoxische Episoden können dadurch allerdings übersehen werden (Rheineck-Leyssius und Kalkman 1997, Petterson *et al.* 2007).

Eine weitere Möglichkeit zur Vermeidung von Fehlalarmen durch Bewegungen besteht darin, dass Pulsoximeter kurzzeitig auftretende Unterschreitungen des Grenzwertes ignorieren und somit keinen Alarm auslösen. Hierbei besteht allerdings ebenso die Gefahr, eine echte auftretende Hypoxie nicht wahr zu nehmen (Rheineck-Leyssius und Kalkman 1997).

Bei der dritten Methode zur Alarmreduzierung wird bei Störung der  $\text{SpO}_2$  Messung durch Bewegungsartefakte der letzte gemessene Wert weiterhin angezeigt, bis erneut ein adäquates Signal detektiert wird (Petterson *et al.* 2007). Die Gefahr, dass eine echte Hypoxie übersehen wird, ist bei dieser Methode ebenfalls gegeben (Tremper und Barker 1989, Barker 2002, Poets *et al.* 2002).

New-Generation Pulsoximeter sind mit bewegungstolleranten Algorithmen ausgestattet, um Messwertverfälschungen durch Bewegungsartefakte zu reduzieren. Das macht sie weniger anfällig für Messausfälle oder Fehlalarme (Petterson *et al.* 2007).

### **3.3.2. Pigmentation der Haut**

Absorption und Streuung von Licht in der Dermis und Epidermis sind die Ursache für die chromatische Charakteristik der Pigmentation der Haut. Da durch Melanin und HHb die stärkste Absorption in der Haut entsteht, wird der effektive Lichtweg durch Gewebe für rotes Licht mit zunehmender Pigmentation verlängert. Dieser Effekt sollte theoretisch keinen Einfluss auf die Messwerte haben, da Pulsoximeter ausschließlich pulsierende Signale für die Berechnung benutzen. Allerdings kommt es durch Pulsation umliegender Arterien zu mechanischen Schwingungen, welche benachbarte Venen und umgebendes Gewebe ebenfalls in Schwingung versetzen

und dadurch zu einer Abweichungen vom optimalen Signal führen können (Feiner *et al.* 2007).

Es gibt mehrere Studien, die widersprüchliche Aussagen treffen. Einige Untersuchungen stellten keinen Einfluss der Pigmentation auf die Messergebnisse fest (Adler *et al.* 1998, Witting und Scharf 2008). Andere Studien fanden eine Beeinträchtigung der Messwerte durch Pigmentation vor allem bei Hypoxie. Eine Überschätzung der Sättigung von bis zu 8 % konnte vor allem im niedrigen Sättigungsbereich ermittelt werden (Bickler *et al.* 2005, Feiner *et al.* 2007).

Auch bezüglich des Einflusses auf die Signalqualität durch Pigmentation wurden verschiedene Erkenntnisse gewonnen. So wurden sowohl Studienergebnisse veröffentlicht, in denen kein Effekt auf die Signalqualität festgestellt wurde (Adler *et al.* 1998), als auch Studien, die eine Beeinflussung durch Pigmentation nachweisen konnten (Ries *et al.* 1989). Auch bei Hunden konnte eine starke Beeinträchtigung der Messwerte durch stark pigmentierte Haut festgestellt werden (Nishimura *et al.* 1991, Fairman 1992).

### **3.3.3. Verminderte Perfusion**

Selbst bei optimaler Durchblutung macht das verwertbare pulsierende Messsignal eines Pulsoximeters nur 1 – 5 % des Gesamtsignals aus (Sinex 1999). Daher können Messergebnisse von Pulsoximetern bei Minderperfusion stark beeinträchtigt werden (Hanning und Alexander-Williams 1995). Es gibt zahlreiche Studien, die sich mit dem Einfluss von Minderperfusion auf die Messgenauigkeit von Pulsoximetern beschäftigen. Untersucht wurde der Einfluss von Hypothermie einer Gliedmaße oder des gesamten Körpers, vasokonstriktive Medikationen, Hypotension durch externe Kompression einer Gliedmaße und Herzoperationen (Mihm und Halperin 1985, Kim *et al.* 1986, Lawson *et al.* 1987, Gabrielczyk und Buist 1988, Kuttilla und Niinikoski 1989, al Khudhairi *et al.* 1990, Severinghaus und Spellman 1990, Talke und Stapelfeldt 2006).

Da während verschiedener Herzoperationen ein Bypass gelegt werden muss, kommt es hier zur Verminderung der peripheren Perfusion (Kuttilla und Niinikoski 1989). Unterschiedliche Studien konnten während Herzoperationen massive Messausfälle und Ungenauigkeiten bei den verwendeten Pulsoximetern feststellen (al Khudhairi *et al.* 1990, Iyer *et al.* 1996). In anderen Studien zeigte sich wiederum nur eine geringe Überschätzung der Sauerstoffsättigung (Lawson *et al.* 1987,



Gabrielczyk und Buist 1988, Macnab *et al.* 1990). Bei New-Generation Pulsoximetern ist die Messgenauigkeit während Herzoperationen konventionellen Pulsoximetern deutlich überlegen (Irita *et al.* 2003).

Durch Gabe von vasoaktiven Medikamenten, wie  $\alpha$ 2-Agonisten, wurde eine Messungenauigkeit der Sauerstoffsättigung und ein erhöhter Ausfall der Messwerte beobachtet (Mihm und Halperin 1985, Van de Louw *et al.* 2001, Talke und Stapelfeldt 2006). Auch bei anästhesierten Hunden konnte eine schlechtere Performance von Pulsoximetern unter Einfluss von Dexmedetomidin festgestellt werden (Engel 2017).

Ist der Körper einer Hypothermie ausgesetzt, kommt es zu einer peripheren Vasokonstriktion, um die Wärmeabgabe über periphere Gefäße zu minimieren und die innere Körpertemperatur zu halten (Steinlechner 2010). In diesem Zustand konnten Überschätzungen des SpO<sub>2</sub> beobachtet werden (Sessler *et al.* 1992).

Blutdruckmanschetten wurden in Studien zur Simulation einer Hypoperfusion durch Hypotension eingesetzt. Trotz der Reduktion des Blutflusses in den Extremitäten können durch dieses Verfahren leider nicht die physiologischen Veränderungen einer echten systemischen Vasokonstriktion nachgestellt werden (Villanueva *et al.* 1999). In einer Studie konnten trotz der Reduktion des Blutflusses auf ca. 4 – 8 % des Normalen noch Messwerte durch Pulsoximeter an den abgeschnürten Gliedmaßen gewonnen werden (Lawson *et al.* 1987). Aufgrund dieser Erkenntnisse muss berücksichtigt werden, dass das Vorhandensein eines stabilen Pulsoximetersignals nur bedingt Rückschluss auf den Perfusionsstatus oder auf die adäquate Oxygenierung von Gewebe erlaubt (Lawson *et al.* 1987, Irita *et al.* 2003).

#### **3.3.4. Venöse Pulsation**

Pulsoximeter sind so programmiert, dass sie pulsierende Signale ausschließlich arteriellem Blutfluss zuordnen (Wukitsch *et al.* 1988, Schnapp und Cohen 1990). Kommt es z. B. aufgrund von Rechtsherzversagen, Trikuspidalklappeninsuffizienz, Husten oder ähnlichem zu venöser Pulsation, wird dieses Signal fälschlicherweise arteriellem Ursprung zugeordnet und verwertet, was zu verfälscht niedrigen Messergebnissen führt (Kim *et al.* 1986, Pologe 1987, Tremper und Barker 1989, Schnapp und Cohen 1990, Shelley *et al.* 1993, 2005).

### 3.3.5. Anämie

Die Messgenauigkeit von Pulsoximetern wird bei normaler Sauerstoffsättigung durch eine Anämie nicht beeinflusst. Erst ab einem Hämatokrit unter 10 – 15 % wurden fehlerhafte Messergebnisse des SpO<sub>2</sub> mit einer Abweichung von ca. 5,4 % festgestellt (Lee *et al.* 1991). In der Humanmedizin wurde ähnliche Ergebnisse beobachtet. Hier wurde eine adäquate Funktion von Pulsoximetern bis zu einem Hämoglobinwert von 2,3 mg/dl (Hämatokrit 7,4 %) festgestellt (Jay und Renzi 1992, Ramsing und Rosenberg 1992, Jay *et al.* 1994). Liegt zusätzlich zur Anämie noch eine Hypoxämie vor, steigen Messungenauigkeit und Fehlerrate des Pulsoximeters deutlich an (Severinghaus und Koh 1990).

### **III. PUBLIKATION**

Kumulative Promotionsleistung: Publikation

#### **Comparison of Transmittance and Reflectance Pulse Oximetry in Anesthetized Dogs**

Nixdorff, J., Zablotski, Y., Hartmann, K., Dörfelt, R.. Comparison of transmittance and reflectance pulse oximetry in anesthetized dogs. *Frontiers in Veterinary Science* 2021, Jg. 8 S. 643966.

Eigenanteil: Studienplanung 40 %, Durchführung 80 %, Publikation 60 %



# Comparison of Transmittance and Reflectance Pulse Oximetry in Anesthetized Dogs

Jan Nixdorff, Yury Zablotski, Katrin Hartmann and Rene Dörfelt\*

Clinic of Small Animal Medicine, Centre for Clinical Veterinary Medicine, Ludwig-Maximilians-University (LMU) Munich, Munich, Germany

## OPEN ACCESS

### Edited by:

Charlotte Sandersen,  
University of Liège, Belgium

### Reviewed by:

Gabrielle Christine Musk,  
University of Western  
Australia, Australia  
Ambra Panti,  
University of Edinburgh,  
United Kingdom

### \*Correspondence:

Rene Dörfelt  
r.doerfelt@  
medizinische-kleintierklinik.de

### Specialty section:

This article was submitted to  
Veterinary Surgery and  
Anesthesiology,  
a section of the journal  
Frontiers in Veterinary Science

Received: 19 December 2020

Accepted: 01 March 2021

Published: 30 April 2021

### Citation:

Nixdorff J, Zablotski Y, Hartmann K  
and Dörfelt R (2021) Comparison of  
Transmittance and Reflectance Pulse  
Oximetry in Anesthetized Dogs.  
Front. Vet. Sci. 8:643966.  
doi: 10.3389/fvets.2021.643966

**Objectives:** The tongue is the standard site for placement of a pulse oximeter probe but is difficult to access during certain procedures such as dental and ophthalmic procedures and computerized tomography of the head. The aim of this study was to evaluate the performance of a new-generation reflectance pulse oximeter using the tail and tibia as sites for probe attachment.

