

**Evaluierung der Messgenauigkeit und  
Zuverlässigkeit von zwei  
New-Generation-Pulsoximetern an Hunden**

von Larissa Regina Engel

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

**Evaluierung der Messgenauigkeit und  
Zuverlässigkeit von zwei  
New-Generation-Pulsoximetern an Hunden**

von Larissa Regina Engel

aus Hamburg

München 2017

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

Medizinische Kleintierklinik

Arbeit angefertigt unter der Leitung von: Univ.-Prof. Dr. Katrin Hartmann

Mitbetreuung durch: Dr. René Dörfelt

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Katrin Hartmann

Korreferenten: Univ.-Prof. Dr. Rüdiger T. Korbel  
Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Tag der Promotion: 11. Februar 2017

*In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie*

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>2</b>
<b>1.</b>	<b>Invasive Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung.....</b>	<b>2</b>
1.1.	Blutgasanalyse.....	2
1.2.	CO-Oximetrie.....	3
<b>2.</b>	<b>Nichtinvasive Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung - Pulsoximetrie .....</b>	<b>4</b>
2.1.	Messprinzipien .....	4
2.1.1.	Spektrophotometrie .....	4
2.1.2.	Photoplethysmographie.....	5
2.2.	Geräteaufbau .....	6
2.2.1.	Sonde .....	6
2.2.1.1.	Transmissionssonde .....	6
2.2.1.2.	Reflektionssonde .....	6
2.2.2.	Zeitschaltkreis .....	7
2.2.3.	Signalverstärker.....	8
2.2.4.	Filter .....	8
2.2.5.	Analog-Digital-Umsetzer und Mikroprozessor.....	8
2.2.6.	Algorithmus.....	8
2.2.7.	Displayanzeigen .....	9
2.2.7.1.	Arterielle Sauerstoffsättigung .....	9
2.2.7.2.	Pulsfrequenz .....	9
2.2.7.3.	Plethysmographiekurve.....	10
2.2.7.4.	Perfusionsindex .....	10
2.2.7.5.	Alarmmeldungen.....	10
2.3.	Fehlerquellen .....	10
2.3.1.	Geräteinflüsse .....	10
2.3.1.1.	Kalibration.....	11
2.3.1.2.	Lichtemittierende Dioden.....	11
2.3.2.	Umwelteinflüsse.....	12
2.3.2.1.	Ambientes Licht .....	12
2.3.2.2.	Fehlerhafte Sondenpositionierung.....	13

---

2.3.3.	Patienteneinflüsse.....	14
2.3.3.1.	Verminderte Perfusion .....	14
2.3.3.2.	Bewegung.....	15
2.3.3.3.	Pigmentation der Haut.....	17
2.3.3.4.	Venöse Pulsation .....	17
2.3.3.5.	Anämie .....	18
2.3.3.6.	Dyshämoglobinämie.....	18
2.3.3.7.	Fetales Hämoglobin.....	20
2.3.3.8.	Hyperbilirubinämie .....	20
2.3.3.9.	Externe Farbstoffe im Blut.....	21
<b>III.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>24</b>
<b>1.</b>	<b>Material .....</b>	<b>24</b>
1.1.	Patienten .....	24
1.2.	Geräte und Medikamente .....	30
1.2.1.	Blutgasanalyse.....	30
1.2.2.	Pulsoximetrie.....	30
1.2.3.	Narkosemedikamente .....	31
1.2.4.	Narkosemonitor .....	31
1.2.5.	Kamera .....	32
<b>2.</b>	<b>Methoden.....</b>	<b>32</b>
2.1.	Vergleich der Pulsoximeter mit dem CO-Oximeter.....	32
2.1.1.	Blutentnahme .....	32
2.1.2.	Pulsoximetrie.....	32
2.1.3.	Statistische Datenanalyse .....	33
2.2.	Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessung .....	33
2.2.1.	Anästhesie .....	33
2.2.2.	Pulsoximetrie.....	34
2.2.3.	Statistische Datenanalyse .....	34
2.3.	Einfluss der Messposition auf die Pulsoximetermessung .....	35
2.3.1.	Anästhesie .....	35
2.3.2.	Pulsoximetrie.....	36
2.3.3.	Statistische Datenanalyse .....	36
<b>IV.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>38</b>

---

<b>1.</b>	<b>Vergleich der Pulsoximeter mit dem CO-Oximeter.....</b>	<b>38</b>
<b>2.</b>	<b>Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessung .....</b>	<b>43</b>
2.1.	Auswertbare Proben .....	43
2.2.	Auswertungen.....	44
2.2.1.	Einfluss auf die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung.....	45
2.2.2.	Einfluss auf die Messung der Pulsfrequenz .....	47
2.2.3.	Einfluss auf den Perfusionsindex .....	55
<b>3.</b>	<b>Einfluss der Messpositon auf die Pulsoximetermessung .....</b>	<b>56</b>
3.1.	Auswertbare Proben .....	56
3.2.	Auswertungen.....	58
3.2.1.	Einfluss auf die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung.....	58
3.2.2.	Einfluss auf die Messung der Pulsfrequenz .....	61
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>68</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>82</b>
<b>VII.</b>	<b>SUMMARY.....</b>	<b>84</b>
<b>VIII.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>86</b>
<b>IX.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>115</b>



**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

$\mu\text{g}/\text{kg}$	Mikrogramm pro Kilogramm
$\mu\text{g}/\text{ml}$	Mikrogramm pro Milliliter
%	Prozent
$^{\circ}\text{C}$	Grad Celsius
$\bar{x}$	Mittelwert
Abb.	Abbildung
AC	alternating current (Wechselstrom)
ACVA	American College of Veterinary Anesthesiologists
ASA	American Society of Anesthesiologists
BGA	Blutgasanalyse
cm	Zentimeter
COHb	Carboxyhämoglobin
DC	direct current (Gleichstrom)
EKG	Elektrokardiogramm
$\text{FiO}_2$	inspiratorische Sauerstofffraktion
FCOHb	Carboxyhämoglobinfraktion
FMetHb	Methämoglobinfraktion
$\text{FO}_2\text{Hb}$	Oxyhämoglobinfraktion
Gr.	Gruppe
$\text{g}/\text{dl}$	Gramm pro Deziliter
$\text{HbO}_2$	Oxyhämoglobin
$\text{HCO}_3^-$	Hydrogencarbonat
HHb	Desoxyhämoglobin

---

Hz	Hertz
i. v.	intravenös
kg	Kilogramm
l/l	Liter pro Liter
LED	Lichtemittierende Diode
MAP	Mittlerer arterieller Blutdruck
Max.	Maximum
MetHb	Methämoglobin
mg/kg	Milligramm pro Kilogramm
mg/ml	Milligramm pro Milliliter
Min.	Minimum
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
mmol/l	Millimol pro Liter
mV	Millivolt
ng/ml	Nanogramm pro Milliliter
nm	Nanometer
NV	Normalverteilung
PF	Pulsfrequenz
PPG	Photoplethysmographie
pO <sub>2</sub>	Sauerstoffpartialdruck
pCO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxidpartialdruck
SaO <sub>2</sub>	arterielle Sauerstoffsättigung (Messung im arteriellen Blut)
SD	Standardabweichung
SpO <sub>2</sub>	arterielle Sauerstoffsättigung (pulsoximetrisch)

SO <sub>2</sub>	Sauerstoffsättigung im Blut
SulfHb	Sulfhämoglobin
Tab.	Tabelle
tHb	totale Hämoglobinkonzentration

## I. EINLEITUNG

Die Pulsoximetrie ist ein nichtinvasives Verfahren zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz (RUCHALA, 1997). Seit ihrer Einführung in den 1980er-Jahren hat sie sich zur wichtigsten Technologie bei der perioperativen Patientenüberwachung sowie der Betreuung von kritischen Patienten entwickelt (WAHR & TREMPER, 1995). In der Humanmedizin können durch den Einsatz von Pulsoximetern 32 – 80 Prozent (%) der perioperativen Narkosezwischenfälle erkannt werden (TINKER et al., 1989). Auch in der Tiermedizin verringert ihr Einsatz nachweislich die anästhesiebedingte Mortalitätsrate (BRODBELT et al., 2007). Die American Society of Anesthesiology (ASA) nahm die Pulsoximetrie im Jahr 1990 in ihre *Standards for Basic Intraoperative Monitoring* auf (GRUBB, 2002). Das American College of Veterinary Anesthesiologists (ACVA) folgte diesem Beispiel und fügte sie 1995 zu seinen *Suggestions for Monitoring Anesthetized Veterinary Patients* hinzu (ACVA, 1995).

Konventionelle Pulsoximeter benötigen einen adäquaten peripheren Blutfluss. Ihre Messungen können durch eine verminderte Perfusion erheblich beeinträchtigt werden (JOBES & NICOLSON, 1988; HANNING & ALEXANDER-WILLIAMS, 1995). New-Generation-Pulsoximeter sind durch den Einsatz von weiterentwickelten Algorithmen in der Lage, auch bei verminderter Durchblutung zuverlässige Ergebnisse zu liefern (GOLDMAN et al., 2000; PETTERSON et al., 2007). Ihr Einsatz wurde bisher noch nicht bei Hunden untersucht.

Pulsoximetersonden können bei Hunden an unterschiedlichen Körperstellen befestigt werden. Eine zuverlässige und häufig verwendete Messposition ist die Zunge (NISHIMURA et al., 1991; JACOBSON et al., 1992; HUSS et al., 1995; MATTHEWS et al., 2003). Ist diese jedoch unzugänglich oder störenden Einflussfaktoren ausgesetzt, muss eine alternative Lokalisation verwendet werden.

Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit und Zuverlässigkeit von zwei New-Generation-Pulsoximetern bei normaler und verminderter Perfusion an Hunden zu untersuchen. Es wurde außerdem bestimmt, an welchen Körperstellen zuverlässige Pulsoximetermessungen bei Hunden durchgeführt werden können.

## **II. LITERATURÜBERSICHT**

### **1. Invasive Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung**

Die arterielle Sauerstoffsättigung kann invasiv oder nichtinvasiv gemessen werden. Zu den invasiven Messverfahren gehören die Blutgasanalyse (BGA) und die CO-Oximetrie (AYRES, 2012; GRAY & POWELL, 2012). Die Pulsoximetrie ermöglicht eine Messung ohne Blutentnahme (AYRES, 2012).

#### **1.1. Blutgasanalyse**

Die Blutgasanalyse ist ein invasives Verfahren zur Messung der Partialdrücke von Sauerstoff ( $pO_2$ ) und Kohlenstoffdioxid ( $pCO_2$ ) sowie des pH-Wertes und des Säure-Basen-Haushaltes im arteriellen oder venösen Blut. Der Sauerstoffpartialdruck wird mit der Clark-Elektrode gemessen (MALLEY, 2005; GRAY & POWELL, 2012). Ihre Kathode besteht aus Platin und ihre Anode aus Silber. Sie befinden sich in einer mit Kaliumchlorid versetzten Phosphatpufferlösung. Die Blutprobe befindet sich in einer Küvette. Dort wird sie vor Luftkontamination geschützt und auf 37 Grad Celsius ( $^{\circ}C$ ) erwärmt (MALLEY, 2005).

Der Sauerstoff diffundiert aus der Blutprobe durch eine permeable Polyethylenmembran in die Elektrolytlösung. Die Silberanode zieht Chlorid-Ionen aus der Pufferlösung an und bildet mit ihnen Silberchlorid (FARMER, 1997; MALLEY, 2005). Diese Oxidation produziert einen konstanten Elektronenfluss in die Pufferlösung (FARMER, 1997). Gleichzeitig versorgt eine Stromquelle die Platinkathode mit einer Stromspannung von ungefähr 700 Millivolt (mV) (MALLEY, 2005). Dadurch werden die in die Elektrolytlösung diffundierten Sauerstoffmoleküle zur Kathode gezogen, an der sie mit Wasser und den Elektronen reagieren. Bei dieser Reaktion werden Hydroxid-Ionen gebildet (FARMER, 1997; MALLEY, 2005). Die Anzahl der an der Platinkathode verbrauchten Elektronen ist direkt proportional zum  $pO_2$  in der Blutprobe. Mit der Messung des Stromflusses zwischen den Elektroden mit einem Amperemeter, kann somit der  $pO_2$  bestimmt werden (FARMER, 1997). Sind  $pO_2$ , pH-Wert und die Bicarbonatkonzentration im Blut bekannt, wird anhand der physiologischen Sauerstoffdissoziationskurve die Sauerstoffsättigung ( $SO_2$ ) bestimmt (HASKINS, 2004; GRAY & POWELL, 2012). Erfolgt die Messung aus arteriellem Blut, wird

sie als arterielle Sauerstoffsättigung ( $\text{SaO}_2$ ) bezeichnet (GRAY & POWELL, 2012).

## 1.2. CO-Oximetrie

Die CO-Oximetrie ist ein invasives spektrophotometrisches Verfahren zur *in vitro* Messung von Oxy- ( $\text{HbO}_2$ ), Desoxy- ( $\text{HHb}$ ), Carboxy- ( $\text{COHb}$ ), Met- ( $\text{MetHb}$ ) und Sulfhämoglobin ( $\text{SulfHb}$ ) im arteriellen oder venösen Blut (FARMER, 1997; AYRES, 2012). Jedes Hämoglobinderivat wird als Prozentanteil der totalen Hämoglobinkonzentration ( $\text{tHb}$ ) angegeben (AYRES, 2012).

Spektrophotometer können die Konzentration einer gelösten Substanz bestimmen, indem sie deren einzigartigen Lichtabsorptionscharakteristika nutzen. Jede absorbierende Substanz besitzt einen individuellen Extinktionskoeffizienten (FARMER, 1997). Dieser gibt an, wieviel elektromagnetische Strahlung von einer Substanz in molarer Konzentration bei einer Länge von einem Zentimeter (cm) und bei einer definierten Wellenlänge absorbiert wird (CHRISTEN et al., 2016). Zur Konzentrationsbestimmung der gelösten Substanz wird Licht bekannter Intensität und Wellenlänge durch die Lösung emittiert und die transmittierte Lichtintensität mit einem Photodetektor gemessen (FARMER, 1997). Zusätzlich müssen die Länge des Transmissionsweges und der Extinktionskoeffizient der Substanz bei der verwendeten Wellenlänge bekannt sein (TREMPEL & BARKER, 1989; FARMER, 1997).