**Materials and Methods:** A total of 100 client-owned dogs that underwent anesthesia for various reasons were premedicated with butorphanol ( $n = 50$ ; 0.2 mg/kg; group BUT) or butorphanol and dexmedetomidine ( $n = 50$ ; 5  $\mu$ g/kg; group DEX), administered intravenously. Anesthesia was induced with propofol and maintained with sevoflurane. A transmittance pulse oximeter probe was placed on the tongue and served as the reference standard. A reflectance probe was randomly placed on the tail base or the proximal tibia, and the position changed after testing. Signals from three consecutive measurements were obtained at each position. Failure was defined as “no signal,” “low signal,” or a pulse difference  $>10$ /min compared with the ECG heart rate. Data were analyzed using chi-square test, Wilcoxon matched-pair signed-rank test, and Bland-Altman analysis.  $P < 0.05$  was considered significant.

**Results:** In both groups (BUT and DEX), failure rate was higher when the tibia and tail were used as probe sites compared with the tongue. In both groups, the failure rate was higher for the tibia than for the tail. Dexmedetomidine-induced vasoconstriction increased failure rate at all probe positions.

**Clinical Significance:** The tail base, but not the tibia, is an acceptable position for reflectance pulse oximeter probes in dogs. The tongue remains the probe site of choice, if accessible.

**Keywords:** oxygen saturation, hypoxia, tail, tibia tongue, canine

## INTRODUCTION

Pulse oximetry is considered a standard tool for monitoring veterinary patients during anesthesia. It was shown to detect ~40–82% of peri-anesthetic incidents (1) and to significantly reduce anesthesia-related mortality in cats (2).

In veterinary medicine, transmittance pulse oximetry is the most commonly used method and involves emission of red and infrared light, which passes through the tissues from one side of the

probe to a receiver on the opposite side. A computer program analyzes the amount of light absorbed by the tissues to calculate the pulse rate and oxygen saturation (3).

The standard site for probe placement using transmittance pulse oximetry is the tongue in dogs. However, procedures such as dental or ophthalmologic surgery and diagnostic imaging of the head make attachment of a probe to the tongue difficult or impossible. A plausible solution is the use of reflectance pulse oximetry, which is commonly applied in human medicine at the chest wall, the foot sole, and the forehead as probe placement sites (3–7). In reflectance pulse oximetry, the probe emits infrared and red light, which passes through the tissues, is reflected by the underlying bone, and detected at the level of the light-emitting electrodes. Reflectance pulse oximetry has been used empirically in dogs with the medial aspect of the proximal tibia and the ventral part of the tail base used as probe placement sites.

The aim of this study was to evaluate the performance of a reflectance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia and the ventral part of the tail base in anesthetized dogs that had or had not been premedicated with a vasoactive drug. A transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue served as the reference standard.

## MATERIALS AND METHODS

The study protocol was accepted by the ethics committee of the Center of Clinical Veterinary Medicine (number 16-04-10-13).

### Animals

One hundred client-owned dogs that underwent general anesthesia for various diagnostic or therapeutic procedures were included in the study. Dogs were excluded if they weighed <2.5 kg or had respiratory disease, anemia, dyshemoglobinemia, a mean arterial blood pressure <60 mmHg during anesthesia, pathologic arrhythmia, body temperature <37.0°C during anesthesia, received vasoactive drugs before anesthesia, or when anesthesia would have been unduly prolonged because of the study.

The study included 38 intact male, 20 castrated male, 26 intact female, and 16 spayed female dogs. The most common breeds were mixed breed (8), Labrador Retriever (7), and West Highland White Terrier (5) with other breeds represented <5 individuals per breed. The median age was 6.6 years (0.3–15.0 years), and median body weight was 21.7 kg (2.5–53.0 kg).

In all dogs, the medical history was recorded and a standardized preanesthetic examination was carried out to determine the American Society of Anesthesiologists (ASA) physical status.

### Anesthesia

Dogs were prospectively assigned to one of two premedication groups (BUT or DEX) according to their ASA status. The BUT group consisted of 50 dogs that had an ASA status of 3 and were premedicated with butorphanol 0.2 mg/kg, administered intravenously (IV). The DEX group consisted of 50 dogs that had an ASA status of 1 or 2 and were

premedicated with dexmedetomidine 5 µg/kg<sup>1</sup> and butorphanol 0.2 mg/kg (group DEX)<sup>2</sup>, administered IV, to evaluate the effect of vasoconstriction. Anesthesia was induced with propofol (2–6 mg/kg)<sup>3</sup>, administered IV to effect in both groups. Dogs were intubated with a cuffed low pressure–high volume endotracheal tube<sup>4</sup>, and anesthesia was maintained with sevoflurane<sup>5</sup> in 100% oxygen. The sevoflurane concentration was adjusted according to the depth of anesthesia, which was based on jaw tone, bulbus position, and ocular reflexes. A multiparameter monitor<sup>6</sup> was used to evaluate end-tidal CO<sub>2</sub>, end-tidal sevoflurane, cardiac activity (ECG), noninvasive blood pressure, and rectal body temperature during anesthesia. All dogs had spontaneous breathing initially, but pressure-controlled mechanical ventilation was started if end-tidal CO<sub>2</sub> was >45 mmHg with a maximum inspiratory pressure of 8 mbar. Ventilator settings were adjusted to maintain an end-tidal CO<sub>2</sub> of 35–45 mmHg. The position of the dogs depended on the requirements of the procedure and was recorded.

### Reference Pulse Oximeter

A new-generation pulse oximeter<sup>7</sup> equipped with a transmittance probe<sup>8</sup> was chosen as the reference standard. The transmittance probe was placed on the lateral aspect of the tongue.

### Pulse Oximeter With a Reflectance Probe

A second pulse oximeter produced by the same manufacturer and of the same type<sup>7</sup> was equipped with a reflectance probe<sup>9</sup>. The reflectance probe was placed on the ventro-cranial aspect of the tail or the medio-proximal aspect of the tibia in random order, and then the location was changed after recordings were completed. A 2 × 2 cm area of hair was clipped at the probe placement sites, and the probe was fixed in place using self-adhesive bandage material. Both pulse oximeters used in this study had been tested in a preliminary study and found to have a similar performance.

### Measurements

Parallel measurements were obtained with the transmittance probe placed on the tongue and the reflectance probe placed on either the tail base or the tibia, in random order. The pulse oximeter displays and the multiparameter monitor were video recorded three times if the pulse oximeter signal had stabilized after a 1-min equilibration period. After three videos were recorded, the probe position of the reflectance probe was changed to the alternate position and pulse oximeter signals of both probes were recorded again. Pulse rate, oxygen saturation measured by pulse oximetry (SpO<sub>2</sub>), signal quality (SQ), and perfusion index (PI) values were analyzed from the videos. The heart rate of the dogs was recorded from the ECG. When a

<sup>1</sup>Dexmedetomidine (Dexdomitor 0.1 mg/ml, Orion Corporation, Espoo, Finland).

<sup>2</sup>Butorphanol (Alvegesic, 10 mg/ml, CP Pharma, Burgdorf, Germany).

<sup>3</sup>Propofol (Narcofol, 10 mg/ml, CP Pharma, Burgdorf, Germany).

<sup>4</sup>Rüschelint® Super Safety Clear (Teleflex Medical GmbH, Fellbach, Germany).

<sup>5</sup>Sevoflurane (SevoFlo Abbott Laboratories Ltd, Berkshire, UK).

<sup>6</sup>Nihon Kohden Monitor BSM-2301 (Nihon Kohden, Tokyo, Japan).

<sup>7</sup>Rad5® (Masimo Corporation, Irvine, USA).

<sup>8</sup>LNCS TC-I clip sensor (Masimo Corporation, Irvine, USA).

<sup>9</sup>LNCS TF-I reflecting sensor (Masimo Corporation, Irvine, USA).

large deviation between the ECG heart rate and pulse oximeter pulse rate occurred, the heart rate was confirmed by manual auscultation of the heart.

### Data Analysis

The results were classified as failure of the device when the pulse rate or SpO<sub>2</sub> were not displayed, the signal intensity was  $\leq 2$  of 10 signal intensity bars, or the pulse rate differed by  $>10$  beats per minute from the ECG heart rate. Statistical analysis was done using a commercial software<sup>10</sup>. Normality was analyzed by the D'Agostino-Pearson test. Non-parametric, non-normally data were presented as median (m) and range. Differences in age were analyzed by Mann-Whitney *U*-test. Failure rate was analyzed by Chi-square test. Wilcoxon matched pairs signed rank sum test, Mann-Whitney *U*-test, and Bland-Altman analysis were used to compare SpO<sub>2</sub>, pulse rate, and heart rate, signal quality, and perfusion index. A  $P \leq 0.05$  was considered significant.

### RESULTS

The failure rate in groups BUT and DEX was higher when the reflectance oximeter probe was placed on the tibia (BUT and DEX:  $P < 0.0001$ ) and the tail (BUT:  $P = 0.0007$ ; DEX  $P < 0.0001$ ) compared with the transmittance oximeter probe placed on the tongue. In both premedication groups (BUT and DEX), the failure rate was lower when the probe was on the tail than when it was on the tibia ( $P < 0.0001$ ; **Table 1**).

Median SpO<sub>2</sub> values in group BUT were higher when the probe was on the tail ( $P < 0.0001$ ) and tibia ( $P < 0.0001$ ) compared with measurements from the tongue. There was no difference in SpO<sub>2</sub> between the tail and the tibia probe locations ( $P = 0.2003$ ). Median SpO<sub>2</sub> in group DEX was higher when the probe was on the tail compared with measurements from the tongue ( $P < 0.0001$ ), not different between the tongue and the tibia sites ( $P = 0.3366$ ), and higher for the tail compared with the tibia ( $P = 0.0046$ ; **Table 2**). Bias (mean difference) but not 95% limit of agreement (LoA) was lowest for comparisons of tongue and tibia measurements.

<sup>10</sup>Prism 5 for Windows (Graph Pad Software, Inc. San Diego, USA).

In group DEX, the lowest BIAS was observed in comparisons of tongue and tail measurements. In group BUT, the lowest 95% LoA was observed in comparisons of tongue and tail measurements (**Table 3**).

Pulse rate differed from heart rate (ECG) only in group BUT with measurements from the transmittance probe on the tongue ( $P = 0.0195$ ; **Table 4**). Pulse rate did not differ between the tongue and tail sites in both the BUT and DEX groups ( $P = 0.0261$ ; DEX:  $P = 0.0076$ ; **Table 5**). BIAS for heart rate was lowest for comparisons of measurements from the tongue and tail in group DEX. Lowest 95% LoA was observed for comparisons of measurements from the tongue and tail in group BUT (**Table 3**).

In group BUT, signal quality recorded with the transmittance probe on the tongue was higher ( $P = 0.0066$ ) and the perfusion index was lower ( $P < 0.0001$ ) compared with measurements

**TABLE 2 |** Analysis of oxygen saturation measured by a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue or by a reflectance pulse oximeter probe positioned on the tail or tibia in anesthetized dogs that had or had not received dexmedetomidine.

|                         | <i>n</i> | SpO <sub>2</sub> m (%)<br>(min-max%) | SpO <sub>2</sub> m (%)<br>(min-max%) | <i>P</i> -value   |
|-------------------------|----------|--------------------------------------|--------------------------------------|-------------------|
| <b>Tongue vs. tail</b>  |          | <b>Tongue</b>                        | <b>Tail</b>                          |                   |
| BUT                     | 132      | 96 (90–100)                          | 100 (89–100)                         | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 100      | 97 (87–100)                          | 99 (67–100)                          | <b>&lt;0.0001</b> |
| <b>Tongue vs. tibia</b> |          | <b>Tongue</b>                        | <b>Tibia</b>                         |                   |
| BUT                     | 92       | 96 (77–100)                          | 100 (93–100)                         | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 69       | 96.5 (82–100)                        | 98.5 (70–100)                        | 0.3366            |
| <b>Tail vs. tibia</b>   |          | <b>Tail</b>                          | <b>Tibia</b>                         |                   |
| BUT                     | 85       | 100 (93–100)                         | 100 (74–100)                         | 0.2003            |
| DEX                     | 49       | 97 (70–100)                          | 99 (78–100)                          | <b>0.0046</b>     |

Values were only included if measurements for both positions were available and analyzed as paired values.

*n*, number of measurements; tongue, transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue; tail, reflectance pulse oximeter probe placed on the ventral tail base; tibia, transmittance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia; SpO<sub>2</sub>, oxygen saturation measured by pulse oximeter; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV; m, median. Bold values mean significant differences.

**TABLE 1 |** Failure rate of 600 pulse oximeter measurements with a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue and a reflectance pulse oximeter probe placed on the tail or tibia in 100 anesthetized dogs.

| <b>Total</b> |          |              | <b>Transmittance probe tongue</b> |              | <b>Reflectance probe tail</b> |              | <b>Reflectance probe tibia</b> |              | <b><i>P</i>-value</b> |                   |                   |
|--------------|----------|--------------|-----------------------------------|--------------|-------------------------------|--------------|--------------------------------|--------------|-----------------------|-------------------|-------------------|
|              | <i>n</i> | Failure rate | <i>n</i>                          | Failure rate | <i>n</i>                      | Failure rate | <i>n</i>                       | Failure rate | Tongue vs. tail       | Tongue vs. tibia  | Tail vs. tibia    |
| BUT          | 600      | 14.3%        | 300                               | 3.7%         | 150                           | 12.0%        | 150                            | 38.0%        | <b>0.0007</b>         | <b>&lt;0.0001</b> | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX          | 600      | 27.5%        | 300                               | 12.5%        | 150                           | 28.0%        | 150                            | 57.3%        | <b>&lt;0.0001</b>     | <b>&lt;0.0001</b> | <b>&lt;0.0001</b> |

*n*, number of measurements; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV.

Measurement failure was defined as: pulse rate or SpO<sub>2</sub> not displayed, signal intensity  $\leq 2$  of 10 signal intensity bars, or pulse rate differed from ECG heart rate by  $>10$  beats per minute. Bold values mean significant differences.

**TABLE 3 |** Bland-Altman analysis of the pulse oximetry values displayed by a transmittance probe placed on the tongue and a reflectance probe placed on the base of the tail in anesthetized dogs.

| Tongue vs. tail         | All         |            | BUT         |            | DEX        |            |
|-------------------------|-------------|------------|-------------|------------|------------|------------|
|                         | BIAS        | 95% LoA    | BIAS        | 95% LoA    | BIAS       | 95% LoA    |
| SpO <sub>2</sub> (%)    | -2.2 ± 3.8  | -9.7–5.2   | -3.1 ± 2.6  | -8.3–2.0   | 1.0 ± 4.7  | -8.2–10.2  |
| PR (/min)               | -0.1 ± 3.2  | -6.1–6.1   | -0.3 ± 2.4  | -5.0–4.5   | 0.0 ± 4.0  | -7.8–7.8   |
| <b>Tongue vs. tibia</b> |             |            |             |            |            |            |
| SpO <sub>2</sub> (%)    | -0.6 ± 7.2  | -14.8–13.6 | -2.0 ± 6.8  | -15.5–11.4 | 1.6 ± 7.3  | -12.8–16.0 |
| PR (/min)               | -0.2 ± 2.7  | -5.2–5.5   | -0.1 ± 2.9  | -5.7–5.5   | 0.5 ± 2.4  | -4.3–5.3   |
| <b>Tail vs. tibia</b>   |             |            |             |            |            |            |
| SpO <sub>2</sub> (%)    | -2.2 ± 6.9  | -11.4–15.7 | -0.8 ± 4.5  | -8.1–9.8   | 4.4 ± 9.4  | -14.0–22.8 |
| PR (/min)               | -3.7 ± 10.8 | -24.8–17.5 | -3.3 ± 10.3 | -23.5–16.8 | 4.2 ± 11.7 | -27.1–18.7 |

All, all dogs; BUT, dogs premedicated with butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, dogs premedicated with dexmedetomidine 5 µg/kg IV and butorphanol 0.2 mg/kg IV; 95% LoA, 95% limits of agreement; SpO<sub>2</sub>, oxygen saturation measured by pulse oximetry; PR, pulse rate measured by pulse oximetry; SQ, signal quality measured by pulse oximetry; PI, perfusion index measured by pulse oximetry.

**TABLE 4 |** Comparison of pulse rate, measured by a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue or by a reflectance pulse oximeter probe placed on the tail or tibia and heart rate measured by ECG in anesthetized dogs that had or had not received dexmedetomidine.

|                       | <i>n</i> | Pulse rate m (/min)<br>(min-max/min) | Heart rate m (/min)<br>(min-max/min) | <i>P</i> -value |
|-----------------------|----------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------|
| <b>Tongue vs. ECG</b> |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                   | 226      | 102 (35–157)                         | 102.5 (39–161)                       | <b>0.0195</b>   |
| DEX                   | 100      | 65.5 (32–106)                        | 65 (32–106)                          | 0.7106          |
| <b>Tail vs. ECG</b>   |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                   | 132      | 101.5 (36–157)                       | 102 (39–157)                         | 0.4567          |
| DEX                   | 60       | 71 (33–110)                          | 71 (30–113)                          | 0.1209          |
| <b>Tibia vs. ECG</b>  |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                   | 92       | 102.5 (52–149)                       | 104.5 (52–161)                       | 0.4793          |
| DEX                   | 49       | 75 (37–106)                          | 77 (57–113)                          | <b>0.0076</b>   |

Values were only included if measurements for both positions were available and analyzed as paired values. Pulse rate values that differed from the ECG by >10 beats per minute were excluded.

*n*, number of measurements; tongue, transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue; tail, reflectance pulse oximeter probe placed on the ventral tail base; tibia, transmittance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia; HR, heart rate; PR, pulse rate; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV; m, median. Bold values mean significant differences.

**TABLE 5 |** Analysis of the pulse rate measured by a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue or by a reflectance pulse oximeter probe placed on the tail or tibia in anesthetized dogs that had or had not received dexmedetomidine.

|                         | <i>n</i> | Pulse rate m (/min)<br>(min-max/min) | Pulse rate m (/min)<br>(min-max/min) | <i>P</i> -value |
|-------------------------|----------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------|
| <b>Tongue vs. tail</b>  |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                     | 132      | 102 (35–157)                         | 101.5 (36–157)                       | 0.0962          |
| DEX                     | 100      | 65.5 (32–106)                        | 65 (32–106)                          | 0.7106          |
| <b>Tongue vs. tibia</b> |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                     | 92       | 103 (52–157)                         | 102.5 (52–149)                       | 0.5665          |
| DEX                     | 60       | 71 (33–110)                          | 71 (30–113)                          | 0.1209          |
| <b>Tail vs. tibia</b>   |          |                                      |                                      |                 |
| BUT                     | 85       | 102 (47–147)                         | 104 (52–148)                         | <b>0.0261</b>   |
| DEX                     | 49       | 75 (37–106)                          | 77 (57–113)                          | <b>0.0076</b>   |

Values were only included if measurements for both positions were available and analyzed as paired values.

*n*, number of measurements; PR, pulse rate; tongue, transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue; tail, reflectance pulse oximeter probe placed on the ventral tail base; tibia, transmittance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV; m, median. Bold values mean significant differences.

with the reflectance probe placed on the tail. In group DEX, signal quality of the measurements from the tongue was higher compared with measurements from the tail ( $P = 0.0009$ ); Tables 6, 7).

## DISCUSSION

The aim of this study was to evaluate the performance of reflectance pulse oximetry with the probe attached to the base of the tail or the tibia in anesthetized dogs, some of which

had received dexmedetomidine (vasoconstrictor agent). The results were compared with those generated by conventional transmittance pulse oximetry with the probe placed on the tongue. Measurements using the tibia and tail as probe sites had a higher failure rate when compared with the tongue. The failure rate was higher when the tibia was used compared with the tail.