CO-Oximeter sind Spektrophotometer, die aus einer Lichtquelle, einem Monochromator, einer Küvette und einem Photodetektor bestehen (MARCZENKO & BALCERZAK, 2000; ZIJLSTRA et al., 2000). Eine Lampe produziert Licht bekannter Intensität, welches von einem Monochromator in seine Wellenlängen aufgespalten wird. Durch einen Filter wird die gewünschte Wellenlänge separiert und durch die in der Küvette befindliche hämolysierte Blutprobe gestrahlt (FARMER, 1997; MARCZENKO & BALCERZAK, 2000). Hersteller- und geräteabhängig werden vier bis acht Wellenlängen zwischen 475 und 600 Nanometer (nm) verwendet (AYRES, 2012). Ein Photodetektor misst die transmittierte Lichtintensität (MARCZENKO & BALCERZAK, 2000). Die Hämoglobinderivate besitzen bei den verwendeten Wellenlängen individuelle Extinktionskoeffizienten und absorbieren dementsprechend unterschiedliche Lichtmengen. Auf diese Weise können sie voneinander unterschieden und ihre

Konzentrationen berechnet werden (FARMER, 1997).

## **2. Nichtinvasive Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung - Pulsoximetrie**

Die Pulsoximetrie ist ein nichtinvasives Verfahren zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung. Außerdem wird mit ihr die Pulsfrequenz bestimmt (RUCHALA, 1997).

### **2.1. Messprinzipien**

Die Pulsoximetrie vereint zwei Messprinzipien miteinander. Durch die Spektrophotometrie können HbO<sub>2</sub> und HHb voneinander unterschieden werden, und mit der Photoplethysmographie (PPG) werden die beiden Hämoglobinderivate im arteriellen Blut gemessen (TREMPER & BARKER, 1989; JORGENSEN et al., 1995).

#### **2.1.1. Spektrophotometrie**

Pulsoximeter verwenden, wie CO-Oximeter, die Spektrophotometrie, um die Hämoglobinderivate und deren Konzentrationen zu messen. Sie nutzen im Gegensatz zur CO-Oximetrie nur zwei Wellenlängen. Dadurch können sie ausschließlich HbO<sub>2</sub> und HHb bestimmen (FARMER, 1997). Damit spektrophotometrische Messungen *in vivo* erfolgen können, müssen folgende Kriterien erfüllt werden. Das Gewebe muss für die verwendeten Wellenlängen durchlässig sein, Licht dieser Wellenlängen muss zuverlässig generiert und detektiert werden können, die Extinktionskoeffizienten der Hämoglobinderivate müssen sich unterscheiden und es darf bei jeder Wellenlänge nur eine absorbierende Substanz vorhanden sein (WUKITSCH et al., 1988).

Blaues, grünes, gelbes und ferninfrarotes Licht wird von Gewebe, Pigmenten und Wasser absorbiert. Demnach können Pulsoximeter ausschließlich rote und nahinfrarote Wellenlängen (600 – 1000 nm) für ihre Messungen verwenden. Bei 660 nm absorbiert HHb die zehnfache Lichtmenge von HbO<sub>2</sub>, während bei 940 nm der Extinktionskoeffizient von HbO<sub>2</sub> größer ist (WUKITSCH et al., 1988; SINEX, 1999). Die beiden vom Pulsoximeter verwendeten Wellenlängen können problemlos durch Lichtemittierende Dioden (LEDs) erzeugt und mit einem Photodetektor gemessen werden (WUKITSCH et al., 1988). Von zwei LEDs wird

abwechselnd rotes und nahinfrarotes Licht ausgestrahlt, durch ein kutanes Gefäßbett transmittiert und von einem Photodetektor gemessen (SINEX, 1999). Neben HHb und HbO<sub>2</sub> gibt es weitere absorbierende Substanzen im arteriellen Blut, welche die Messung beeinflussen können. Dazu gehören MetHb und COHb. In physiologischen Konzentrationen führen sie jedoch zu keiner Messbeeinträchtigung (WUKITSCH et al., 1988). Absorbierende Substanzen außerhalb des arteriellen Blutes verursachen eine ausgeprägtere Beeinflussung. Dazu gehören Haut, Weichteilgewebe, venöses und kapilläres Blut (TREMPER & BARKER, 1989; SCHNAPP & COHEN, 1990; SINEX, 1999).

### **2.1.2. Photoplethysmographie**

Die Photoplethysmographie ist ein optisches Verfahren zur Messung von Volumenveränderungen im Blut. Pulsoximeter können damit feststellen, welche Lichtabsorption dem arteriellen Blut zugeschrieben werden kann (TREMPER & BARKER, 1989; JORGENSEN, 1995). Die Absorption durch Haut, Fett, Knochen, venöses, kapilläres und nichtpulsierendes arterielles Blut ist während der Systole und Diastole gleich und führt zu einem konstanten Signal (direct current, DC-Signal) (TREMPER & BARKER, 1989; SCHNAPP & COHEN, 1990; SINEX, 1999; CHAN et al., 2013). Während der Systole erhöht sich die arterielle Blutmenge an der Messstelle, wodurch mehr Licht absorbiert und weniger transmittiert wird als während der Diastole (TREMPER & BARKER, 1989; SCHNAPP & COHEN, 1990). Das Pulsoximeter misst die transmittierte Lichtmenge mit 480 Hertz (Hz) und identifiziert jeweils den höchsten und niedrigsten Wert in der Messreihe. Die Differenz der beiden ergibt die Absorption, die nur durch die pulsierende Komponente des Blutes erzeugt wird (POLOGE, 1987; POETS, 2010). Dadurch entsteht ein pulsierendes Signal (alternating current, AC-Signal), welches 1 – 5 % des Gesamtsignals ausmacht (KIDD & VICKERS, 1989; TREMPER & BARKER, 1989).

Die Amplituden der AC- und DC-Signale bei beiden Wellenlängen sind direkt abhängig von der einfallenden Lichtintensität. LEDs erhöhen die ausgestrahlte Lichtintensität, um stark pigmentierte Haut durchdringen zu können. Wird dieselbe Lichtstärke an weniger stark pigmentierter Haut eingesetzt, überfordert die austretende Lichtintensität den Photodetektor und muss aus diesem Grund angepasst werden. Das Verhältnis zwischen Stromstärke und Lichtintensität ist fast linear. Pulsoximeter sind in der Lage, die Lichtintensität der LEDs zu



erkennen und sie durch Kontrolle der Stromstärke anzupassen (POLOGE, 1987). Durch Division des AC- durch das DC-Signal bei beiden Wellenlängen während der Diastole ist der AC-Wert unabhängig von der einfallenden Lichtintensität (POLOGE, 1987; WUKITSCH et al., 1988). Durch Division der korrigierten AC-Signale durch die korrigierten DC-Signale bei beiden Wellenlängen werden die konstanten Absorbierer aus der Messung entfernt und nur noch die absorbierenden Substanzen im pulsierenden Signal in der Berechnung berücksichtigt. Diese spiegeln das Verhältnis (R-Wert) von HHb zu HbO<sub>2</sub> im arteriellen Blut wider (WUKITSCH et al., 1988; SINEX, 1999). Der auf diese Weise errechnete R-Wert kann anschließend anhand einer experimentell gewonnenen Kalibrationskurve in SpO<sub>2</sub> umgewandelt werden (TREMPEL & BARKER, 1989; SINEX, 1999).

## **2.2. Geräteaufbau**

Pulsoximeter bestehen aus einer Sonde, Software und einem Display zur Messwertanzeige. Zur Software gehören ein Zeitschaltkreis, Signalverstärker, Filter, ein Analog-Digital-Umsetzer, ein Mikroprozessor und Algorithmen (POLOGE, 1987; DORSCH & DORSCH, 2007; CHAN, 2008).

### **2.2.1. Sonde**

Die Sonde ist der Kontaktpunkt zwischen Pulsoximeter und Patient. Sie enthält zwei LEDs und einen Photodetektor (DORSCH & DORSCH, 2007). Ihre Einteilung erfolgt nach dem Funktionsprinzip (Transmission oder Reflektion), der Gebrauchsart (einmal oder wiederverwendbar) oder dem Bestimmungsort am Menschen (CHAN, 2008).

#### **2.2.1.1. Transmissionssonde**

Bei Transmissionssonden wird von zwei LEDs abwechselnd rotes und nahinfrarotes Licht durch ein kutanes Gefäßbett gestrahlt. Das transmittierte Licht wird von einem Photodetektor auf der gegenüberliegenden Sonden­seite gemessen (SINEX, 1999). Bei Menschen werden die Sonden an Finger, Zeh, Ohr oder Nase befestigt (REDDY, 1997). Transmissionssonden werden am häufigsten verwendet (KEOGH & KOPOTIC, 2005; DORSCH & DORSCH, 2007).

#### **2.2.1.2. Reflektionssonde**

Bei Reflektionssonden wird von zwei LEDs abwechselnd rotes und nahinfrarotes Licht durch das darunterliegende Gewebe gestrahlt. Der Photodetektor befindet

sich neben den LEDs und misst die reflektierte Lichtintensität (REDDY, 1997). Eine besonders starke Lichtreflektion wird durch Knochen verursacht (KÖNIG et al., 1998).

Da sich die LEDs und der Photodetektor auf derselben SONDENSEITE befinden, können sie an vielen Körperstellen angebracht werden (MENDELSON et al., 1988; REDDY, 1997; KEOGH & KOPOTIC, 2005). Bei Menschen werden Stirn, Brustwand, Handfläche oder Fußsohle verwendet (SHIMADA et al., 1991).

Reflektionssonden besitzen dieselbe Messgenauigkeit wie Transmissionssonden. Bei verminderter Durchblutung scheinen sie sogar überlegen zu sein (CHENG et al., 1988; MENDELSON et al., 1988; PALVE, 1992; TAKATANI et al., 1992; FAISST et al., 1995; BRANSON et al., 2002; SUGINO et al., 2004; BERKENBOSCH & TOBIAS, 2006; CASATI et al., 2007; FERNANDEZ et al., 2007; SCHALLOM et al., 2007; WAX et al., 2009; NESSELER et al., 2012). Da ein Großteil des Lichtes von Gewebe und pulsierendem Blut absorbiert wird, müssen Reflektionssonden mit bis zu zehnmals schwächeren Messsignalen arbeiten als Transmissionssonden (FAISST et al., 1995; KÖNIG et al., 1998; KEOGH & KOPOTIC, 2005). Dadurch kann das Signal leicht durch ambientes Licht oder Bewegung beeinflusst werden (KEOGH & KOPOTIC, 2005). Außerdem muss die Sonde in der Lage sein, Licht zu eliminieren, welches ohne Durchquerung eines Gefäßbettes in den oberflächlichen Hautschichten gestreut wird (KÖNIG et al., 1998).

### **2.2.2. Zeitschaltkreis**

Photodioden sind aufgrund ihrer geringen Kosten und der linearen Umwandlung von Licht in elektrischen Strom die Photodetektoren der Wahl für Pulsoximeter (POLOGE, 1987; SCHOWALTER, 1997). Sie konvertieren die gemessene Lichtintensität in elektrischen Strom, welcher durch einen analogen Verstärker in Stromspannung umgewandelt wird. Der Photodetektor ist jedoch nicht in der Lage, Wellenlängen voneinander zu unterscheiden. Würden beide LEDs gleichzeitig Licht emittieren, wäre die von dem Photodetektor gemessene Stromstärke proportional zur Summe der Messsignale bei beiden Wellenlängen (POLOGE, 1987). Aus diesem Grund wird die Aktivität der LEDs und des Photodetektors in drei Messzyklen eingeteilt (POLOGE, 1987; SINEX, 1999). Diese laufen periodisch mit 480 Hz ab. Die LEDs werden nacheinander

angeschaltet (POLOGE, 1987). In der dritten Phase ist keine der LEDs aktiviert, und der Photodetektor misst das ambiente Licht, dessen Signal er von den anderen Messsignalen abzieht (SINEX, 1999).

### **2.2.3. Signalverstärker**

Das AC-Signal kann stark variieren. Ursachen für diese Variabilität sind Unterschiede in der Vaskularität und Perfusion an den verschiedenen Messstellen. Das Pulsoximeter besitzt einen automatischen Signalverstärker, um das AC-Signal in einen nutzbaren Bereich zu bringen. Dadurch nehmen jedoch auch Störsignale zu. Je kleiner das pulsierende Signal ist, desto mehr muss es verstärkt werden und umso ausgeprägter werden die Störsignale. Das Pulsoximeter hat in solchen Fällen Schwierigkeiten, den AC-Wert vom Störsignal zu unterscheiden. Dadurch wird die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Messung beeinträchtigt (POLOGE, 1987).

### **2.2.4. Filter**

Das zu beurteilende AC-Signal entsteht durch das pulsierende arterielle Blut. Da diese Pulsation durch den Herzschlag verursacht wird, beträgt das Signal unter normalen Umständen nicht mehr als 5 Hz (300 Schläge/Minute). Pulsoximeter limitieren das Messsignal durch Nutzung eines Tiefpassfilters auf weniger als 10 Hz (POLOGE, 1987).

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

Sobald die Signale verstärkt und gefiltert sind, werden sie durch einen Analog-Digital-Umsetzer in digitale Werte umgewandelt und in einen Mikroprozessor eingespeist. Dieser berechnet das Verhältnis (R-Wert) der transmittierten Lichtintensitäten. Der R-Wert wird anhand einer experimentell gewonnenen Kalibrationskurve in den  $SpO_2$ -Wert umgewandelt (POLOGE, 1987).

### **2.2.6. Algorithmus**

New-Generation-Pulsoximeter nutzen für ihre Messungen herstellereigenspezifische, bewegungstolerante Algorithmen. Nur wenig ist über ihre zugrundeliegenden Technologien bekannt (PETTERSON et al., 2007).

Die Masimo SET nutzt den Discrete-Saturation-Transform (DST) Algorithmus, welcher sich aus einem Referenzsignalerzeuger, einem adaptiven Filter und einem Spitzenwertspeicher zusammensetzt. Das vom Pulsoximeter gemessene Signal

besteht aus Signal und Störsignal. Masimo Set erzeugt Störreferenzsignale für Sättigungswerte von 0 – 100 % und gibt diese an einen adaptiven Filter weiter, der sie mit den eingehenden Signalen vergleicht. Das Störsignal wird erkannt und entfernt, sodass nur noch das wahre Signal vorhanden ist. Anschließend wird eine graphische Darstellung der gemessenen Signalstärken erstellt. Bei Bewegung entspricht der größte Ausschlag (durch den Spitzenwertspeicher identifiziert) dem höchsten Sättigungswert. Liegt keine Bewegung vor, gibt es nur einen Ausschlag (MASIMO, 2008; PETERSON et al., 2007).

Die Nellcor-Oximax-Technologie teilt allen eingehenden Signalen eine Gewichtung zu. Treten Signale nicht synchron mit dem durchschnittlichen Pulsrhythmus auf, wird ihnen eine geringere Bedeutung beigemessen. Die Anteile der Wellenform, die synchron mit der Herzfrequenz vorkommen, bleiben davon unbeeinflusst und haben einen größeren Anteil am angezeigten Messwert (PETERSON et al., 2007; NELLCOR, 2011).