Pulse oximeters require adequate pulsation and well-perfused tissues to generate proper readings (9, 10). When tissues are poorly perfused, pulse oximeters underestimate the oxygen saturation and may lose the signal (11, 12). New-generation pulse oximeters, similar to the one used in this study, are equipped with

**TABLE 6 |** Analysis of the signal quality measured by a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue or by a reflectance pulse oximeter probe placed on the tail or tibia in anesthetized dogs that had or had not received dexmedetomidine.

|                         | <i>n</i> | Signal quality<br>m (min-max) | Signal quality<br>m (min-max) | <i>P</i> -value   |
|-------------------------|----------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------|
| <b>Tongue vs. tail</b>  |          | <b>Tongue</b>                 | <b>Tail</b>                   |                   |
| BUT                     | 132      | 10/10 (4–10/10)               | 10/10 (3–10/10)               | <b>0.0066</b>     |
| DEX                     | 100      | 10/10 (3–10/10)               | 9/10 (3–10/10)                | <b>0.0009</b>     |
| <b>Tongue vs. tibia</b> |          | <b>Tongue</b>                 | <b>Tibia</b>                  |                   |
| BUT                     | 92       | 10/10 (9–10/10)               | 10/10 (3–10/10)               | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 60       | 10/10 (3–10/10)               | 5/10 (3–10/10)                | <b>&lt;0.0001</b> |
| <b>Tail vs. tibia</b>   |          | <b>Tail</b>                   | <b>Tibia</b>                  |                   |
| BUT                     | 85       | 10/10 (3–10/10)               | 10/10 (3–10/10)               | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 49       | 10/10 (3–10/10)               | 5/10 (3–10/10)                | <b>0.0002</b>     |

Values were only included if measurements for both positions were available and analyzed as paired values.

*n*, number of measurements; tongue, transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue; tail, reflectance pulse oximeter probe placed at the ventral tail base; tibia, transmittance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV; m, median. Bold values mean significant differences.

**TABLE 7 |** Analysis of the perfusion index measured by a transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue or by a reflectance pulse oximeter probe placed on the tail and tibia in anesthetized dogs that had or had not received dexmedetomidine.

|                         | <i>n</i> | Perfusion<br>index m<br>(min-max) | Perfusion<br>index m<br>(min-max) | <i>P</i> -value   |
|-------------------------|----------|-----------------------------------|-----------------------------------|-------------------|
| <b>Tongue vs. tail</b>  |          | <b>Tongue</b>                     | <b>Tail</b>                       |                   |
| BUT                     | 132      | 3/10 (1–10/10)                    | 5/10 (1–10/10)                    | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 100      | 2/10 (1–10/10)                    | 3/10 (1–10/10)                    | 0.2904            |
| <b>Tongue vs. tibia</b> |          | <b>Tongue</b>                     | <b>Tibia</b>                      |                   |
| BUT                     | 92       | 3/10 (1–10/10)                    | 3/10 (1–9/10)                     | 0.0744            |
| DEX                     | 60       | 2/10 (1–9/10)                     | 2/10 (1–10/10)                    | 0.2134            |
| <b>Tail vs. tibia</b>   |          | <b>Tail</b>                       | <b>Tibia</b>                      |                   |
| BUT                     | 85       | 5/10 (1–10/10)                    | 3/10 (1–9/10)                     | <b>&lt;0.0001</b> |
| DEX                     | 49       | 3/10 (1–8/10)                     | 2/10 (1–10/10)                    | 0.3677            |

Values were only included if measurements for both positions were available and analyzed as paired values.

*n*, number of measurements; tongue, transmittance pulse oximeter probe placed on the tongue; tail, reflectance pulse oximeter probe placed on the ventral tail base; tibia, transmittance pulse oximeter probe placed on the medial aspect of the proximal tibia; BUT, premedication butorphanol 0.2 mg/kg IV; DEX, premedication dexmedetomidine 5 µg/kg + butorphanol 0.2 mg/kg IV; m, median. Bold values mean significant differences.

advanced technologies that improve their performance in poorly perfused tissue (13). Reflectance pulse oximeter probes can record signals that are up to 10 times weaker than the minimum required by transmittance probes. Therefore, hypoperfusion as well as patient movement and ambient light can interfere with readings generated by reflectance pulse oximetry (14, 15). Anatomical structures with well-perfused tissue and underlying bone for reflection of the red and infrared light can be challenging to find for placement of a reflectance probe. Fixation of a

reflectance probe in some positions is difficult, and the tail base has been suggested as an alternative site for probe placement (16). The conical shape of the ventral tail base means that slight movement of the tail can disconnect the reflectance probe from the skin and interrupt the signal. The medial aspect of the tibia presents an even more challenging probe site because of the concave shape of the tuberosity. These factors may explain the higher failure rate when the tibia and the tail base were used as probe placement sites. The higher failure rate seen when using the tibia rather than the tail base may have been because the probe can be attached more securely to the tail base, reducing artifacts and ambient light. In addition, the tissue between the bone and the probe may be better perfused in the tail compared with the medial aspect of the proximal tibia. Other possible probe positions include the palmar metatarsus and metacarpus, but these need to be evaluated in future studies.

Vasoactive drugs, such as dexmedetomidine, affect peripheral perfusion and thus the accuracy of pulse oximeters (17). This was confirmed in the present study because the failure rate of all probe sites was higher when dogs were premedicated with dexmedetomidine. In contrast to these findings, other studies found that reflectance pulse oximeter probes had a similar or better performance than transmittance probes when used in poorly perfused tissue (8, 18, 19). A possible reason for this discrepancy is that hypoperfusion was obtained experimentally using hypothermia or vasopressor drugs in the human studies. Furthermore, the oximeter probe was attached to the forehead in these studies and it is possible that the changes in local perfusion in response to vasoconstrictive drugs differ between the forehead and the sites used in the present study. We used dexmedetomidine, which causes moderate local hypoperfusion attributable to vasoconstriction.

Compared with values obtained from the tongue, the SpO<sub>2</sub> was higher in measurements from the tail in both premedication groups. The gold standard for the assessment of oxygenation is arterial blood gas analysis, which was not done in this study because we did not apply for an animal experimentation permit. The accuracy of two new-generation pulse oximeters (Masimo Rad-5 and Edan H100N) was evaluated in dogs, and the results were compared with arterial blood gas analysis as the gold standard (20). The Masimo Rad-5 pulse oximeter equipped with a transmittance probe underestimated arterial oxygen saturation (SaO<sub>2</sub>) by 3–4%. In anesthetized sheep, a similar underestimation was seen with the same pulse oximeter that was used in the present study (21). The accuracy of SpO<sub>2</sub> compared with SaO<sub>2</sub> using a reflectance probe was also evaluated in anesthetized horses and revealed a deviation of –1.3 to 3.1% (22). Based on these studies, the reflectance probe seems to provide an even more accurate SpO<sub>2</sub> value than the transmittance probe, and the differences in SpO<sub>2</sub> recorded by the pulse oximeter probes in the present study are likely not clinically relevant.

An SpO<sub>2</sub> of < 90% was observed in some dogs. However, all dogs had received 100% oxygen, had an adequate minute ventilation, and did not have underlying pulmonary disease. In addition, the multiparameter monitor displayed an SpO<sub>2</sub> of 95% or more. Therefore, we assume that the dogs were not hypoxic but



rather than the pulse oximeter readings were inaccurate. These findings were more common in group DEX; as an  $\alpha$ -2-agonist, dexmedetomidine induces vasoconstriction, resulting in reduced tissue perfusion, bradycardia, and respiratory sinus arrhythmia (23, 24).

In both premedication groups, signal quality and perfusion index were significantly higher when the tail was used for probe placement compared with the tibia. This suggests that the tail is the more reliable probe site for attachment of the reflectance probe than the tibia.

A major limitation of this study was the lack of arterial blood gas analysis as a gold standard of oxygenation. Further studies should be undertaken to provide information about the accuracy of the reflectance pulse oximeter probe relative to arterial blood gas analysis.

Local perfusion, and therefore signal quality, may have been affected by the depth of anesthesia, which was at the discretion of the anesthesiologist. Further studies should also investigate the reliability of the reflectance probe in non-anesthetized patients.

Depending on the type of premedication, 72–88% of the readings had acceptable signal quality. Therefore, the ventral base of the tail can be considered an adequate probe position for reflectance pulse oximetry in dogs. This is particularly useful in situations in which the nature of the procedure renders the tongue inaccessible for probe placement. Pulse rate and SpO<sub>2</sub> values measured by the pulse oximeter should only be interpreted when signal quality is adequate.

## REFERENCES

- Webb RK, van der Walt JH, Runciman WB, Williamson JA, Cockings J, Russell WJ, et al. The Australian incident monitoring study. Which monitor? An analysis of 2000 incident reports. *Anaesth Intensive Care*. (1993) 21:529–42. doi: 10.1177/0310057X9302100508
- Brodbeck DC, Pfeiffer DU, Young LE, Wood JLN. Risk factors for anaesthetic-related death in cats: results from the confidential enquiry into perioperative small animal fatalities (CEPSAF). *Br J Anaesth*. (2007) 99:617–23. doi: 10.1093/bja/aem229
- Sinex JE. Pulse oximetry: principles and limitations. *Am J Emerg Med*. (1999) 17:59–67. doi: 10.1016/S0735-6757(99)90019-0
- Keogh BF, Kopotic RJ. Recent findings in the use of reflectance oximetry: a critical review. *Curr Opin Anaesthesiol*. (2005) 18:649–54. doi: 10.1097/01.aco.0000191893.21444.56
- Mendelson Y, Kent JC, Yocum BL, Birlle MJ. Design and evaluation of a new reflectance pulse oximeter sensor. *Med Instrum*. (1988) 22:167–73.
- Shimada Y, Nakashima K, Fujiwara Y, Komatsu T, Kawanishi M, Takezawa J, et al. Evaluation of a new reflectance pulse oximeter for clinical applications. *Med Biol Eng Comput*. (1991) 29:557–61. doi: 10.1007/BF02442331
- Reddy M. Probes. In: *Design of Pulse Oximeters*. Bristol, PA: Institute of Physics Pub (1997). p. 86–96.
- Nesseler N, Frénel J-V, Launey Y, Morcet J, Mallédant Y, Seguin P. Pulse oximetry and high-dose vasopressors: a comparison between forehead reflectance and finger transmission sensors. *Intensive Care Med*. (2012) 38:1718–22. doi: 10.1007/s00134-012-2659-0
- Hanning CD, Alexander-Williams JM. Pulse oximetry: a practical review. *BMJ*. (1995) 311:367–70. doi: 10.1136/bmj.311.7001.367
- Jobes DR, Nicolson SC. Monitoring of arterial hemoglobin oxygen saturation using a tongue sensor. *Anesth Analg*. (1988) 67:186–8. doi: 10.1213/00000539-198802000-00014
- Barrington KJ, Ryan CA, Finer NN. Pulse oximetry during hemorrhagic hypotension and cardiopulmonary resuscitation in the rabbit. *J Crit Care*. (1986) 1:241–6. doi: 10.1016/S0883-9441(86)80006-5
- Tremper KK, Hufstedler S, Zaccari J, Schaefer R, Asrani R, Sangh M, et al. Pulse oximetry and transcutaneous PO<sub>2</sub> during hemorrhagic and normotensive shock in dogs. *Anesthesiology*. (1984) 61:A163. doi: 10.1097/00000542-198409001-00163
- Petterson MT, Begnoche VL, Graybeal JM. The effect of motion on pulse oximetry and its clinical significance. *Anesth Analg*. (2007) 105(Suppl. 6):S78–84. doi: 10.1213/01.ane.0000278134.47777.a5
- Faisst K, Hannon W, Jørgensen JS, König V, Bucher HU, Huch A, et al. Reflectance pulse oximetry in neonates. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*. (1995) 61:117–22. doi: 10.1016/0301-2115(95)02133-R
- König V, Huch R, Huch A. Reflectance pulse oximetry—principles and obstetric application in the Zurich system. *J Clin Monit Comput*. (1998) 14:403–12. doi: 10.1023/A:1009983010772
- Cugmas B, Struc E, Spigulis J. Photoplethysmography in dogs and cats: a selection of alternative measurement sites for a pet monitor. *Physiol Meas*. (2019) 40:01NT02. doi: 10.1088/1361-6579/aaf433
- Talke P, Stapelfeldt C. Effect of peripheral vasoconstriction on pulse oximetry. *J Clin Monit Comput*. (2006) 20:305–9. doi: 10.1007/s10877-006-9022-3
- Sugino S, Kanaya N, Mizuuchi M, Nakayama M, Namiki A. Forehead is as sensitive as finger pulse oximetry during general anesthesia. *Can J Anaesth*. (2004) 51:432–6. doi: 10.1007/BF03018304
- Schallom L, Sona C, McSweeney M, Mazuski J. Comparison of forehead and digit oximetry in surgical/trauma patients at risk for decreased peripheral

## DATA AVAILABILITY STATEMENT

The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

## ETHICS STATEMENT

The animal study was reviewed and approved by Ethics committee of the Centre of Clinical Veterinary Medicine, LMU Munich (number 16-04-10-13). Written informed consent was obtained from the owners for the participation of their animals in this study.

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

JN: study design, data collection, and preparation of the manuscript. YZ: statistical analysis. KH: study design and critical revision of the manuscript. RD: study design, statistical analysis, and critical revision of the manuscript. All authors contributed to the article and approved the submitted version.

## ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank Julia Rensch for her extraordinary help with data collection. This study was presented in part at the 16th EVECC congress in Dublin, 2017.

- perfusion. *Heart Lung*. (2007) 36:188–94. doi: 10.1016/j.hrtlng.2006.07.007
20. Engel L. *Evaluierung der Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit von zwei New-Generation Pulsoximetern an Hunden* [dissertation]. München: LMU München (2017).
21. Quinn CT, Rasis AL, Musk GC. Evaluation of Masimo signal extraction technology pulse oximetry in anaesthetized pregnant sheep. *Vet Anaesth Analg*. (2013) 40:149–56. doi: 10.1111/j.1467-2995.2012.00772.x
22. Watney GC, Norman WM, Schumacher JP, Beck E. Accuracy of a reflectance pulse oximeter in anesthetized horses. *Am J Vet Res*. (1993) 54:497–501.
23. Congdon JM, Marquez M, Niyom S, Boscan P. Evaluation of the sedative and cardiovascular effects of intramuscular administration of dexmedetomidine with and without concurrent atropine administration in dogs. *J Am Vet Med Assoc*. (2011) 239:81–9. doi: 10.2460/javma.239.1.81
24. Dugdale A. Small animal sedation and premedication. In: *Veterinary Anaesthesia: Principles to Practice*. Chichester: Blackwell Pub (2010). p. 30–44.
- Conflict of Interest:** The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2021 Nixdorff, Zablotzki, Hartmann and Dörfelt. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## IV. DISKUSSION

Die Zunge ist in der Tiermedizin eine der wichtigsten Messpositionen für die Pulsoximetrie (Nishimura *et al.* 1991, Huss *et al.* 1995, Matthews *et al.* 2003). Die klinische Erfahrung zeigt jedoch, dass die an der Zunge befestigte transmittierende Pulsoximetersonde vor allem bei Eingriffen im Kopfbereich wie, z. B. bei Zahnbehandlungen oder ophthalmologischen Eingriffen, abrutschen oder den Operateur bei der Arbeit behindern kann. Alternative Positionen für eine transmittierende Sonde sind haarlose, wenig pigmentierte Hautareale wie Vulva oder Präputium, Lippe, Zwischenzehenspalt oder die Ohrmuschel (Humm und Kellett-Gregory 2016).

In dieser Studie wurden zwei Messpositionen zur Anbringung einer reflektierenden Pulsoximetersonde evaluiert. In der Humanmedizin werden reflektierende Sonden an der Brustwand, an der Fußsohle oder an der Stirn befestigt (Mendelson *et al.* 1988, Shimada *et al.* 1991, Reddy 1997, Sinex 1999, Keogh und Kopotic 2005). Positionen mit ähnlichen Eigenschaften stellen in der Tiermedizin die proximo-mediale Tibia und die ventrale Schwanzbasis dar, weswegen diese beiden Positionen für diese Studie ausgewählt wurden.

Abhängig von der Prämedikation wurden bei 72 – 88 % der Messungen gute Signalqualitäten festgestellt. Mit einer signifikant geringeren Ausfallsrate ist die Schwanzbasis eine deutlich zuverlässigere Messposition als die *Tuberositas tibiae*. So konnten an der Schwanzbasis 12 % der Messungen nicht ausgewertet werden, wohingegen an der *Tuberositas tibia* 38 % der Messungen nicht auszuwerten waren. Bei einer induzierten Vasokonstriktion unter dem Einfluss von Dexmedetomidin waren an der Schwanzbasis 28 % der Messungen nicht auswertbar und an der *Tuberositas tibiae* 57,3 %.

Um adäquate Signale liefern zu können, benötigen Pulsoximeter Gewebe mit einer guten Perfusion (Jobes und Nicolson 1988, Hanning und Alexander-Williams 1995). Bei Minderperfusion kommt es zur Unterschätzung der Sauerstoffsättigung oder einem vollständigen Messausfall (Tremper *et al.* 1984, Barrington *et al.* 1986). Da diese Probleme bekannt sind, wurden New-Generation Pulsoximeter, wie das in diese Studie verwendete Masimo Rad5<sup>®</sup>, mit Algorithmen ausgestattet, die auch bei geringen Signalstärken zu einem adäquaten Messergebnis verhelfen (Pettersen *et*

al. 2007). Reflektierende Sonden müssen zudem mit einem ca. zehnfach geringerem Signal arbeiten als transmittierende Sonden. Die Anfälligkeit für Fehler ist demnach deutlich höher. Ambientes Licht, Bewegungen des Patienten oder Minderperfusion haben deswegen bei reflektierenden Sonden einen deutlich größeren Einfluss auf Fehlmessungen oder Messausfälle, als dies bei transmittierenden Sonden der Fall ist (Faisst *et al.* 1995, König *et al.* 1998). Aus diesem Grund ist es schwierig eine Sondenposition zu finden, an der ein flacher Knochen zur Reflektion des emittierten Lichtes vorhanden ist, welcher zudem unter wenig, aber gut perfundiertem Gewebe liegen muss. Zudem sollte die Haut nur wenig behaart und wenig pigmentiert sein. Da auch die Befestigung der Sonde an vielen Positionen nicht zuverlässig und stabil möglich ist, war dies keine leichte Aufgabe. Eine Studie über alternative Positionen für PPG-Sonden zeigte, dass die Positionierung einer Sonde am Schwanz gute Messergebnisse liefert (Cugmas *et al.* 2019). Allerdings kann es aufgrund der konischen Anatomie der Schwanzbasis bereits durch leichte Bewegungen zu einer Verschiebung der Sonde kommen. Dadurch wird die Verbindung zur Haut unterbrochen und das Signal wird durch Artefakte, wie durch die Bewegung selbst oder ambientes Licht, gestört. Es kann hierdurch auch zu vollständigen Messausfällen kommen. Diese Situation ist an der proximo-medialen Tibia noch stärker ausgeprägt. Die konkave Struktur der *Tuberositas tibiae*, an welcher die Sonde angebracht wird, macht eine Fixation mit gutem und vor allem dauerhaftem Hautkontakt noch deutlich schwieriger. Eine Störung des Signals oder der vollständige Signalverlust kommt hier weit häufiger vor als am Schwanzansatz. Diese Gegebenheiten könnten die deutlich höheren Messausfälle an der Tibia im Vergleich zur Schwanzbasis erklären. Zusätzlich ist die Fixation der Sonde am Schwanzansatz einfacher und zuverlässiger möglich als an der *Tuberositas tibiae*. Daher können Störsignale wie ambientes Licht und Bewegungsartefakte effektiver reduziert werden. Auch die gute Versorgung des Schwanzes mit Blut durch die *Arteria coccygea* kann bei der zuverlässigen Perfusion des Gewebes eine entscheidende Rolle spielen. Dies könnte ebenfalls die deutlich höhere Ausfallrate an der *Tuberositas tibiae* erklären, da sich hier nur sehr wenig Gewebe zwischen Knochen und Sonde befindet.

Ergänzend zu der Evaluation zweier Messpositionen zur Verwendung reflektierender Pulsoximetersonden wurde der Einfluss einer vasoaktiven Prämedikation auf die Ausfallrate der Messungen an den unterschiedlichen

Sondenpositionen überprüft.