Die Philips FAST SpO<sub>2</sub> (Fourier Artifact Suppression Technology) basiert auf einem frequenzbasierten Algorithmus. Er identifiziert zuerst die Frequenzkomponenten des Pulsschlages und vergleicht diese mit den Frequenzkomponenten des eingehenden Signals. So identifiziert er die Komponente, welche während des Pulsschlages bei roter und infraroter Wellenlänge vorhanden ist und berechnet damit die arterielle Sauerstoffsättigung (PETERSON et al., 2007).

### **2.2.7. Displayanzeigen**

Auf dem Display werden die gemessenen Werte angezeigt. Dazu gehören die Sauerstoffsättigung, die Pulsfrequenz, die Plethysmographiekurve, der Perfusionsindex und Alarmmeldungen (MASIMO, 2006; CHAN, 2008).

#### **2.2.7.1. Arterielle Sauerstoffsättigung**

Pulsoximeter besitzen eine Anzeige der arteriellen Sauerstoffsättigung in Prozent. Diese wird mit „SpO<sub>2</sub>“ abgekürzt (MASIMO, 2006).

#### **2.2.7.2. Pulsfrequenz**

Die Pulsfrequenz wird in Schläge pro Minute gemessen. Sie wird mit „PF“ abgekürzt (MASIMO, 2006).

### **2.2.7.3. Plethysmographiekurve**

Viele Pulsoximeter zeigen eine plethysmographische Wellenform an, die es erlaubt, Artefakte zu erkennen und diese von den Berechnungen auszuschließen (CHAN, 2008). Eine spitze Wellenform mit deutlicher dikrotischer Kerbe ist ein Indikator für eine gute Perfusion, während eine sinusförmige Wellenkontur auf eine schlechte Perfusion schließen lässt. Die Höhe der Pulskomponente der Welle ist proportional zur Pulsamplitude (MURRAY & FOSTER, 1996; BENDJELID, 2008). Ein Plethysmograph kann als Wellenform oder als Balken proportional zur Signalstärke angezeigt werden (CHAN, 2008).

### **2.2.7.4. Perfusionsindex**

Der Perfusionsindex ist ein Maß für die Pulsstärke an der Messstelle und damit eine indirekte und nichtinvasive Möglichkeit, die periphere Perfusion zu bestimmen. Er wird berechnet, indem das Pulsoximeter das Verhältnis der pulsierenden und nichtpulsierenden Komponente bei der infraroten Wellenlänge berechnet und dieses als Prozent anzeigt (MASIMO, o.J.). Eine Veränderung der peripheren Perfusion führt zu einer Veränderung der pulsierenden Komponente. Da das nichtpulsierende Signal unverändert bleibt, ändert sich das Verhältnis der beiden Komponenten zueinander. Der angegebene Wert gibt diese Veränderung wider (LIMA & BAKKER, 2005).

### **2.2.7.5. Alarmmeldungen**

Pulsoximeter zeigen herstellerspezifische Alarmmeldungen an. Dazu gehören Unter- oder Überschreitung der Messgrenzen, keine Verbindung von Sonde und Pulsoximeter, keine Verbindung von Sonde und Patient, Pulssuche, niedriger Batteriestatus, schlechte Signalqualität oder verminderte Perfusion (MASIMO, 2006).

## **2.3. Fehlerquellen**

Pulsoximeter können durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden. Diese können vom Pulsoximeter, dem Patienten oder der Umgebung ausgehen (SINEX, 1999; MCMORROW & MYTHEN, 2006).

### **2.3.1. Geräteinflüsse**

Das Pulsoximeter selbst kann zu einer Beeinträchtigung der Messung führen. Ursachen dafür können die Kalibration und die LEDs sein (POLOGE, 1987;

SINEX, 1999).

### **2.3.1.1. Kalibration**

Die ersten Pulsoximeter berechneten die arterielle Sauerstoffsättigung auf Basis des Lambert-Beerschen Gesetzes. Es geht davon aus, dass Licht ausschließlich transmittiert und absorbiert wird. Eine ebenfalls stattfindende Reflektion und Streuung wird nicht berücksichtigt (KELLEHER, 1989; TREMPER & BARKER, 1989). Moderne Pulsoximeter berechnen die arterielle Sauerstoffsättigung anhand experimentell gewonnener Kalibrationskurven. Zur Erstellung erhielten Versuchspersonen hypoxische Luft zum Einatmen, während gleichzeitig die arterielle Sauerstoffsättigung mit dem Pulsoximeter und CO-Oximeter gemessen wurde. Aus Sicherheitsgründen war das Ausmaß der Hypoxämie auf Sättigungswerte von nicht unter 75 % beschränkt. Die Form der Kalibrationskurve für niedrigere Werte ist extrapoliert. Das hat Auswirkungen auf ihre Genauigkeit (SINEX, 1999). Die Versuchgruppen bestanden größtenteils aus jungen Testpersonen, zum Teil sogar Leistungssportlern (GRACE, 1994; SINEX, 1999). Die Anwendbarkeit der Kalibrationskurven auf Patienten höheren Alters und mit medizinischen Problemen ist deswegen fraglich. Außerdem sind sie für Menschen kalibriert. Dies kann bei Tieren zu Messbeeinträchtigungen führen (SINEX, 1999).

### **2.3.1.2. Lichtemittierende Dioden**

LEDs sind keine idealen monochromatischen Lichtquellen (POLOGE, 1987; TREMPER & BARKER, 1989). Ungefähr 95 % ihres emittierten Lichtes liegt in einem Bereich von  $\pm 30 - 40$  nm. Die zentrale Wellenlänge kann sich temperatur-, alters- und herstellungsabhängig verändern (POLOGE, 1987; RALSTON et al., 1991a). Den größten Einfluss haben Unterschiede im Herstellungsprozess. Die zentrale Wellenlänge von Dioden desselben Typs und sogar desselben Herstellers kann um  $\pm 15$  nm variieren (POLOGE, 1987; TREMPER & BARKER, 1989).

Es existieren zwei Lösungsansätze für dieses Problem. Die LEDs können einzeln überprüft werden und diejenigen, deren Wellenlängen nicht der Vorgabe entsprechen, werden verworfen. Das ist jedoch eine kostenintensive Lösung (POLOGE, 1987; TREMPER & BARKER, 1989). Andere Hersteller lösen das Problem mit kompensatorischen Veränderungen in der Software und Datenverarbeitung (POLOGE, 1987; TREMPER & BARKER, 1989; SINEX,

1999). Pulsoximeter akzeptieren unterschiedliche Wellenlängen im roten und infraroten Bereich, die anschließend auf die richtigen Wellenlängen korrigiert werden. Dadurch kann eine größere Anzahl an LEDs verwendet werden. Es bedarf jedoch anspruchsvollerer Geräte, die Wellenlängen identifizieren und korrigieren können (POLOGE, 1987).

### **2.3.2. Umwelteinflüsse**

Die Pulsoximetrie kann durch äußere Einflüsse beeinträchtigt werden. Dazu gehören ambientes Licht und eine fehlerhafte Sondenpositionierung durch den Anwender (SINEX, 1999; CHAN et al., 2013).

#### **2.3.2.1. Ambientes Licht**

Pulsoximeter gehen fälschlicherweise davon aus, dass die Summe an absorbiertem und transmittiertem Licht exakt der Menge des emittierten Lichtes entspricht. Ambientes Licht ist jedoch eine potentielle Fehlerquelle (BROOKS et al., 1984; BLOCK, 1987; COSTARINO et al., 1987; HANOWELL et al., 1987; SWEDLOW et al., 1987; ZABLOCKI & RASCH, 1987; AMAR et al., 1989; TRIVEDI et al., 1997; BROWNLOW & BELL, 2000; WEBSTER et al., 2002; VAN OOSTROM et al., 2005; MATHES et al., 2008; SCHULTE et al., 2012).

Die LED- und Photodetektoraktivität ist in drei Messzyklen unterteilt, die mit 480 Hz ablaufen. In zwei Phasen wird Licht je einer Wellenlänge emittiert. In der dritten Phase ist keine der LEDs aktiv, und der Photodetektor misst ausschließlich ambientes Licht, dessen Menge er von den Werten in den beiden Messphasen subtrahiert (POLOGE, 1987; SINEX, 1999). Eine starke ambiente Lichtquelle kann diesen Mechanismus jedoch überwältigen (COSTARINO et al., 1987). Nachgewiesen wurde dies bereits bei Sonnenlicht, fluoreszierender Beleuchtung, OP-Lampen, Bilirubinlampen, infraroten Wärmelampen, fiberoptischen Instrumenten, Neuronavigationssystemen und anderen Pulsoximetern (BROOKS et al., 1984; BLOCK, 1987; COSTARINO et al., 1987; HANOWELL et al., 1987; SWEDLOW et al., 1987; ZABLOCKI & RASCH, 1987; AMAR et al., 1989; TRIVEDI et al., 1997; BROWNLOW & BELL, 2000; WEBSTER et al., 2002; VAN OOSTROM et al., 2005; MATHES et al., 2008; SCHULTE et al., 2012). Auch Fernbedienungen, Synchronisationsgeräte und die wireless-Verbindung zwischen Laptops und Druckern können potentielle Störquellen sein (VAN OOSTROM et al., 2005). Eine Abschirmung der Sonde mit einem

undurchlässigen Material bietet eine einfache Lösung, um Beeinträchtigungen zu vermeiden. Dafür können OP-Tücher oder mit Aluminium ausgekleidete Verpackungen verwendet werden (SIEGEL & GRAVENSTEIN, 1987; SWEDLOW et al., 1987; ZABLOCKI & RASCH, 1987; SIEGMUELLER, 2013).

Durch ambientes Licht kommt es zu einer Zunahme an Störsignalen bei beiden Wellenlängen. Das Resultat ist eine Annäherung des R-Wertes an 1. Dies korrespondiert mit einem SpO<sub>2</sub>-Wert von 85 % auf der Kalibrationskurve. Bei normaler Sauerstoffsättigung manifestiert sich dies als falsch niedrige Messung. Gefährlicher sind jedoch Störungen, die zu einer Überschätzung der Sauerstoffsättigung bei hypoxämischen Patienten mit einem SaO<sub>2</sub>-Wert von unter 85 % führen (KELLEHER & RUFF, 1989; BARKER et al., 1993; SINEX, 1999).

Die Pulsfrequenz wird ebenfalls durch ambientes Licht beeinflusst (BROOKS et al., 1984; BLOCK, 1987; COSTARINO et al., 1987; HANOWELL et al., 1987; AMAR et al., 1989). Bei einer falsch hohen Sauerstoffsättigung wurde auch eine falsch hohe Pulsfrequenz beobachtet (BLOCK, 1987; COSTARINO et al., 1987; HANOWELL et al., 1987). Lag ein falsch niedriger Sättigungswert vor, konnte eine falsch niedrige (BROOKS et al., 1984) oder normale Pulsfrequenz festgestellt werden (AMAR et al., 1989).

#### **2.3.2.2. Fehlerhafte Sondenpositionierung**

Trifft das emittierte Licht den Photodetektor ohne vorher ein arterielles Gefäßbett zu durchstrahlen, spricht man von optischem Shunting (SWEDLOW et al., 1987; GARDOSI et al., 1992). Dies tritt am häufigsten bei einer fehlerhaften Sondenpositionierung auf (SINEX, 1999; CHAN et al., 2013). Nach Möglichkeit sollte die Sonde durch den Nutzer an einer Stelle angebracht werden, an der sie jederzeit sichtbar ist (BARKER et al., 1993). Durch optisches Shunting nimmt das Störsignal bei beiden Wellenlängen zu, wodurch ein R-Wert von 1 entsteht. Dies entspricht einem SpO<sub>2</sub>-Wert von 85 % auf der Kalibrationskurve (KELLEHER & RUFF, 1989; BARKER et al., 1993).

Die Messstelle sollte haarlos, nicht pigmentiert und das Gewebe möglichst dünn sein. Da dies bei Tieren oft nicht gewährleistet werden kann, ist die Sondenpositionierung erschwert. Verwendbare Lokalisationen sind die Lippe, die Vulva, das Präputium, der Zwischenzehenbereich, die Kniefalte, die Ohrmuschel, der Metacarpus, die Zehen und der Schwanz. Die Nüstern und das Nasenseptum



können bei großen Tieren ebenfalls benutzt werden (GRUBB, 2002).

### **2.3.3. Patienteneinflüsse**

Die häufigsten Messbeeinträchtigungen entstehen durch die Patienten. Mögliche Ursachen sind eine verminderte Perfusion, Bewegung, Hautpigmentation, venöse Pulsation, fetales Hämoglobin sowie Veränderungen von Blutfarbstoffen wie bei Anämie, Dyshämoglobinämie, externe Farbstoff im Blut oder Hyperbilirubinämie (SINEX, 1999; CHAN et al., 2013).

#### **2.3.3.1. Verminderte Perfusion**

Pulsoximetermessungen können durch eine verminderte Perfusion erheblich beeinträchtigt werden (JOBES & NICOLSON, 1988; HANNING & ALEXANDER-WILLIAMS, 1995). Selbst bei optimaler Durchblutung macht das pulsierende Signal nur 1 – 5 % des Gesamtsignals aus (KIDD & VICKERS, 1989; TREMPER & BARKER, 1989).

Eine große Studienanzahl in der Humanmedizin untersuchte den Einfluss verringerter Durchblutung auf die Pulsoximetrie. Die Hypoperfusion wurde durch Herzoperationen, Gabe vasokonstriktiver Medikamente, Kühlung einer Extremität oder des Körpers und externe Kompression einer Gliedmaße erreicht (MIHM & HALPERIN, 1985; LAWSON et al., 1987; GABRIELCZYK & BUIST, 1988; GREENBLOTT et al., 1989; KUTTLA & NIINIKOSKI, 1989; MORRIS et al., 1989; PALVE & VUORI, 1989; AL KHUDHAIRI et al., 1990; FALCONER & ROBINSON, 1990; LANGTON et al., 1990; SEVERINGHAUS & SPELLMAN, 1990; CLAYTON et al., 1991; IBANEZ et al., 1991; PALVE & VUORI, 1991; PALVE, 1992; IYER et al., 1996; NIJLAND et al., 1996; TRIVEDI et al., 1997; VILLANUEVA et al., 1999; VAN DE LOUW et al., 2001; IRITA et al., 2003; HINKELBEIN et al., 2005; MACLEOD et al., 2005; NISHIYAMA, 2006; TALKE & STAPELFELDT, 2006).

Während Herzoperationen kommt es durch Hypothermie und kardiopulmonalen Bypass zu einer verminderten peripheren Perfusion (KUTTLA & NIINIKOSKI, 1989; PALVE & VUORI, 1989). Unter diesen Bedingungen konnten in manchen Studien beim Vergleich der CO-Oximetrie mit der Pulsoximetrie gute Messgenauigkeiten mit nur geringer Überschätzung der Sauerstoffsättigung (GABRIELCZYK & BUIST, 1988; PALVE & VUORI, 1989; MACNAB et al., 1990), in anderen Studien starke Ungenauigkeiten und erhöhte Ausfallraten

beobachtet werden (KURKI et al., 1989; AL KHUDHAIRI et al., 1990; IYER et al., 1996; BELL et al., 1999). Während Herzoperationen besitzen New-Generation-Pulsoximeter bessere Messgenauigkeiten und geringere Ausfallraten als konventionelle Pulsoximeter (IRITA et al., 2003).

Die Gabe vasoaktiver Medikamente führt zu einer Überschätzung der Sauerstoffsättigung. Sie führt ebenfalls zu vermehrten Signalverlusten (MIHM & HALPERIN, 1985; IBANEZ et al., 1991; NIJLAND et al., 1996; VAN DE LOUW et al., 2001; TALKE & STAPELFELDT, 2006).

In kalter Umgebung führen lokale Vasokonstriktion oder Shunting zu einer deutlichen Verringerung des Blutflusses in den Akrenregionen. Dies führt zu einer Überschätzung der Sauerstoffsättigung (BRUNEI & COHEN, 1988; RUBINSTEIN & SESSLER, 1990; SESSLER et al., 1992; HYNSON et al., 1992; SCHRAMM et al., 1997).

Durch Verschluss des arteriellen Blutflusses mit einer Blutdruckmanschette kann eine Hypoperfusion induziert werden (GREENBLOTT et al., 1989; MORRIS et al., 1989; WEBER et al., 1995; VILLANUEVA et al., 1999). Eine gezielte Abklemmung der Arterie verhindert venöse Kongestion (FALCONER & ROBINSON, 1990; TRIVEDI et al., 1997). Diese Methode ist geeignet um den systolischen Blutdruck zu schätzen (KORBON et al., 1987; WALLACE et al., 1987), jedoch kein Beweis für eine adäquate Gewebeoxygenierung (LAWSON et al., 1987; WEBB et al., 1991). Die Manschette reduziert zwar den Blutfluss in der Extremität. Sie imitiert allerdings nicht die physiologische Vasokonstriktion oder den Anstieg des venösen Druckes (VILLANUEVA et al., 1999). LAWSON et al. (1987) konnten bei Reduktion der Durchblutung auf nur 4 – 8 % weiterhin Messungen gewinnen. Demnach ist eine vorhandene Pulsoximetermessung keine Garantie für einen adäquaten Blutfluss (LAWSON et al., 1987; SEVERINGHAUS & SPELLMAN, 1990; IRITA et al., 2003).

#### **2.3.3.2. Bewegung**

Durch Bewegung werden das venöse Blut und andere nichtpulsierende Komponenten in Bewegung versetzt (POLOGE, 1987; CHAN et al., 2013). Dadurch wird das pulsierende Signal nicht mehr ausschließlich durch arterielles Blut gebildet (CHAN et al., 2013). Durch Zittern, kardiopulmonale Wiederbelebung, Ventilatoren, Vibrationen und Muskelzuckungen kommt es zu

Messbeeinträchtigungen (LANGTON & HANNING, 1990; MOORTHY et al., 1990; FAIRMAN, 1992; SEVERINGHAUS & KELLEHER, 1992; BLOCK & STAHL, 1995; KEIDAN et al., 1997; SINEX, 1999; AUYONG & HABIB, 2004). Tonisch-klonische Anfälle und Vibrationen von Helikoptern haben keinen Einfluss (SHORT et al., 1989; TALKE et al., 1990; JAMES et al., 1991). Konventionelle Pulsoximeter versuchen den Einfluss von Bewegungsartefakten mit Hilfe verschiedener Techniken zu verringern. Sie nutzen eine Durchschnittsberechnung der Sättigungswerte, Alarmverzögerung oder Anhalten der angezeigten Messwerte (PETTERSON et al., 2007).

Pulsoximeter berechnen einen Durchschnitt der gemessenen SpO<sub>2</sub>-Werte über zwei bis 16 Sekunden, bevor sie einen Messwert anzeigen (KIDD & VICKERS, 1989). Kurzzeitig auftretende Hypoxämien haben keinen Einfluss auf den SpO<sub>2</sub>-Wert. Die Alarmrate wird massiv reduziert, jedoch steigt die Wahrscheinlichkeit, dass hypoxämischen Episoden übersehen werden (RHEINECK-LEYSSIUS & KALKMAN, 1997). Durch ein zeitverzögertes Auslösen des Alarms für niedrige Sättigungswerte können Pulsoximeter kurzzeitig auftretende hypoxämische Episoden ignorieren. Ein schneller wahrer Sättigungsabfall kann dadurch erst spät erkannt werden (RHEINECK-LEYSSIUS & KALKMAN, 1997). Interne Algorithmen bewerten die Zuverlässigkeit der Messwerte, indem sie deren Veränderungsrate berechnen. Verringert sich die Sättigung innerhalb 1/10 einer Sekunde von 95 auf 50 %, wird dieser Wert nicht in den Durchschnittswert des angezeigten SpO<sub>2</sub>-Wertes einbezogen, oder ihm wird ein weniger stark gewichteter Faktor zugewiesen (WUKITSCH et al., 1988; TREMPER & BARKER, 1989). Ist die Bewegung stark genug, um die SpO<sub>2</sub>-Messung zu beeinflussen, wird der aktuelle SpO<sub>2</sub>-Wert solange angezeigt, bis ein zuverlässiger Wert gewonnen werden kann (PETTERSON et al., 2007). Dadurch können signifikante Entsättigungsepisoden übersehen und die Genauigkeit und Antwortzeit der Pulsoximeter negativ beeinflusst werden (TREMPER & BARKER, 1989; BARKER, 2002; HAY et al., 2002; POETS et al., 2002; PETTERSON et al., 2007).

New-Generation-Pulsoximeter nutzen herstellerspezifische, bewegungstolerante Algorithmen (PETTERSON et al., 2007). Während Bewegung führt ihr Einsatz zu deutlich weniger Fehlalarmen und Messausfällen (BOHNHORST et al., 2000; MALVIYA et al., 2000; BROUILLETTE et al., 2002; HAY et al., 2002; POETS

et al., 2002; TRANG et al., 2004; WORKIE et al., 2005).

### **2.3.3.3. Pigmentation der Haut**

Die chromatischen Charakteristika der Hautpigmentation entstehen durch Interaktion des Lichts mit der Epidermis und Dermis. Bei roter Wellenlänge sind HHb und Melanin die primären Absorbierer in der Haut. Mit zunehmender Hautpigmentation verlängert sich der Lichtweg im Gewebe (FEINER et al., 2007). Theoretisch führt diese konstante Lichtabsorption zu keiner Messbeeinträchtigung, da Pulsoximeter ausschließlich das pulsierende Signal für ihre Berechnungen verwenden (RALSTON et al., 1991b; FEINER et al., 2007). In der Nähe liegende Arterien verursachen jedoch durch mechanische Krafteinwirkung eine Pulsation des Gewebes und damit auch der Pigmentation (FEINER et al., 2007).

Der Einfluss der Hautpigmentation auf die Messgenauigkeit wird unterschiedlich beurteilt. Eine Reihe an Studien konnten keine Beeinflussung der Messung finden (CECIL et al., 1988; GABRIELCZYK & BUIST, 1988; BOTHMA et al., 1996; ADLER et al., 1998; WITTING & SCHARF, 2008). Andere Studien fanden eine Beeinträchtigung, die in Gegenwart von Hypoxie verstärkt wurde (RIES et al., 1989; JUBRAN & TOBIN, 1990; VOLGYESI & SPAHR-SCHOPFER, 1991; ZEBALLOS & WEISMAN, 1991; LEE et al., 1993; BICKLER et al., 2005; FEINER et al., 2007). Bei niedrigen Sättigungswerten konnte eine Überschätzung der Sättigung von bis zu 8 % gefunden werden (BICKLER et al., 2005; FEINER et al., 2007). Der Einfluss der Hautpigmentation auf die Signalqualität wird ebenfalls kontrovers bewertet. ADLER et al. (1998) konnten an pigmentierten Menschen keine Probleme mit der Signalqualität feststellen, während RIES et al. (1989) signifikant häufiger technische Probleme feststellten. Dieses Phänomen wurde auch an pigmentierten Hunden beobachtet (NISHIMURA et al., 1991; FAIRMAN, 1992).

### **2.3.3.4. Venöse Pulsation**

Pulsoximeter gehen davon aus, dass das pulsierende Signal der Lichtabsorption ausschließlich durch arterielles Blut verursacht wird (YELDERMAN & NEW, 1983; SCHELLER & LOEB, 1988; WUKITSCH et al., 1988; SCHNAPP & COHEN, 1990). Durch Trikuspidalklappeninsuffizienzen, Rechtsherzversagen, externe Kompression, Husten, mechanische Ventilation oder Lagerung der

Gliedmaße unterhalb des Herzniveaus kann es zu venöser Pulsation und arteriovenösem Shunting kommen. Das Pulsoximeter interpretiert das pulsierende venöse Blut als arterielles Blut, was zu einem falsch niedrigen SpO<sub>2</sub>-Wert führt (NEW, 1985; KIM et al., 1986; SCHELLER & LOEB, 1988; MARK, 1989; TREMPER & BARKER, 1989; SCHNAPP & COHEN, 1990; SAMI et al., 1991; STEWART & ROWBOTTOM, 1991; BROOME et al., 1993; SHELLEY et al., 1993; BUCHER et al., 1994; DASSEL et al., 1995; SECKER & SPIERS, 1997; SHELLEY et al., 2005; HART & WARRILLOW, 2006; SHELLEY et al., 2006).

### 2.3.3.5. Anämie

Eine Anämie beeinflusst die Messung bei normoxämischen Patienten kaum. Bei Hunden führt erst ein Hämatokrit von unter 10,0 % zu einer Unterschätzung der Sauerstoffsättigung um durchschnittlich 5,4 % (LEE et al., 1991). Humanmedizinische Studien liefern ähnliche Ergebnisse (JAY & RENZI, 1992; RAMSING & ROSENBERG, 1992). Es konnten sogar bei Hämoglobinwerten von nur 2,3 g/dl zuverlässige Messergebnisse erreicht werden (JAY et al., 1994; RAMSING & ROSENBERG, 1992). Erst bei einer Hämoglobinkonzentration von unter 2,0 g/dl ist eine Messung wahrscheinlich nicht mehr möglich (JAY et al., 1994). Bei einer gleichzeitig vorliegenden Hypoxämie wird die Messgenauigkeit stärker beeinflusst, und die Fehlerrate steigt deutlich an (SEVERINGHAUS & KOH, 1990). Eine erhöhte Hämoglobinkonzentration kann ebenfalls Messfehler verursachen. In einer *in-vitro*-Studie führten Hämoglobinwerte von 160,0 g/dl zu einer Überschätzung der Sauerstoffsättigung von 30 – 37 % (KOLESAR et al., 1990).

### 2.3.3.6. Dyshämoglobinämie

Pulsoximeter verwenden zwei Wellenlängen und können aus diesem Grund nur zwei Hämoglobinderivate messen: HbO<sub>2</sub> und HHb. Liegen physiologische MetHb- und COHb-Konzentrationen vor, stellt dies kein Problem dar. In erhöhten Konzentrationen können sie jedoch die Messung beeinflussen. Die Messbeeinträchtigung der Dyshämoglobine beruht auf Überschneidungen ihrer Absorptionsspektren mit denen von HbO<sub>2</sub> und HHb bei den von Pulsoximetern verwendeten Wellenlängen (ALEXANDER et al., 1989).

COHb absorbiert bei einer Wellenlänge von 940 nm ungefähr 10 % der von HbO<sub>2</sub> absorbierten Lichtmenge (TORRETTI, 1992). Bei 660 nm absorbiert es fast

dieselbe Lichtmenge wie HbO<sub>2</sub> und wird fälschlicherweise als dieses gemessen. Es ist eine weit verbreitete Fehlinformation, dass COHb vom Pulsoximeter als HbO<sub>2</sub> gemessen würde und die SpO<sub>2</sub>-Messung aus diesem Grund eine Summe aus HbO<sub>2</sub> und COHb wäre. Dies wäre nur möglich, wenn COHb bei beiden Wellenlängen denselben Absorptionskoeffizienten wie HbO<sub>2</sub> besäße (ALEXANDER et al., 1989; RALSTON et al., 1991b; TORRETTI, 1992). Eine von BARKER und TREMPER (1987) an Hunden durchgeführte Studie kam zu dem Schluss, dass COHb vom Pulsoximeter als eine Kombination aus 90 % HbO<sub>2</sub> und 10 % HHb gemessen wird. Es wurden bei COHb-Konzentrationen von 70 % weiterhin SpO<sub>2</sub>-Werte von 90 % gefunden, während die wahre Sättigung bei 30 % lag (BARKER & TREMPER, 1987). Für jedes Prozent an zirkulierendem COHb wird die wahre Sättigung um ungefähr 1 % überschätzt (GONZALEZ et al., 1990; BARKER & TREMPER, 1987; TASHIRO et al., 1988; VEGFORS & LENNMARKEN, 1991; SEIDLER et al., 1993; BUCKLEY et al., 1994; BOZEMAN, 1998; HAMPSON, 1998; KEEGAN & HARRISON, 2002). In Anwesenheit von COHb sollten die SpO<sub>2</sub>-Werte mit einem CO-Oximeter verifiziert werden (TASHIRO et al., 1988; LEE et al., 2000; AKHTAR et al., 2007; CALLAHAN, 2008; VERHOVSEK et al., 2010).

MetHb besitzt bei 660 nm dasselbe Absorptionsverhalten wie HHb. Bei 940 nm wird eine stärkere Absorption als bei allen anderen Hämoglobinderivaten gefunden (TREMPER & BARKER, 1989). Seine Absorptionskoeffizienten sind bei beiden Wellenlängen ungefähr gleich (EISENKRAFT, 1988a; ZIJLSTRA et al., 1991). Eine signifikante Methämoglobinämie (> 30 %) verursacht bei beiden Wellenlängen starke pulsatile Absorptionen und zwingt den R-Wert Richtung 1, was einer Sauerstoffsättigung von 85 % auf der Kalibrationskurve entspricht (ALEXANDER et al., 1989; BARKER et al., 1989). BARKER et al. (1989) untersuchten den Einfluss von steigenden MetHb-Konzentrationen auf die SpO<sub>2</sub>-Messung an Hunden. Ausgehend von physiologischen SpO<sub>2</sub>-Werten wurde initial eine Abnahme beobachtet bis ein Plateau von 80 – 85 % erreicht wurde. Dies geschah bei MetHb-Konzentrationen von 30 – 35 %. Bei höheren Met-Hb-Konzentrationen fiel der SpO<sub>2</sub>-Wert nicht weiter ab (BARKER et al., 1989).