Der Einfluss von vasoaktiven Medikamenten auf Pulsoximeter wurde bereits in früheren Studien untersucht. Hierbei wurde festgestellt, dass die durch Vasokonstriktion entstehenden Minderperfusion einen Einfluss auf die Messgenauigkeit von Pulsoximetern hat (Talke und Stapelfeldt 2006). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen ebenfalls, dass durch den Einfluss von Dexmedetomidin die Ausfallrate der Pulsoximeter ansteigt. Dies gilt sowohl für die reflektierende Sonde an den beiden Messpositionen Tibia und Schwanzbasis, als auch für die transmittierende Sonde an der Zunge. Dies steht im Kontrast zu anderen Studien aus der Humanmedizin. Dort wurde ermittelt, dass reflektierende Sonden unter Bedingungen verminderter Perfusion eine bessere Leistung zeigen als transmittierende Sonden (Sugino *et al.* 2004, Schallom *et al.* 2007, Nesseler *et al.* 2012). Eine Erklärung hierfür könnten die Methoden zur Herbeiführung der Vasokonstriktion liefern. In den humanmedizinischen Studien wurden Vasopressoren, Hypothermie oder eine Blutdruckmanschette benutzt, um die Minderperfusion zu simulieren. Im Gegensatz hierzu verursacht die Gabe von Dexmedetomidin eine moderate periphere Vasokonstriktion, welche zu einer reduzierten Perfusion führt. Die Unterschiede der Perfusion zwischen den in der Humanmedizin benutzten Sondenpositionen und denen, welche in dieser Studie an Hunden untersucht wurden, könnten ebenfalls die verschiedenen Ergebnisse in der Messgenauigkeit erklären.

In der Anzeige der Sauerstoffsättigung unterschieden sich die Messpositionen ebenfalls. Verglichen mit der Zunge war die gemessene Sättigung an der Schwanzwurzel sowohl unter dem Einfluss von Dexmedetomidin, als auch ohne vasoaktive Prämedikation höher. Die Sättigung an der Tibia war ebenfalls höher als an der Zunge, solange keine vasoaktive Prämedikation verwendet wurde. Als Goldstandart für die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung dient generell die Blutgasanalyse. In dieser Studie wurde keine Blutgasanalyse aus arteriellem Blut durchgeführt. Dies hat zum einen ethische Gründe, da es sich bei den Studienteilnehmern um Patienten handelt, die im Rahmen einer Untersuchung an der Klinik in Narkose gelegt wurden, und keine Indikation für eine arterielle Blutprobenentnahme bestand. Zum anderen gibt es bereits Studien, die sich mit dem Vergleich der Messgenauigkeit des hier benutzten Pulsoximeters mit der arteriellen Blutgasanalyse beschäftigten. Diese Vergleiche wurden sowohl bei anästhesierten

Hunden (Engel 2017) als auch bei anästhesierten Schafen durchgeführt (Quinn *et al.* 2013). In beiden Studien wurde bei der Benutzung eines Masimo-RAD5-Pulsoximeters, ausgestattet mit einer transmittierenden Sonde, eine Unterschätzung des SpO<sub>2</sub> von ca. 3 – 4% im Vergleich zur arteriellen Blutgasmessung ermittelt. Auch die Messgenauigkeit einer reflektierenden Sonde wurde mit der arteriellen Blutgasmessung verglichen. Diese zeigte bei Pferden eine Abweichung des SpO<sub>2</sub> von -1,3 – 3,1 % (Watney *et al.* 1993). Die Ergebnisse dieser Studien lassen vermuten, dass die Genauigkeit von reflektierenden Sonden denen transmittierenden Sonden überlegen ist.

Bei manchen Patienten in der vorliegenden Studie wurde ein SpO<sub>2</sub> von unter 90 % gemessen. Da alle Studienteilnehmer mit 100 % Sauerstoff versorgt wurden, ein adäquates Atemminutenvolumen zeigten und keiner der Patienten an einer zugrundeliegenden Lungenerkrankung litt, wurde nicht von einer Hypoxie der Patienten, sondern von einer falsch niedrigen Messung des Pulsoximeters ausgegangen. Diese Vermutung wurde zusätzlich durch die Anzeige des Multiparametermonitors gestützt, welcher eine Sättigung von > 95 % anzeigte. Diese Messungenauigkeiten waren signifikant häufiger bei Patienten mit einer vasoaktiven Prämedikation zu beobachten. Da Dexmedetomidin als  $\alpha$ -2-Agonist eine periphere Vasokonstriktion auslöst, kommt es zu verminderter Gewebepfusion, Reflexbradykardie und respiratorischer Sinusarrhythmie, welche die Messgenauigkeit beeinflussen können (Dugdale 2010, Congdon *et al.* 2011).

Neben der Anzeige der Sauerstoffsättigung ermitteln Pulsoximeter auch die Pulsfrequenz. Diese sollte mit der Herzfrequenz korrelieren. In der vorliegenden Studie wurde eine gute Korrelation zwischen Herzfrequenz und angezeigter Pulsfrequenz ermittelt. Es wurden signifikante Unterschiede beim Vergleich der transmittierenden Sonde an der Zunge ohne Einfluss von Dexmedetomidin und der reflektierenden Sonde an der Tibia unter vasoaktiver Prämedikation jeweils im Vergleich zum Elektrokardiogramm (EKG) festgestellt. In anderen Studien wurde eine sehr gute Korrelation der Pulsfrequenz mit der am EKG angezeigten Herzfrequenz bestätigt (Dawson *et al.* 2013). Die hier ermittelte mittlere Abweichung von 0,2 Schlägen pro Minute hat klinisch keine Relevanz. Auch bei Hunden wurde eine gute Übereinstimmung von Pulsfrequenz und Herzfrequenz festgestellt. Lediglich unter dem Einfluss von vasokonstriktiver Prämedikation mit

Dexmedetomidin wurde eine Abweichung von -14,6 – 14,5 Schlägen pro Minute ermittelt (Engel 2017).

Der Perfusionsindex des Masimo-RAD-5-Pulsoximeters besteht aus einer Anzeige mit 10 leuchtenden Balken. Diese geben den gemessenen Status der Gewebepfusion an. Eine genaue Einheit ist durch den Hersteller nicht angegeben. Lediglich die Information, dass bei 2 oder weniger aus 10 Balken eine schlechte Perfusion vorliegt und dies durch eine Rotfärbung der Balken angezeigt wird (Masimo Corporation 2007b).

In dieser Studie waren sowohl die Signalqualität als auch der Perfusionsindex signifikant höher bei der Verwendung der reflektierenden Sonde an der Schwanzbasis im Gegensatz zur Messposition an der Tibia. Vor allem bei Minderperfusion durch den Einfluss von Dexmedetomidin war der Unterschied in der Signalqualität mit einer mittleren Signalstärke von 10/10 Balken am Schwanzansatz im Vergleich zu 5/10 Balken an der *Tuberositas tibiae* ( $p = 0,0002$ ) gravierend. Diese Ergebnisse unterstützen die Vermutung, dass der Schwanzansatz zum Anbringen einer reflektierenden Pulsoximetersonde besser geeignet ist und zuverlässigere Messergebnisse liefert, als dies der *Tuberositas tibiae* der Fall ist.

Die größte Limitation dieser Studie ist, dass die Sauerstoffsättigung, welche mit der reflektierenden Sonde ermittelt wurde, nicht mit einer arteriellen Blutgasanalyse verglichen wurde. Hierdurch ist keine Aussage über die Korrelation der gemessenen Werte für  $SpO_2$  mit der tatsächlichen arteriellen Sauerstoffsättigung  $SaO_2$  zu treffen. Obwohl Studien vorliegen, welche die Korrelation von  $SpO_2$  und  $SaO_2$  sowohl bei reflektierenden als auch bei transmittierenden Sonden verglichen, kann über die Aussagekraft der gemessenen Ergebnisse nur spekuliert werden. Weitere Studien mit dem Ziel der Überprüfung der Messgenauigkeit der hier verwendeten reflektierenden Pulsoximetersonde im Vergleich zur arteriellen Blutgasmessung müssen erfolgen, um weitere fundierte Aussagen treffen zu können.

Die lokale Perfusion der Messstellen könnte auch durch die Anästhesietiefe des jeweiligen Patienten verändert worden sein. Da sämtliche Patienten dieser Studie unter Allgemeinanästhesie gemessen wurden, könnte dies ebenfalls zu Veränderungen der Messergebnisse führen. Die Benutzung von Inhalationsanästhetika, wie dem in dieser Studie verwendeten Sevofluran, haben

---

keinen Einfluss auf die Messgenauigkeit von Pulsoximetern (Dorsch und Dorsch 2007). Es sollten weitere Studien erfolgen, die den Einsatz an wachen Patienten untersuchen. Diese Erkenntnisse könnten dann auch für den Einsatz von reflektierenden Sonden im Bereich der Intensivmedizin genutzt werden.



## V. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Studie wurde die Zuverlässigkeit einer reflektierenden Pulsoximetersonde bei anästhesierten Hunden untersucht. Es wurden zwei Messpositionen an der ventralen Schwanzbasis und an der medialen Tibia gegen die klassische Messposition für eine transmittierende Pulsoximetersonde an der Zunge sowohl unter normaler als auch unter verminderter Perfusion verglichen.

Die Ausfallsrate an der Tibia ist mit 38 % und 57,3 % bei verminderter Perfusion deutlich höher als an der Schwanzbasis mit 12 % und 28% bei verminderter Perfusion. Diese Ausfallraten sind höher als die an der Zunge mit 3,7 % und 12,5 % bei verminderter Perfusion.

Bei der Messung der Sauerstoffsättigung wurden ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Messpositionen gefunden. So ergab die Messung des SpO<sub>2</sub> an der Schwanzbasis und der Tibia höhere Messwerte als an der Zunge. Zwischen den beiden Messpositionen wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Unter verminderter peripherer Perfusion wurden signifikant höhere SpO<sub>2</sub>-Messwerte an der Schwanzbasis im Vergleich zu Zunge und Tibia ermittelt. Zwischen den Messpositionen Zunge und Tibia gab es keine signifikanten Unterschiede.

Der Vergleich der vom Pulsoximeter angezeigten Pulsfrequenz zum parallel mitlaufenden Elektrokardiogramm (EKG) zeigte eine sehr gute Übereinstimmung der Messwerte. Lediglich im Vergleich der transmittierenden Sonde an der Zunge bei normaler Perfusion wurde eine leichte Abweichung der Pulsfrequenz im Vergleich zum EKG entdeckt.

Im Vergleich der Signalqualität wurden unter normaler Perfusion an der Zunge geringgradig bessere Messwerte erzielt als an der Schwanzbasis und der Tibia. Bei verminderter Perfusion war allerdings eine deutlich geringere Signalqualität an der Tibia zu beobachten als an den anderen beiden Messstellen. Der Perfusionsindex hingegen war sowohl unter normaler als auch unter verminderter Perfusion an der Schwanzbasis höher als an der Tibia oder auch der Zunge.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Schwanzbasis eine adäquate Position für den Einsatz einer reflektierenden Pulsoximetersonde darstellt. Dies kann vor

allem bei chirurgischen Eingriffen im Kopfbereich wie ophthalmologischen Operationen oder bei Oralchirurgie, aber ebenso bei bildgebender Diagnostik des Kopfes von Vorteil sein, um eine adäquate Überwachung des anästhesierten Patienten zu gewährleisten. Zukünftig könnte eine reflektierende Pulsoximetersonde auch in der Intensivmedizin zur Überwachung kritisch kranker Patienten genutzt werden, da eine Anbringung am Schwanzansatz vermutlich deutlich besser toleriert würde, als eine transmittierende Sonde an der Zunge.