SulfHb hat bei 660 nm eine stärkere Absorption als HHb oder MetHb (FINCH, 1948; SIGGARD-ANDERSEN et al., 1972; ARAVINDHAN & CHISHOLM, 2000). Vermutlich besitzt es denselben Absorptionskoeffizienten bei roter und

infraroter Wellenlänge, da Menschen mit Sulfhämoglobinämie einen SpO<sub>2</sub>-Wert von ungefähr 85 % zeigen. Dies entspricht einem R-Wert von 1 auf der Kalibrationskurve (LU et al., 1998; ARAVINDHAN & CHISHOLM, 2000; GHARAHBAGHIAN et al., 2009). Die meisten älteren CO-Oximeter nutzen vier Wellenlängen und sind deswegen nur in der Lage, HbO<sub>2</sub>, HHb, MetHb und COHb voneinander zu unterscheiden. Daher werden signifikant hohe Konzentrationen an SulfHb oft fälschlicherweise als MetHb gemessen, da viele Spektrophotometer SulfHb und MetHb nicht genau genug voneinander unterscheiden können. Neuere CO-Oximeter sind in der Lage MetHb und SulfHb zu differenzieren (LU et al., 1998; GHARAHBAGHIAN et al., 2009).

#### **2.3.3.7. Fetales Hämoglobin**

Fetales Hämoglobin (HbF) hat bei roter und infraroter Wellenlänge ähnliche Lichtabsorptionscharakteristika wie adultes Hämoglobin (HbA). Sein Vorhandensein hat deswegen keinen Einfluss auf die Pulsoximetrie (ANDERSON, 1987; POLOGE & RALEY, 1987; RAMANATHAN et al., 1987; HARRIS et al., 1988; ZIJLSTRA et al., 1991; DAWSON et al., 2007). Es kann jedoch die CO-Oximetrie beeinflussen. HbA und HbF unterscheiden sich in ihren Absorptionscharakteristika vor allem im Wellenlängenbereich von 450 – 650 nm, welcher von den meisten CO-Oximetern genutzt wird (ZWART et al., 1981; ZIJLSTRA et al., 1983; ZIJLSTRA et al., 1991; MAHONEY et al., 1993). HbF besitzt bei diesen Wellenlängen ähnliche Absorptionscharakteristika wie COHb, wodurch es fälschlicherweise als dieses gemessen wird. Dies führt zu falsch hohen COHb-Werten (CORNELISSEN et al., 1983; POLOGE & RALEY, 1987). Das Ausmaß der Beeinflussung ist geräteabhängig (ZIJLSTRA et al., 1991; MAHONEY et al., 1993; CHAN et al., 2013).

Die Blutgasanalyse liefert ebenfalls keine zuverlässigen Messungen der arteriellen Sauerstoffsättigung in Anwesenheit von fetalem Hämoglobin, da sich die Sauerstoffdissoziationskurven von HbA und HbF unterscheiden. Ein SaO<sub>2</sub>-Wert von 50 % wird bei HbA bei einem PaO<sub>2</sub> von 27 mmHg erreicht, während bei HbF 19 mmHg ausreichen (CHAN et al., 2013). Somit verschiebt fetales Hämoglobin die Sauerstoffdissoziationskurve nach links (WUKITSCH et al., 1988).

#### **2.3.3.8. Hyperbilirubinämie**

Bilirubin besitzt eine starke Lichtabsorption bei 460 nm und zwei weniger

ausgeprägte Absorptionen bei 560 nm und 600 nm (AMAZON et al., 1981; FOUZAS et al., 2011). Humanmedizinische Studien konnten keinen direkten Einfluss von Hyperbilirubinämie auf die Pulsoximetrie nachweisen (FANCONI et al., 1985; ANDERSON, 1987; RAMANATHAN et al., 1987; WALSH et al., 1987; BEALL & MOORTHY, 1989; PRAUD et al., 1989; VEYCKEMANS et al., 1989; CHELLURI et al., 1991; POETS & SOUTHALL, 1994; FOUZAS et al., 2011). Bilirubin kann das Pulsoximeter jedoch durch einen indirekten Mechanismus beeinflussen (VEYCKEMANS et al., 1989). Beim Abbau des Porphyrinringes des Hämoleküls entstehen Bilirubin und Kohlenstoffmonoxid. Dadurch erhöht sich die COHb-Konzentration (ENGEL et al., 1971).

Hyperbilirubinämie hat einen direkten Einfluss auf die CO-Oximetrie (BEALL & MOORTHY, 1989; RALSTON et al., 1991b). Die Absorptionsspektren von MetHb und COHb überschneiden sich mit denen von Bilirubin. Dadurch kann Bilirubin als eines der beiden Dyshämoglobine interpretiert werden und somit zu falsch hohen COHb- und MetHb-Messwerten führen (CLERBAUX et al., 1988; BEALL & MOORTHY, 1989). Der Grad der Anfälligkeit ist geräteabhängig (VEYCKEMANS & BAELE, 1990). Bei Hyperbilirubinämie liefert die Pulsoximetrie zuverlässigere Ergebnisse als die CO-Oximetrie (BEALL & MOORTHY, 1989; SINEX, 1999).

#### **2.3.3.9. Externe Farbstoffe im Blut**

Die Farbstoffe Methylenblau, Isosulfanblau, Patentblau V, Indocyaningrün und Indigocarmin können bei intravenöser, intraarterieller, subkutaner, intradermaler, intralymphatischer, intraparenchymaler, peritonealer, intratumoraler und intrauteriner Injektion zu falsch niedrigen SpO<sub>2</sub>-Werten führen. Dieses Phänomen beruht auf Überschneidungen der Lichtabsorptionsspektren der Hämoglobinderivate mit denen der Farbstoffe (KESSLER et al., 1986; SCHELLER et al., 1986; SIDI et al., 1987; EISENKRAFT, 1988b; GORMAN & SHNIDER, 1988; KUMAR et al., 1990; ROBINSON & MCFADZEAN, 1990; SCOTT & COOPER, 1991; MORELL et al., 1993; LARSEN et al., 1995; SAITO et al., 1995; MCEWAN & LAM, 1997; COLEMAN et al., 1999; RIZZI et al., 2000; VOKACH-BRODSKY et al., 2000; CHIA et al., 2001; HOSKIN & GRANGER, 2001).

Der Farbstoff Methylenblau zeigt eine maximale Lichtabsorption zwischen 609



und 668 nm (KESSLER et al., 1986; SCHELLER et al., 1986; ROBINSON & MCFADZEAN, 1990). Ungefähr 30 Minuten nach intravenöser Applikation sinkt der SpO<sub>2</sub>-Wert auf Werte zwischen 1 und 91 % und kehrt nach wenigen Minuten zum Ausgangswert zurück (KESSLER et al., 1986; SCHELLER et al., 1986; SIDI et al., 1987; GORMAN & SHNIDER, 1988; ROBINSON & MCFADZEAN, 1990; KROEBER et al., 2005; SIEBERT et al., 2005). CO-Oximeter können in Anwesenheit von Methylenblau ebenfalls fehlerhafte Messungen liefern. Das Absorptionsspektrum von Methylenblau überschneidet sich mit dem von MetHb und kann fälschlicherweise als dieses gemessen werden (SCHELLER et al., 1986; SIDI et al., 1987; EISENKRAFT, 1988b).

Isosulfanblau besitzt ein Absorptionsmaximum zwischen 638 und 646 nm. Dies ähnelt dem Absorptionsspektrum von HHb, wodurch es als dieses gemessen werden kann (BARKER et al., 1989; COLEMAN et al., 1999; RIZZI et al., 2000; VOKACH-BRODSKY et al., 2000; SPRUNG et al., 2003; PINERO et al., 2004; HAQUE & NOSSAMAN, 2012). Schon wenige Sekunden nach Applikation kommt es zum Abfall des SpO<sub>2</sub>-Wertes. Es werden Nadir-Werte zwischen 82 – 97 % gefunden. Die Werte kehrten fünf bis 420 Minuten nach Gabe zum Ausgangswert zurück (COLEMAN et al., 1999; RIZZI et al., 2000; VOKACH-BRODSKY et al., 2000; HOSKIN & GRANGER, 2001; MOMENI & ARIYAN, 2004; WISELY & ZEITON, 2005; HAQUE & NOSSAMAN, 2012; ZENGEL et al., 2014).

Patentblau V besitzt ein Absorptionsmaximum bei ungefähr 640 nm. Wie Isosulfanblau ähnelt sein Absorptionsspektrum dem von HHb und kann fälschlicherweise als dieses gemessen werden (MORELL et al., 1993; SAITO et al., 1995; MCEWAN & LAM, 1997; KOIVUSALO et al., 2002; HUETER et al., 2005; KIECKBUSCH et al., 2008; HOWARD et al., 2011). Wenige Sekunden nach Applikation fällt der SpO<sub>2</sub>-Wert auf 57 – 98 % ab. Die Beeinflussung kann Minuten bis mehrere Tage betragen (MORELL et al., 1993; SAITO et al., 1995; KOIVUSALO et al., 2002; HUETER et al., 2005; KIECKBUSCH et al., 2008; VIEIRA et al., 2008; ISHIYAMA et al., 2015). Patentblau V kann auch die CO-Oximetrie beeinträchtigen. MetHb wird von CO-Oximetern bei seiner maximalen Absorption von 635 nm gemessen (HUETER et al., 2005). Da das Absorptionsmaximum von Patentblau V bei 640 nm liegt, misst das CO-Oximeter Patentblau als MetHb. Dadurch kommt es zu falsch hohen MetHb-Messwerten

(HUETER et al., 2005; KIECKBUSCH et al., 2008). Es wurden MetHb-Messwerte von bis zu 56 % nach Gabe von Patentblau V gefunden (LARSEN et al., 1995).

Die maximale Lichtabsorption von Indocyaningrün liegt bei 805 nm. In höheren Konzentrationen steigt auch seine Lichtabsorption bei 660 nm (SIDI et al., 1987). Die intravenöse Gabe führt innerhalb von Sekunden zu einem Abfall des SpO<sub>2</sub>-Wertes. Dieser kann zwischen zehn Sekunden und zehn Minuten erniedrigt bleiben (SCHELLER et al., 1986; SIDI et al., 1987; RALSTON et al., 1991b; BÖHRER et al., 1993; SRIGANESH et al., 2013). Nadirwerte von 84 – 94 % wurden gefunden (SCHELLER et al., 1986; SIDI et al., 1987; BÖHRER et al., 1993; SRIGANESH et al., 2013). Indocyaningrün hat keinen Einfluss auf die CO-Oximetrie (SIDI et al., 1987).

Indigocarmin besitzt eine starke Lichtabsorption bei 620 nm. Wenige Sekunden nach Applikation sinkt der SpO<sub>2</sub>-Wert auf 92 % und kehrt nach 40 Sekunden auf den Ausgangswert zurück (SCHELLER et al., 1986).

### **III. MATERIAL UND METHODEN**

Die Studie wurde in drei Abschnitte gegliedert. Im ersten Teil wurde die co-oximetrisch mit der pulsoximetrisch gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung verglichen. Die beiden nachfolgenden Studienabschnitte untersuchten den Einfluss verminderter Perfusion und unterschiedlicher Messpositionen auf die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung und Pulsfrequenz. Die Studie wurde von der Ethikkommission des Zentrums für klinische Tiermedizin der LMU München unter der Nummer 16-04-10-13 genehmigt.

#### **1. Material**

##### **1.1. Patienten**

Die Studienpopulation bestand aus 140 Hunden, die zwischen Februar 2014 und Mai 2015 in der Medizinischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München vorgestellt wurden. Diese teilten sich wie folgt auf die drei Studienabschnitte auf.

Der erste Teil bestand aus 20 Hunden, bei denen im Rahmen ihrer intensivmedizinischen und perianästhetischen Betreuung eine arterielle Blutgasanalyse durchgeführt werden musste. Indikationen für eine arterielle Blutgasanalyse waren: Bronchoskopien bei Hunden mit Lungenerkrankung zur Feststellung der Notwendigkeit einer zusätzlichen postanästhetischen Sauerstoffunterstützung und dauerhaft sedierte Hunde wegen Krampfanfällen, Tetanus, Botulismus und Aspirationspneumonien. Die Blutentnahme erfolgte unabhängig von der Studie ausschließlich im Interesse der Patientensicherheit und -überwachung. Zu den Ausschlusskriterien gehörten die potentielle Verzögerung lebensrettender Maßnahmen und Blutgerinnungsstörungen. Es wurden nur Hunde in die Studie aufgenommen, bei denen aufgrund der Grunderkrankung oder einer Anästhesie das Anbringen der Pulsoximetersonde an der Zunge möglich war.

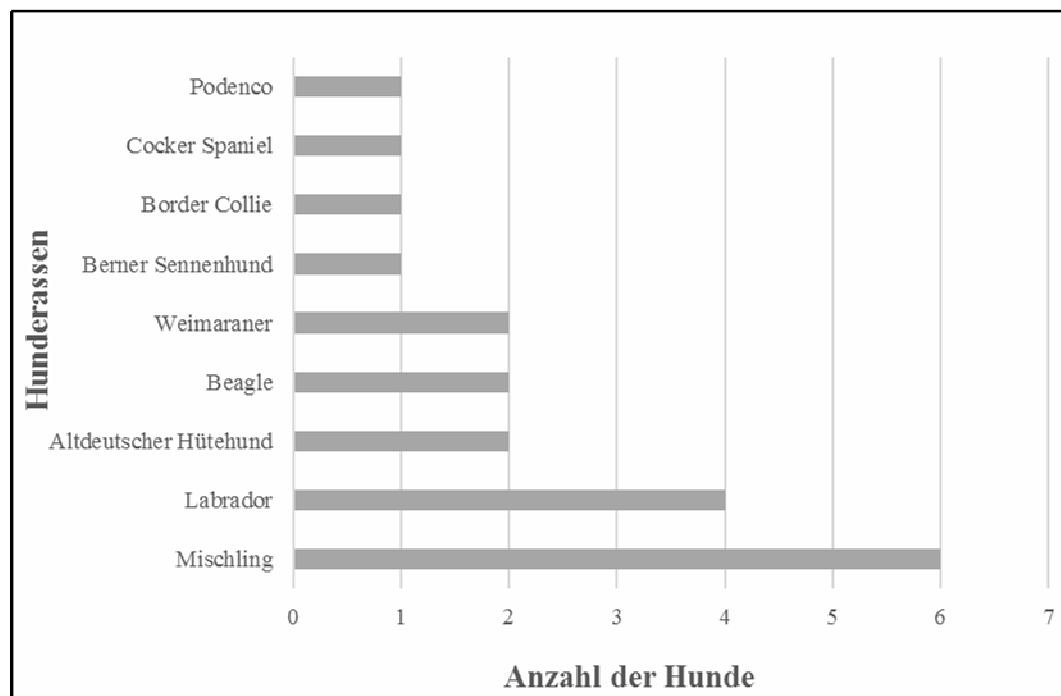
Die Patientendaten wurden im Studienprotokoll festgehalten. Alter, Gewicht, Körpertemperatur, Hämatokrit und inspiratorischer Sauerstoffgehalt sind in Tabelle (Tab.) 1 zusammengefasst. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ) mit Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV). Zusätzlich wurden das

Geschlecht und die Rasse erfasst.

**Tabelle 1:** Demographische Daten, Körpertemperatur, Hämatokrit und inspiratorische Sauerstofffraktion der Hunde (n = 20) im ersten Studienteil ( $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung; FiO<sub>2</sub> = inspiratorische Sauerstofffraktion).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
<b>Alter (Jahre)</b>	7,4	3,68	2,00	13,00	6,00	ja
<b>Gewicht (kg)</b>	25,3	8,18	10,40	35,00	26,75	nein
<b>Temperatur (°C)</b>	38,0	0,63	37,0	39,2	38,0	ja
<b>Hämatokrit (l/l)</b>	0,43	0,09	0,27	0,58	0,39	ja
<b>FiO<sub>2</sub> (%)</b>	81,80	21,91	21,00	100,00	88,00	nein

Die Messungen wurden an sieben Rüden (fünf kastriert) und 13 Hündinnen (sechs kastriert) durchgeführt. Die Rassenverteilung ist in Abb. 1 zu sehen.



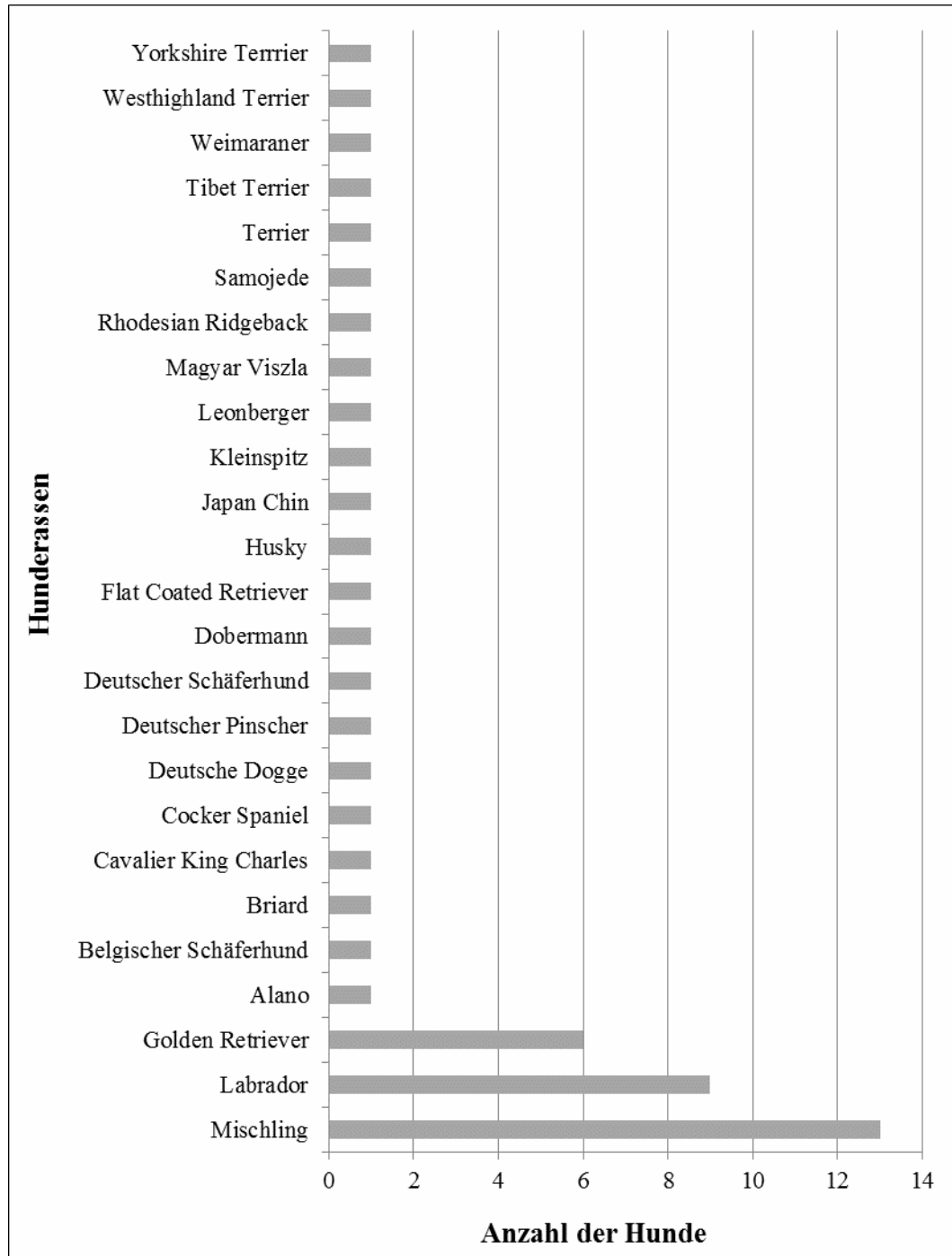
**Abbildung 1:** Rassenverteilung der Hunde (n = 20) im ersten Studienteil.

Der zweite Studienteil bestand aus 100 Hunden, die aus diagnostischen oder therapeutischen Gründen anästhesiert wurden. Ausgehend von ihrer ASA-Klasse wurden sie in Studiengruppe 1 oder 2 eingeteilt und erhielten ein entsprechendes Narkoseprotokoll. Beide Gruppen bestanden aus jeweils 50 Hunden. Alle Hunde in Gruppe 1 waren Bestrahlungspatienten. Die Hunde in Gruppe 2 wurden aus folgenden Gründen anästhesiert: Endoskopien, Biopsien und Sonographien. Patienten wurden ausgeschlossen, wenn sie hypotensiv (mittlerer arterieller Blutdruck (MAP) < 60 mmHg), hypotherm (< 37°C), anämisch (Hämatokrit < 0,20 l/l), an der Messposition pigmentiert waren, oder es Hinweise auf eine Lungenerkrankung gab. Die Patientendaten wurden im Studienprotokoll festgehalten. Alter, Gewicht, Körpertemperatur, Hämatokrit und Propofolmenge sind in Tab. 2 zusammengefasst. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ) mit Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV). Zusätzlich wurden das Geschlecht und die Rasse erfasst.

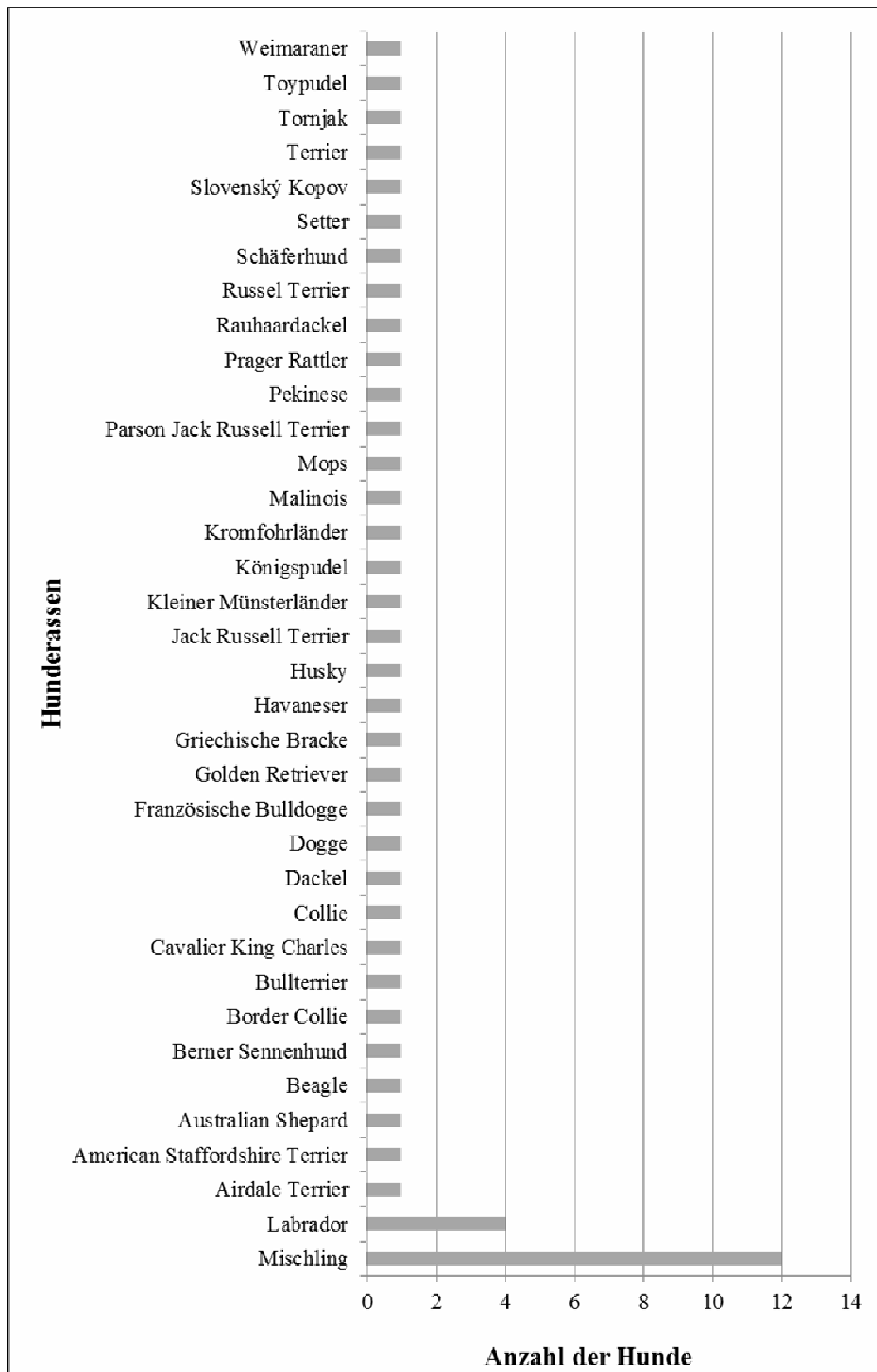
**Tabelle 2:** Demographische Daten, Körpertemperatur, Hämatokrit und Propofolmenge zur Anästhesieeinleitung der Hunde in Gruppe 1 (n = 50) und Gruppe 2 (n = 50) im zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung).

	Gr.	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
<b>Alter (Jahre)</b>	1	8,7	2,61	1,00	12,00	9,00	nein
	2	5,2	3,89	0,40	15,00	4,00	nein
<b>Gewicht (kg)</b>	1	27,0	13,74	3,50	70,00	28,00	ja
	2	20,3	13,15	2,30	67,00	18,90	nein
<b>Temperatur (°C)</b>	1	38,23	0,53	37,60	40,20	38,30	nein
	2	38,61	0,46	37,20	39,60	38,50	ja
<b>Hämatokrit (l/l)</b>	1	0,45	0,54	25,00	56,60	45,80	nein
	2	0,47	0,50	35,60	59,40	47,10	ja
<b>Propofol (mg/kg)</b>	1	4,44	1,24	2,00	8,50	4,00	nein
	2	1,88	0,58	1,00	4,00	2,00	nein

Gruppe 1 bestand aus 21 Rüden (sechs kastriert) und 29 Hündinnen (19 kastriert). In Gruppe 2 befanden sich 23 Rüden (11 kastriert) sowie 27 Hündinnen (zehn kastriert). Die Rassenverteilung der beiden Gruppen ist in Abb. 2 und Abb. 3 zu sehen.



**Abbildung 2:** Rassenverteilung der Hunde in Gruppe 1 (n = 50) im zweiten Studienteil.



**Abbildung 3:** Rassenverteilung der Hunde in Gruppe 2 (n = 50) im zweiten Studienteil.

Der dritte Studienteil bestand aus 20 Hunden, die aus diagnostischen oder therapeutischen Gründen anästhesiert wurden. Die Hunde wurden für endoskopische Eingriffe, sonographische Untersuchungen und Biopsieentnahmen anästhesiert. Es wurde darauf geachtet, dass die Narkosedauer durch die Studie nicht beeinflusst wurde. Konnten nicht alle Messungen während des Eingriffes durchgeführt werden, wurden die Messungen abgebrochen und der Patient von der Studie ausgeschlossen. Patienten wurden ausgeschlossen, wenn sie hypotensiv (MAP < 60 mmHg), hypotherm (< 37°C), anämisch (Hämatokrit < 0,20 l/l), an der Messposition pigmentiert waren oder es Hinweise auf eine Lungenerkrankung gab.