## VI. SUMMARY

In this study, the reliability of a reflecting pulse oximetry probe in anesthetized dogs has been evaluated. The two measurement positions at the ventral tail base and the medial part of the *tuberositas tibiae* have been compared to the tongue, which is the standard probe position for transmitting probes under normal peripheral perfusion as well as reduced peripheral perfusion.

The failure rate at the tibia has been remarkably higher at 38 % and 57.3 % under reduced peripheral perfusion compared to the tail base with 12 % and 28 % under reduced peripheral perfusion. These failure rates are still higher than the ones observed at the tongue (3.7 % / 12.5 % under reduced peripheral perfusion).

Measuring SpO<sub>2</sub> also revealed significant differences between the different probe positions. Median SpO<sub>2</sub> values were higher at the tail and at the tibia compared to the tongue. There was no significant difference between the tail and the tibia. Under reduced peripheral perfusion median SpO<sub>2</sub> was higher at the tail compared to the tongue, not different between the tongue and the tibia, and higher at the tail compared to the tibia.

Pulse rate displayed by the pulse oximeter showed an overall good parity to heart rate displayed by the ECG. Only when using the transmittance probe at the tongue under normal peripheral perfusion conditions a slight deviation between measurements of pulse oximeter and ECG.

Under normal peripheral perfusion signal quality recorded at the tongue was slightly higher than observed at the tail or the tibia. Under reduced peripheral perfusion signal quality at the tibia was significantly lower compared to the other probe sides. The perfusion index was higher at the tail under both perfusion conditions compared to tongue and tibia.

The results of this study show, that the tail base is a reliable position for the fixation of a reflecting pulse oximetric probe if an adequate signal is obtained. By improving the possibilities in monitoring patients, especially in surgical procedures in the area of the head as likewise in ophthalmic or oral surgery as well as during diagnostic imaging of the head, enhances anesthetic safety. The use of reflecting probes in the intensive care unit might also be a good idea because the fixation of the probe at the tail base might be much better tolerated by awake dogs than the attachment of a transmitting probe at the tongue.

## VII. LITERATURVERZEICHNIS

ACVA. Suggestions for monitoring anesthetized veterinary patients. J Am Vet Med Assoc 1995; 206: 936-7.

Adler JN, Hughes LA, Vivilecchia R, Camargo CA, Jr. Effect of skin pigmentation on pulse oximetry accuracy in the emergency department. Acad Emerg Med 1998; 5: 965-70.

Al Khudhairi D, Prabhu R, El Sharkawy M, Burtles R. Evaluation of a pulse oximeter during profound hypothermia. An assessment of the Biox 3700 during induction of hypothermia before cardiac surgery in paediatric patients. Int J Clin Monit Comput 1990; 7: 217-22.

Alexander CM, Teller LE, Gross JB. Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations. Anesth Analg 1989; 68: 368-76.

Amar D, Neidzowski J, Wald A, Finck AD. Fluorescent light interferes with pulse oximetry. J Clin Monit 1989; 5: 135-6.

Auyong DB, Habib AS. Apparent arterial desaturation due a nerve stimulator. Anaesthesia 2004; 59: 925.

Barker SJ, Hyatt J, Shah NK, Kao YJ. The effect of sensor malpositioning on pulse oximeter accuracy during hypoxemia. Anesthesiology 1993; 79: 248-54.

Barker SJ, Shah NK. The effects of motion on the performance of pulse oximeters in volunteers (revised publication). Anesthesiology 1997; 86: 101-8.

Barker SJ. "Motion-resistant" pulse oximetry: a comparison of new and old models. Anesth Analg 2002; 95: 967-72.

Barrington KJ, Ryan CA, Finer NN. Pulse oximetry during hemorrhagic

hypotension and cardiopulmonary resuscitation in the rabbit. *J Crit Care* 1986; 4; 241–246.

Bendjelid K. The pulse oximetry plethysmographic curve revisited. *Curr Opin Crit Care* 2008; 14: 348-53.

Bickler PE, Feiner JR, Severinghaus JW. Effects of skin pigmentation on pulse oximeter accuracy at low saturation. *Anesthesiology* 2005; 102: 715-9.

Block FE, Jr. Interference in a pulse oximeter from a fiberoptic light source. *J Clin Monit* 1987; 3: 210-1.

Brodbelt DC, Pfeiffer DU, Young LE, Wood JL. Risk factors for anaesthetic-related death in cats: results from the confidential enquiry into perioperative small animal fatalities (CEPSAF). *Br J Anaesth* 2007; 99: 617-23.

Brooks TD, Paulus DA, Winkle WE. Infrared heat lamps interfere with pulse oximeters. *Anesthesiology* 1984; 61: 630.

Chan AYK. Pulse Oximeters. In: *Biomedical Device Technology*, 1 edn. Chan AYK, ed. Springfield, Illinois, USA: Charles C Thomas Pub Ltd 2008: 469-79.

Chan ED, Chan MM, Chan MM. Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respir Med* 2013; 107: 789-99.

Congdon JM, Marquez M, Niyom S, Boscan P. Evaluation of the sedative and cardiovascular effects of intramuscular administration of dexmedetomidine with and without concurrent atropine administration in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2011; 239: 81-9.

Costarino Andrew T, Davis Deborah A, Keon Thomas P. Falsely normal saturation reading with the pulse oximeter. *Anesthesiology* 1987; 67: 830-1.

Cugmas, B, Štruc E, Spigulis J. Photoplethysmography in dogs and cats: a selection of alternative measurement sites for a pet monitor. *Physiol. Meas.* 2019; 40;

Dawson JA, Saraswat A, Simionato L, Thio M, Kamlin CO, Owen LS, Schmolzer GM, Davis PG. Comparison of heart rate and oxygen saturation measurements from Masimo and Nellcor pulse oximeters in newly born term infants. *Acta Paediatr* 2013; 102: 955-60.

Dorsch JA, Dorsch SE. Pulse Oximetry. In: *Understanding Anesthesia Equipment*, 5 edn. Dorsch JA, Dorsch SE, eds. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2007: 775-802.

Dugdale A. Small animal sedation and premedication. In: *Veterinary Anaesthesia Principles to Practice*. Dugdale A, ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell 2010b: 30-44.

Engel, Larissa (2017) Evaluierung der Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit von zwei New-Generation Pulsoximetern an Hunden. LMU München, Dissertation.

Fairman NB. Evaluation of pulse oximetry as a continuous monitoring technique in critically ill dogs in the small animal intensive care unit. *J Vet Emerg Crit Care* 1992; 2: 50-6.

Faisst K, Hannon W, Jørgensen JS, König V, Bucher HU, Huch A, Huch R. Reflectance pulse oximetry in neonates. *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.* 1995; 61: 117-22.

Feiner JR, Severinghaus JW, Bickler PE. Dark skin decreases the accuracy of pulse oximeters at low oxygen saturation: the effects of oximeter probe type and gender. *Anesth Analg* 2007; 105: S18-23.

Gabrielczyk MR, Buist RJ. Pulse oximetry and postoperative hypothermia. *Anaesthesia* 1988; 43: 402-4.

Goldman JM, Petterson MT, Kopotic RJ, Barker SJ. Masimo signal extraction pulse oximetry. *J Clin Monit Comput* 2000; 16: 475-83.

Grubb T. Pulse oximetry. In: *Veterinary Anesthesia and Pain Management Secrets*. Greene SA, editor. Philadelphia: Hanley & Belfus 2002: 121-6.

Hanning CD, Alexander-Williams JM. Pulse oximetry: a practical review. *BMJ* 1995; 311: 367-70.

Humm K, Kellett-Gregory L. Monitoring small animal patients in the intensive care unit. *In Pract.* 2016; 38; 12–7.

Huss BT, Anderson MA, Branson KR, Wagner-Mann CC, Mann FA. Evaluation of pulse oximeter probes and probe placement in healthy dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 1995; 31: 9-14.

Irita K, Kai Y, Akiyoshi K, Tanaka Y, Takahashi S. Performance evaluation of a new pulse oximeter during mild hypothermic cardiopulmonary bypass. *Anesth Analg* 2003; 96: 11-4.

Iyer P, McDougall P, Loughnan P, Mee RB, Al-Tawil K, Carlin J. Accuracy of pulse oximetry in hypothermic neonates and infants undergoing cardiac surgery. *Crit Care Med* 1996; 24: 507-11.

James F. Blood Oxygen measurement. In: *Design of Pulse Oximeters*. Webster JG, ed. Abingdon, England: Taylor & Francis 1997: 17-38.

Jay GD, Hughes L, Renzi FP. Pulse oximetry is accurate in acute anemia from hemorrhage. *Ann Emerg Med* 1994; 24: 32-5.

Jay GD, Renzi FP. Evaluation of pulse oximetry in anemia from hemoglobin-H disease. *Ann Emerg Med* 1992; 21: 572-4.

Jeffrey SS. Photodetectors and amplifiers. In: Design of Pulse Oximeters. Webster JG, ed. Abingdon, England: Taylor & Francis 1997: 39-46.

Jobes DR, Nicolson SC. Monitoring of arterial hemoglobin oxygen saturation using a tongue sensor. *Anesth Analg* 1988; 67: 186-8.

Jorgensen JS, Schmid ER, König V, Faisst K, Huch A, Huch R. Limitations of forehead pulse oximetry. *J Clin Monit* 1995; 11: 253-6.

Jubran A. Pulse oximetry. *Crit Care* 1999; 3: R11-17.

Keidan I, Sidi A, Gravenstein D. False low pulse oximetry reading associated with the concomitant use of a peripheral nerve stimulator and an evoked-potential stimulator. *J Clin Anesth* 1997; 9: 591-6.

Kelleher JF. Pulse oximetry. *J Clin Monit* 1989; 5: 37-62.

Keogh BF, Kopotic RJ. Recent findings in the use of reflectance oximetry: a critical review. *Curr Opin Anaesthesiol* 2005; 18: 649-54.