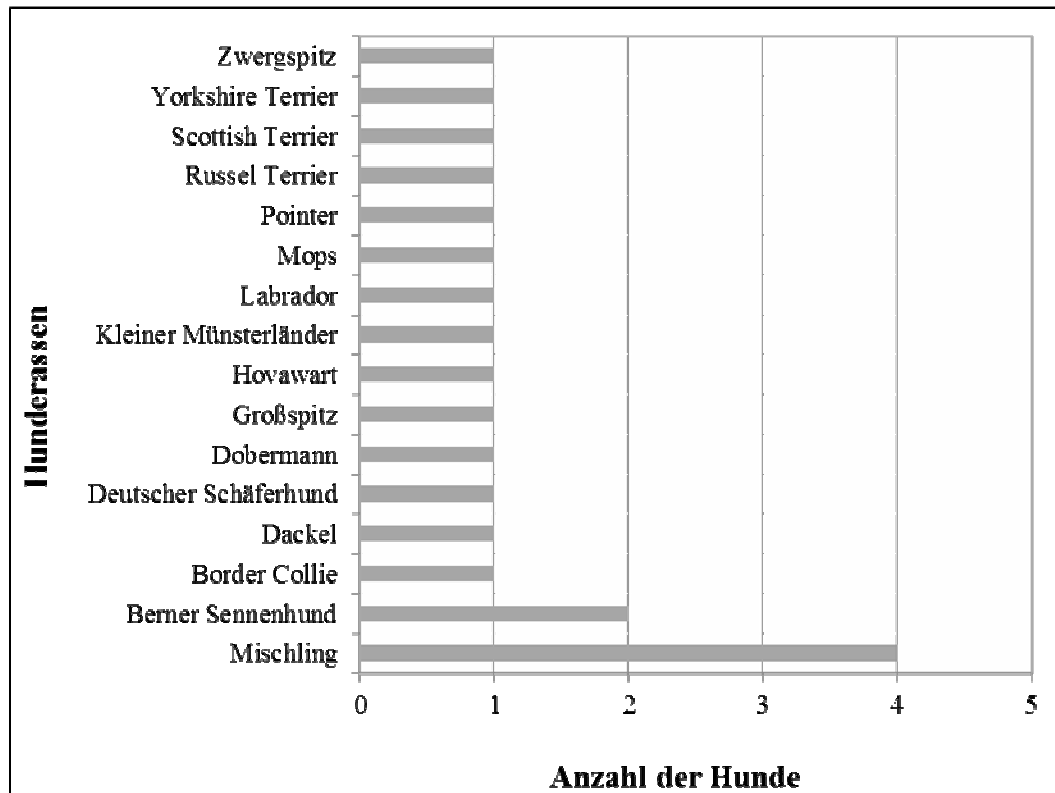
Die Patientendaten wurden im Studienprotokoll festgehalten. Alter, Gewicht, Körpertemperatur, Hämatokrit und Propofolmenge sind in Tab. 3 zusammengefasst. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ) mit Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV). Zusätzlich wurden das Geschlecht und die Rasse erfasst.

**Tabelle 3:** Demographische Daten, Körpertemperatur, Hämatokrit und Propofolmenge zur Anästhesieeinleitung der Hunde (n = 20) im dritten Studienteil ( $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
<b>Alter (Jahre)</b>	6,4	3,38	0,30	13,00	7,00	ja
<b>Gewicht (kg)</b>	21,3	13,62	1,80	53,30	22,40	ja
<b>Temperatur (°C)</b>	38,40	0,66	37,5	39,50	38,40	ja
<b>Hämatokrit (l/l)</b>	43,22	9,02	16,00	56,90	44,90	nein
<b>Propofolmenge (mg/kg)</b>	5,20	1,45	3,50	8,50	5,00	nein



Die Messungen wurden an sieben Rüden (fünf kastriert) und 13 Hündinnen (sechs kastriert) durchgeführt. Die Rassenverteilung ist in Abb. 4 zu sehen.



**Abbildung 4:** Rassenverteilung der Hunde (n = 20) im dritten Studienteil.

## 1.2. Geräte und Medikamente

### 1.2.1. Blutgasanalyse

Die Blutentnahme erfolgte mit einer Blutgas-Monovette<sup>®</sup> (Sarstedt AG und Co., Nümbrecht, Deutschland) mit aufgesetzter 23G Kanüle (Becton, Dickinson and Company, Franklin Lakes, New Jersey, USA). Das entnommene Blut wurde sofort nach Entnahme mit dem Blutgasanalysegerät Siemens RAPIDPoint<sup>®</sup> 405 (Siemens Aktiengesellschaft, München, Deutschland) analysiert. Die Hämoglobinderivate wurden mit dem Blutgasanalysegerät Siemens RAPIDPoint<sup>®</sup> 405 (Siemens Aktiengesellschaft, München, Deutschland) co-oximetrisch gemessen.

### 1.2.2. Pulsoximetrie

Es wurden das Masimo Rad-5 (Masimo, Irvine, California, USA) mit Masimo Signal extraction technology (Masimo SET) und wiederverwendbarer LNCS<sup>®</sup> Ohrsonde (Masimo, Irvine, California, USA) und das EDAN H100N (EDAN

Instruments Inc., Shenzhen, GNG, China) mit Nellcor OxiMax<sup>®</sup> technology (Nellcor OxiMax) und Nellcor OxiMax<sup>®</sup> D-YSE Ohrclip für die wiederverwendbare Dura-Y Sonde (Covidien Public Limited Company, Dublin, Ireland) verwendet.

### 1.2.3. Narkosemedikamente

Die Hunde wurden abhängig vom Studienteil mit einem passenden Narkoseprotokoll anästhesiert. Die verwendeten Narkoseprotokolle entsprachen den Standardprotokollen der Medizinischen Kleintierklinik und wurden nicht für die Studie verändert. Die verwendeten Medikamente sind in Tab. 4 aufgeführt.

**Tabelle 4:** Narkosemedikamente

Medikament	Wirkstoff	Dosierung
Midazolam B. Braun 5mg/ml, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland	Midazolam	0,2 mg/kg, i. v.
Alvegesic <sup>®</sup> 10 mg/ml, CP-Pharma Handelsgesellschaft mbH, Burgdorf, Deutschland	Butorphanol	0,2 mg/kg, i. v.
Dexdomitor <sup>®</sup> 0,5 mg/ml, Pfizer Inc., New York, USA	Dexmedetomidin	5 µg/kg, i. v.
Narcofol <sup>®</sup> 10 mg/ml, CP-Pharma Handelsgesellschaft mbH, Burgdorf, Deutschland	Propofol	nach Bedarf, i. v.
IsoFlo <sup>®</sup> , Zoetis, Florham Park, New Jersey, USA	Isofluran	nach Bedarf, per inhalationem

### 1.2.4. Narkosemonitor

Die Überwachung der Herzfrequenz (EKG), des Blutdruckes (Oszillometrie) und der rektalen Körpertemperatur (Temperatursonde) erfolgte mit dem Multiparametermonitor Nihon Kohden BSM-2301K (Nihon Kohden Corporation,

Tokio, Japan). Das EKG wurde mithilfe von Klebeelektroden (Vitrode L, Nihon Kohden Corporation, Tokio, Japan) an den Ballen der Pfoten angebracht. Die an die Größe des Tieres angepasste Blutdruckmanschette wurde am Bein befestigt.

### **1.2.5. Kamera**

Die angezeigten Messwerte wurden mit einer Kamera festgehalten. Dafür wurde eine Canon IXUS 230 HS (Canon, Tokio, Japan) verwendet.

## **2. Methoden**

### **2.1. Vergleich der Pulsoximeter mit dem CO-Oximeter**

Im ersten Studienteil wurden die Pulsoximeter mit dem CO-Oximeter verglichen. Im Folgenden wird der genaue Vorgang beschrieben.

#### **2.1.1. Blutentnahme**

Der Puls der *Arteria dorsalis pedis* wurde palpiert und die Fläche über der Arterie geschoren und sorgfältig mit Alkohol desinfiziert. Anschließend wurde mit der Kanüle parallel zum gefühlten Puls eingestochen, wobei der palpierende Finger als Orientierungshilfe benutzt wurde. Nach Entnahme des Blutes wurde die Kanüle aus dem Gefäß gezogen und Druck auf die Punktionsstelle ausgeübt, bis die Blutung gestillt war. Aus dem Probengefäß wurden alle Luftblasen entfernt, bevor es luftdicht verschlossen wurde. Die Blutgasanalyse wurde sofort nach der Blutentnahme durchgeführt. Folgende Parameter wurden im Studienprotokoll festgehalten: pH-Wert, Kohlenstoffdioxidpartialdruck ( $p\text{CO}_2$ ), Hydrogencarbonat ( $\text{HCO}_3^-$ ), Sauerstoffpartialdruck ( $p\text{O}_2$ ), arteriellen Sauerstoffsättigung ( $\text{SaO}_2$ ), Totalhämoglobinkonzentration (tHb), Oxyhämoglobinfraktion ( $\text{FO}_2\text{Hb}$ ), Methämoglobinfraktion (FMetHb) und Carboxyhämoglobinfraktion (FCOHb).

#### **2.1.2. Pulsoximetrie**

Eine Minute vor, während und nach der einmaligen Blutentnahme wurden gleichzeitig beide Pulsoximetersonden an jeweils einer Seite der Zunge befestigt. Die Seitenwahl erfolgte zufällig. Beide Sonden wurden eine Minute an der Messposition belassen, bis die angezeigten Werte gleichzeitig mit der Kamera festgehalten wurden. Nach jeder Messung wurden die Seiten der Sonden an der Zunge gewechselt bis drei Messungen gewonnen wurden. Folgende Parameter wurden im Studienprotokoll festgehalten: arterielle Sauerstoffsättigung,

Pulsfrequenz, Perfusionsindex und Signalqualität.

### **2.1.3. Statistische Datenanalyse**

Die gesammelten Daten wurden mit IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) archiviert und ausgewertet. Alle Parameter wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. SaO<sub>2</sub>, SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test verglichen. SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Masimo SET, SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax sowie SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test analysiert. Für jede Paarung wurde der Spearman-Korrelationskoeffizient berechnet. Zur optischen Darstellung der Übereinstimmungen zwischen SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Masimo SET, SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax und SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax wurden Bland-Altman-Diagramme erstellt.

Die Anzahl der hypoxämischen Proben wurde bestimmt. Dabei wurde eine Hypoxämie als ein PaO<sub>2</sub>-Wert < 80 mmHg definiert. Bei den Pulsoximetern musste ein SpO<sub>2</sub>-Wert < 95 % vorliegen. Außerdem wurde die Anzahl der „falschen Hypoxämien“ für Masimo SET und Nellcor OxiMax bestimmt. Diese wurde definiert als ein PaO<sub>2</sub>-Wert ≥ 80 mmHg bei gleichzeitigem SpO<sub>2</sub>-Wert < 95 %. Es wurde zwischen moderater (91 – 94 %) und schwerer Hypoxämie (≤ 90 %) unterschieden. Die Anzahl der falschen Hypoxämien bei beiden Pulsoximetern wurde mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen.

## **2.2. Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessung**

Im zweiten Studienteil wurde der Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessungen untersucht. Im Folgenden wird der genaue Vorgang beschrieben.

### **2.2.1. Anästhesie**

Hunde der ASA-Klassen III und IV erhielten als Prämedikation 0,2 mg/kg Midazolam intravenös (i. v.) (Gruppe 1), während Hunde der ASA-Klassen I und II eine Kombination aus 0,2 mg/kg Butorphanol und 5 µg/kg Dexmedetomidin i. v. bekamen (Gruppe 2). Allen Hunden wurde eine individuelle Propofoldosis zur Einleitung i. v. gegeben bis eine Intubation möglich war. Die Narkose wurde mit Isofluran in 100 % Sauerstoff erhalten. Die expiratorische

Isoflurankonzentration wurde individuell an die Tiere angepasst. Alle Hunde wurden mit einem Druck von 8 mmHg beatmet. Dabei war es das Ziel den endexpiratorischen Kohlenstoffdioxidpartialdruck bei 35 – 45 mmHg im physiologischen Bereich zuhalten. Die verwendeten Narkoseprotokolle entsprachen den Standardprotokollen der Medizinischen Kleintierklinik und wurden nicht für die Studie verändert. Während der gesamten Narkose wurde bei allen Hunden ein kontinuierliches Anästhesiemonitoring durchgeführt. Die Herzfrequenz, der mittlere arterielle Blutdruck und die rektale Körpertemperatur wurden im Studienprotokoll festgehalten.

### **2.2.2. Pulsoximetrie**

Sobald die Hunde in Narkose lagen und das Narkosemonitoring angebracht war, wurden beide Pulsoximetersonden an gegenüberliegenden Seiten der Zunge befestigt. Die Seitenwahl erfolgte zufällig. Beide Pulsoximetersonden wurden eine Minute unbewegt an der Messposition belassen, bis die Messwerte stabil waren. Die auf den Displays der Pulsoximeter und dem Monitor angezeigten Werte wurden zu diesem Zeitpunkt mit der Kamera festgehalten. Danach wurden die Seiten gewechselt. Dies wurde für drei aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt. Alle drei Messungen erfolgten maximal 20 Minuten nach der Prämedikation. Folgende Parameter wurden im Studienprotokoll festgehalten: im EKG angezeigte Herzfrequenz, arterielle Sauerstoffsättigung, Pulsfrequenz, Perfusionsindex und Signalqualität.

### **2.2.3. Statistische Datenanalyse**

Die gesammelten Daten wurden mit IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) archiviert und ausgewertet. Alle Parameter wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft.

Es wurden nur Messungen in die Berechnungen aufgenommen, die eine akzeptable Qualität besaßen. Bei Masimo SET wurde dies definiert als eine Signalintensität von mindestens einem Balken und bei Nellcor OxiMax wurde eine physiologische Plethysmographiewelle vorausgesetzt. Die Ausfallraten der Pulsoximeter wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen.

Für den Vergleich der Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Masimo SET, der Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax, der Pulsfrequenz von Masimo SET mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax und der

Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax wurde die maximale Anzahl an Messpaaren bestimmt. Bei Normalverteilung wurden sie mit dem gepaarten T-Test und ansonsten mit dem Mann-Whitney-U-Test ausgewertet. Für jede Paarung wurde davon ausgehend der Pearson- oder Spearman-Korrelationskoeffizient berechnet.

Da alle Hunde einen inspiratorischen Sauerstoffgehalt von 100 % erhielten, lungengesund waren und ein physiologisches Atemminutenvolumen aufwiesen, wurde ein  $\text{SpO}_2 \geq 95\%$  erwartet. Alle Messungen, die unterhalb dieses Wertes lagen, wurden als falsche Hypoxämien gewertet. Es wurde zwischen moderater (91 – 94 %) und schwerer falscher Hypoxämie ( $\leq 90\%$ ) unterschieden. Die Anzahl bei beiden Pulsoximetern wurde mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen.

Um den Einfluss einer verminderten Perfusion auf den Perfusionsindex zu untersuchen, wurden der Perfusionsindex von Masimo SET und der Perfusionsindex von Nellcor OxiMax zwischen den Gruppen mit dem Mann-Whitney-U-Test untersucht.

Zur Darstellung der Übereinstimmungen der Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Masimo SET, der Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax, der Pulsfrequenz von Masimo SET mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax sowie der Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax wurden Bland-Altman-Diagramme erstellt.

### **2.3. Einfluss der Messposition auf die Pulsoximetermessung**

Im dritten Studienteil wurde der Einfluss der Messposition auf die Pulsoximetermessungen untersucht. Im Folgenden wird der genaue Vorgang beschrieben.