Kidd JF, Vickers MD. Pulse oximeters: essential monitors with limitations. *Br J Anaesth* 1989; 62: 355-7.

Kim J-M, Arakawa K, Benson KT, Fox DK. Pulse oximetry and circulatory kinetics associated with pulse volume amplitude measured by photoelectric plethysmography. *Anesth Analg* 1986; 65: 1333-9.

König V, Huch R, Huch A. Reflectance pulse oximetry – principles and obstetric application in the zurich system. *J Clin Monit Comput* 1998; 14: 403-12.

Kuttila KM, Niinikoski JM. Peripheral perfusion after cardiac surgery. *Crit Care Med* 1989; 17: 217-20.



Lawson D, Norley I, Korbon G, Loeb R, Ellis J. Blood flow limits and pulse oximeter signal detection. *Anesthesiology* 1987; 67: 599-603.

Lee S, Tremper KK, Barker SJ. Effects of anemia on pulse oximetry and continuous mixed venous hemoglobin saturation monitoring in dogs. *Anesthesiology* 1991; 75: 118-22.

Macnab AJ, Baker-Brown G, Anderson EE. Oximetry in children recovering from deep hypothermia for cardiac surgery. *Crit Care Med* 1990; 18: 1066-9.

Marczenko Z, Balcerzak M. Principles of spectrophotometry. In: Separation, preconcentration and spectrophotometry in inorganic analysis. Kloczko E, ed. Amsterdam, NL: Elsevier 2000: 26-38.

Masimo Corporation. Signal extraction technology 2007a.

Masimo Corporation. Masimo Rad-5, Rad-5v signal extraction pulse oximeter Operator's Manual 2007b.

Masimo Corporation. Perfusion index. Masimo Corporation, Irvine, Ca 2007c.

Masimo Corporation. Signal IQ white paper. Masimo Corporation, Irvine, Ca 2008; 1-4.

Matthews NS, Hartke S, Allen JC. An evaluation of pulse oximeters in dogs, cats and horses. *Vet Anaesth Analg* 2003; 30: 3-14.

McMorrow RC, Mythen MG. Pulse oximetry. *Curr Opin Crit Care* 2006; 12: 269-71.

Mendelson Y, Kent JC, Yocum BL, Birle MJ. Design and evaluation of a new reflectance pulse oximeter sensor. *Med Instrum* 1988; 22: 167-73.

Mihm MD, Frederick G, Halperin MD, Bruce D. Noninvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device. *Anesthesiology* 1985; 62: 85-7.

Murray WB, Foster PA. The peripheral pulse wave: information overlooked. *J Clin Monit* 1996; 12: 365-77.

Nessler N, Frénel J-V, Launey Y, Morcet J, Mallédant Y, Seguin P. Pulse oximetry and high-dose vasopressors: a comparison between forehead reflectance and finger transmission sensors. *Intensive Care Med* 2012; 38: 1718-22.

Nishimura R, Kim H, Matsunaga S, Sasaki N, Takeuchi A. Evaluation of pulse oximetry in anesthetized dogs. *J Vet Med Sci* 1991; 53: 1117-8.

Peterson MT, Begnoche VL, Graybeal JM. The effect of motion on pulse oximetry and its clinical significance. *Anesth Analg* 2007; 105: S78-84.

Poets CF, Urschitz MS, Bohnhorst B. Pulse oximetry in the neonatal intensive care unit (NICU): detection of hyperoxemia and false alarm rates. *Anesth Analg* 2002; 94: S41-3.

Polog J. Pulse oximetry: technical aspects of machine design. *Int Anesthesiol Clin* 1987; 25: 137-53.

Quinn CT, Rasis AL, Musk GC. Evaluation of Masimo signal extraction technology pulse oximetry in anaesthetized pregnant sheep. *Vet Anaesth Analg* 2013; 40: 149-56.

Ralston AC, Webb RK, Runciman WB. Potential errors in pulse oximetry. III: Effects of interferences, dyes, dyshaemoglobins and other pigments. *Anaesthesia* 1991a; 46: 291-5.

Ramsing T, Rosenberg J. Pulse oximetry in severe anaemia. *Intensive Care Med*

1992; 18: 125-6.

Reddy MVS. Probes. In: Design of Pulse Oximeters. Webster JG, ed. Abingdon, England: Taylor & Francis 1997: 56-72.

Rheineck-Leyssius AT, Kalkman CJ. Influence of pulse oximeter lower alarm limit on the incidence of hypoxaemia in the recovery room. Br J Anaesth 1997; 79: 460-4.

Ries AL, Prewitt LM, Johnson JJ. Skin color and ear oximetry. Chest 1989; 96: 287-90.

Ruchala, JB. Applications of pulse oximetry. In: Design of Pulse Oximeters. Webster JG, ed. Abingdon, England: Taylor & Francis 1997: 56-72.

Schallom L, Sona C, McSweeney M, Mazuski J. Comparison of forehead and digit oximetry in surgical/trauma patients at risk for decreased peripheral perfusion. Heart Lung 2007; 36: 188-94.

Schnapp LM, Cohen NH. Pulse oximetry. Uses and abuses. Chest 1990; 98: 1244-50.

Sessler DI, McGuire J, Hynson J, Moayeri A, Heier T. Thermoregulatory vasoconstriction during isoflurane anesthesia minimally decreases cutaneous heat loss. Anesthesiology 1992; 76: 670-5.

Severinghaus JW, Kelleher JF. Recent developments in pulse oximetry. Anesthesiology 1992; 76: 1018-38.

Severinghaus JW, Koh SO. Effect of anemia on pulse oximeter accuracy at low saturation. J Clin Monit 1990; 6: 85-8.

Severinghaus JW, Spellman MJ. Pulse oximeter failure thresholds in hypotension

and vasoconstriction. *Anesthesiology* 1990; 73: 532-7.

Shelley KH, Dickstein M, Shulman SM. The detection of peripheral venous pulsation using the pulse oximeter as a plethysmograph. *J Clin Monit* 1993; 9: 283-7.

Shelley KH, Tamai D, Jablonka D, Gesquiere M, Stout RG, Silverman DG. The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error in Spo<sub>2</sub> calculation. *Anesth Analg* 2005; 100: 743-7.

Shimada Y, Nakashima K, Fujiwara Y, Komatsu T, Kawanishi M, Takezawa J, Takatani S. Evaluation of a new reflectance pulse oximeter for clinical applications. *Med. Biol. Eng. Compu.* 1991; 29: 557-61.

Siegel MN, Gravenstein N. Preventing ambient light from affecting pulse oximetry. *Anesthesiology* 1987; 67: 280.

Siegmüller C. 'Foiling' pulse oximetry interference. *Anaesthesia* 2013; 68: 1188.

Sinex JE. Pulse oximetry: principles and limitations. *Am J Emerg Med* 1999; 17: 59-67.

Steinlechner, S. Wärmebilanz und Thermoregulation. In: Engelhardt, W. von; Breves, G., Aurich, Ch. (Hrsg.) *Physiologie der Haustiere*. Stuttgart: Enke 2010: 476–493.

Sugino S, Kanaya N, Mizuuchi M, Nakayama M, Namiki A. Forehead is as sensitive as finger pulse oximetry during general anesthesia. *Can J Anesth* 2004; 51: 432-6.

Swedlow DB, Running V, Feaster SJ. Ambient light affects pulse oximeters. *Anesthesiology* 1987; 67: 865.

Talke P, Stapelfeldt C. Effect of peripheral vasoconstriction on pulse oximetry. *J Clin Monit Comput* 2006; 20: 305-9.

Tremper KK, Barker SJ. Pulse oximetry. *Anesthesiology* 1989; 70: 98-108.

Tremper KK, Hufstedler S, Zaccari JBS, Schaefer R, Asrani R, Sangh M, Roohk V, LaMendola R. Pulse oximetry and transcutaneous PO<sub>2</sub> during hemorrhagic and normotensive shock in dogs. *Anesthesiology* 1984; 61 (3): A163.

Van de Louw A, Cracco C, Cerf C, Harf A, Duvaldestin P, Lemaire F, Brochard L. Accuracy of pulse oximetry in the intensive care unit. *Intensive Care Med* 2001; 27: 1606-13.

Van Oostrom J, Mahla M, Gravenstein D. The stealth station image guidance system may interfere with pulse oximetry. *Can J Anesth* 2005; 52: 379-82.

Villanueva R, Bell C, Kain ZN, Colingo KA. Effect of peripheral perfusion on accuracy of pulse oximetry in children. *J Clin Anesth* 1999; 11: 317-22.

Wahr JA, Tremper KK. Noninvasive oxygen monitoring techniques. *Crit Care Clin* 1995; 11: 199-217.

Watney GC, Norman WM, Schumacher JP, Beck E. Accuracy of a reflectance pulse oximeter in anesthetized horses. *Am J Vet Res* 1993; 54 (4): 497–501.

Wieben O. Light absorbance in pulse oximetry. In: *Design of Pulse Oximeters*. Webster JG, ed. Abingdon, England: Taylor & Francis 1997: 85-101.

Witting MD, Scharf SM. Diagnostic room-air pulse oximetry: effects of smoking, race, and sex. *Am J Emerg Med* 2008; 26: 131-6.

Wukitsch MW, Petterson MT, Tobler DR, Pologe JA. Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice. *J Clin Monit* 1988; 4: 290-301.

## VIII. DANKSAGUNG

Besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Katrin Hartmann für Ihre Korrekturvorschläge dieser Arbeit. Durch meine Mitarbeit an der Medizinischen Kleintierklinik wurde diese erst möglich gemacht.

Auch Dr. René Dörfelt möchte ich in besonderem Maße danken. Seine Betreuung hat maßgeblich zum Gelingen dieser Doktorarbeit beigetragen. Dank seiner hervorragenden Ausbildung habe ich meinen bisherigen beruflichen Weg so erfolgreich gestalten können.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Familie, welche mich emotional und finanziell nicht nur in der Anfertigung dieser Arbeit, sondern vor allem auch während des gesamten Studiums unterstützt hat. Besonders meine Eltern haben mich durch ihre liebevolle Art immer wieder zur Fertigstellung der Arbeit angespornt.

Meinem guten Freund Daniel Andereya danke ich für die Anfertigung und Genehmigung eines Teils der Graphiken dieser Dissertation.

Zuletzt bedanke ich mich bei meiner Lebensgefährtin Lisa Windhuber, welche mich in der Phase des Schreibens durch ihre Geduld und Motivation immer hervorragend unterstützt hat.