#### **2.3.1. Anästhesie**

Die Hunde wurden mit 0,2 mg/kg Butorphanol i. v. prämediziert. Allen Tieren wurde eine individuelle Propofoldosis zur Einleitung i. v. gegeben bis eine Intubation möglich war. Die Narkose wurde mit Isofluran in 100 % Sauerstoff erhalten. Die expiratorische Isoflurankonzentration wurde individuell an die Tiere angepasst. Alle Hunde wurden mit einem Druck von 8 mmHg beatmet. Dabei war es das Ziel den endexpiratorischen Kohlenstoffdioxidpartialdruck bei 35 – 45 mmHg im physiologischen Bereich zu halten. Die verwendeten

Narkoseprotokolle entsprachen den Standardprotokollen der Medizinischen Kleintierklinik und wurden nicht für die Studie verändert. Während der gesamten Narkose wurde bei allen Hunden ein kontinuierliches Anästhesiemonitoring durchgeführt. Die Herzfrequenz, der mittlere arterielle Blutdruck und die rektale Körpertemperatur wurden im Studienprotokoll festgehalten.

### **2.3.2. Pulsoximetrie**

Mit den Messsonden von Masimo SET und Nellcor OxiMax wurde die Messung jeweils dreimal gleichzeitig nacheinander an Zunge, Lippe, Ohr, Kniefalte, Zwischenzehenbereich der Hintergliedmaße und Präputium oder Vulva vorgenommen. Beide Pulsoximetersonden wurden eine Minute unbewegt an der Messposition belassen, bis die Messwerte stabil waren. Die auf den Displays der Pulsoximeter und dem Monitor angezeigten Werte wurden zu diesem Zeitpunkt mit der Kamera festgehalten. Danach wurden die Seiten gewechselt. Dies wurde für jede Position, für drei aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt. Folgende Parameter wurden im Studienprotokoll festgehalten: im EKG angezeigte Herzfrequenz, arterielle Sauerstoffsättigung, Pulsfrequenz, Perfusionsindex und Signalqualität.

### **2.3.3. Statistische Datenanalyse**

Die Daten wurden mit IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) archiviert und ausgewertet. Alle Parameter wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Es wurden nur Messungen in die Berechnungen aufgenommen, die eine gute Qualität hatten. Bei Masimo SET wurde dies definiert als eine Signalintensität von mindestens einem Balken und bei Nellcor OxiMax wurde eine physiologische Plethysmographiewelle vorausgesetzt. Die Ausfallraten der einzelnen Messpositionen wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen.

Da alle Hunde einen inspiratorischen Sauerstoffgehalt von 100 % erhielten, lungengesund waren und ein physiologisches Atemminutenvolumen aufwiesen, wurde ein  $\text{SpO}_2 \geq 95\%$  erwartet. Alle Messungen, die unterhalb dieses Wertes lagen, wurden als falsche Hypoxämien gewertet. Es wurde zwischen moderater (91 – 94 %) und schwerer falscher Hypoxämie ( $\leq 90\%$ ) unterschieden. Die Anzahl bei beiden Pulsoximetern wurde mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen.

Für den Vergleich der Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Masimo SET, der

Herzfrequenz mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax, der Pulsfrequenz von Masimo SET mit der Pulsfrequenz von Nellcor OxiMax und der Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax wurde die maximale Anzahl an Messpaaren bestimmt. Bei Normalverteilung wurden sie mit dem gepaarten T-Test und ansonsten mit dem Mann-Whitney-U-Test ausgewertet. Für jede Paarung wurde davon ausgehend der Pearson- oder Spearman-Korrelationskoeffizient berechnet. Die SpO<sub>2</sub>-Werte aller Positionen wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test verglichen. Anschließend wurden die SpO<sub>2</sub>-Werte an der Zunge mit den SpO<sub>2</sub>-Werten an den anderen Messpositionen mit dem Mann-Whitney-U-Test verglichen und die Spearman-Korrelationskoeffizienten berechnet.



## IV. ERGEBNISSE

### 1. Vergleich der Pulsoximeter mit dem CO-Oximeter

Im ersten Studienteil wurden 20 Blutgasanalysen durchgeführt. Die Messergebnisse sind in Tab. 5 zu sehen. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ), die Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV).

**Tabelle 5:** Messergebnisse der arteriellen Blutgasanalysen der Hunde (n = 20) im ersten Studienteil ( $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung,  $p\text{CO}_2$  = Kohlenstoffdioxidpartialdruck,  $\text{HCO}_3^-$  = Hydrogencarbonat,  $\text{PaO}_2$  = Sauerstoffpartialdruck,  $\text{SaO}_2$  = arterielle Sauerstoffsättigung, tHb = totale Hämoglobinkonzentration,  $\text{FO}_2\text{Hb}$  = Oxyhämoglobinfraktion, FMetHb = Methämoglobinfraktion, FCOHb = Carboxyhämoglobinfraktion).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
<b>pH</b>	7,29	0,10	7,05	7,41	7,32	nein
<b><math>p\text{CO}_2</math> (mmHg)</b>	51,24	22,86	26,40	134,10	44,35	nein
<b><math>\text{HCO}_3^-</math> (mmol/l)</b>	21,42	3,12	15,60	28,30	21,30	ja
<b><math>\text{PaO}_2</math> (mmHg)</b>	202,80	110,55	62,40	426,10	185,45	nein
<b><math>\text{SaO}_2</math> (%)</b>	97,64	2,76	88,80	99,80	99,60	nein
<b>tHb (mmol/l)</b>	7,82	2,01	4,10	11,80	7,25	nein
<b><math>\text{FO}_2\text{Hb}</math> (%)</b>	95,30	3,11	85,90	98,30	96,45	nein
<b>FMetHb (%)</b>	1,19	0,31	0,70	1,90	1,10	nein
<b>FCOHb (%)</b>	1,40	0,66	0,20	2,40	1,30	nein

Es konnten 60 co-oximetrisch mit pulsoximetrisch gemessenen Sauerstoffsättigungen verglichen werden. Angegeben werden das Minimum

(Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ), die Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV) (Tab. 6).

**Tabelle 6:** Ergebnisse der co-oximetrisch und pulsoximetrisch gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung (n = 60) der 20 Hunde im ersten Studienteil ( $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, SaO<sub>2</sub> = co-oximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung).

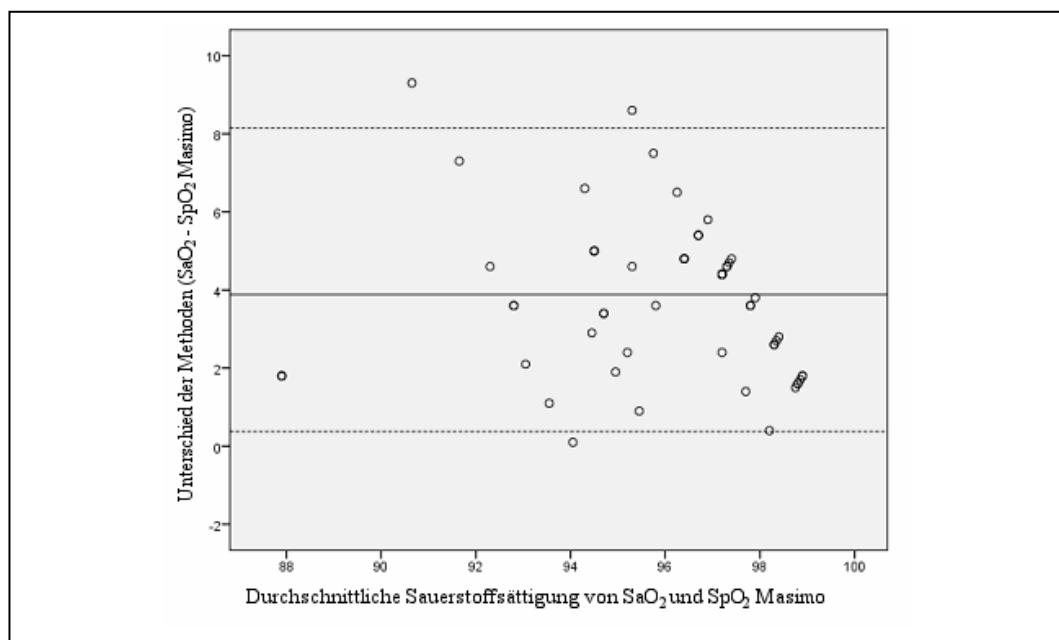
	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
SaO <sub>2</sub> (%)	97,64	2,76	88,80	99,80	99,10	nein
SpO <sub>2</sub> Masimo (%)	93,75	3,20	84,00	98,00	94,00	nein
SpO <sub>2</sub> Nellcor (%)	94,50	3,19	85,00	100,00	95,00	nein

SaO<sub>2</sub>, SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test analysiert. Dabei wurde ein signifikanter Unterschied gefunden (p < 0,001). SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Masimo SET, SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax sowie SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax wurden jeweils mit dem Mann-Whitney-U-Test verglichen. Für jede Paarung wurde der Spearman-Korrelationskoeffizient berechnet. Die Ergebnisse sind in Tab. 7 zu sehen.

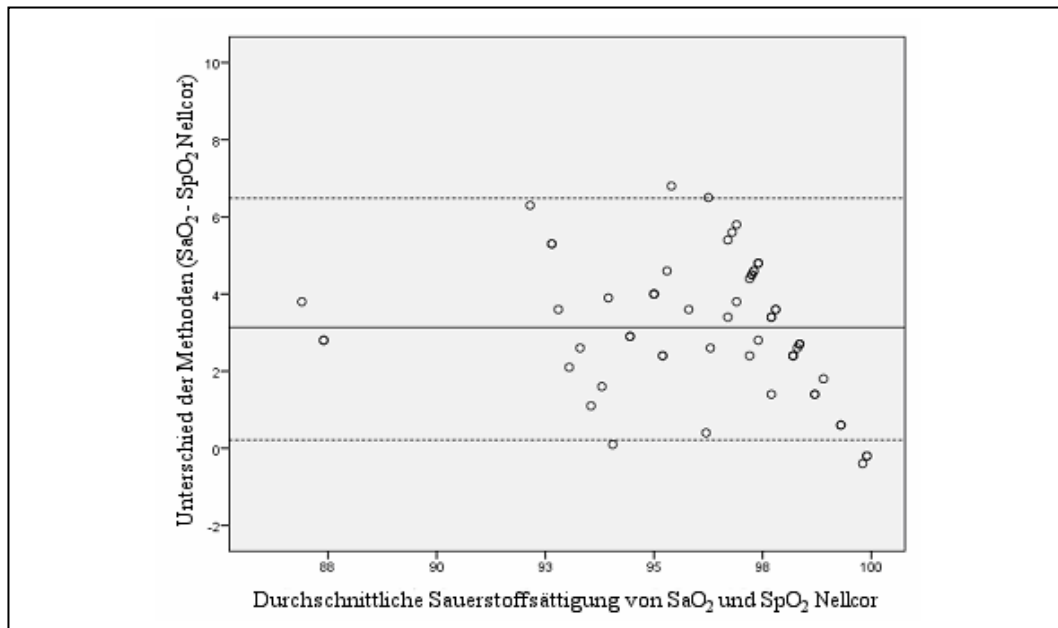
Es wurden Bland-Altman-Diagramme zur optischen Darstellung der Übereinstimmung von SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Masimo SET (Abb. 5), SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax (Abb. 6) sowie SpO<sub>2</sub> von Masimo SET und SpO<sub>2</sub> von Nellcor OxiMax (Abb. 7) erstellt.

**Tabelle 7:** Signifikanz und Korrelation der co-oximetrisch mit der pulsoximetrisch gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung von Masimo SET (n = 60) und Nellcor OxiMax (n = 60) sowie Korrelation der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung (n = 60) (SaO<sub>2</sub> = co-oximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, p = Signifikanz zwischen den Messwerten, r = Korrelationskoeffizient mit Signifikanz).

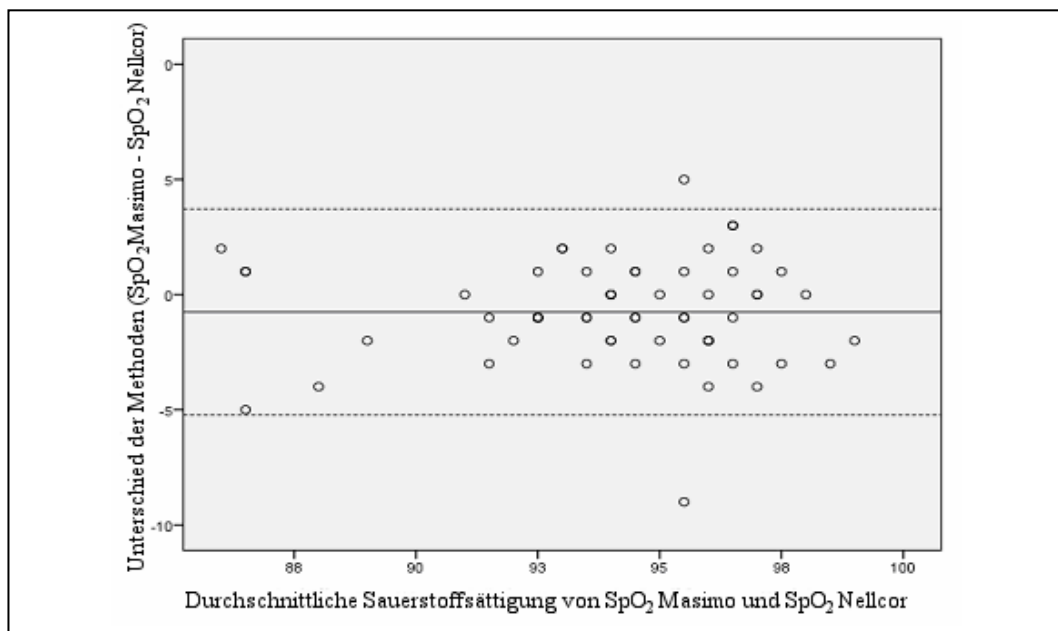
	<b>p</b>	<b>r</b>
<b>SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub>Masimo</b>	< 0,001	0,735 (p < 0,001)
<b>SaO<sub>2</sub> und SpO<sub>2</sub>Nellcor</b>	< 0,001	0,749 (p < 0,001)
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo und SpO<sub>2</sub>Nellcor</b>	0,224	0,661 (p < 0,001)



**Abbildung 5:** Bland-Altman-Diagramm der co-oximetrisch mit der von Masimo SET gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung (n = 60) der 20 Hunde im ersten Studienteil (SaO<sub>2</sub> = co-oximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias ± 1,96 x Standardabweichung).



**Abbildung 6:** Bland-Altman-Diagramm der co-oximetrisch mit der von Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung ( $n = 60$ ) der 20 Hunde im ersten Studienteil ( $SaO_2$  = co-oximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung,  $SpO_2$  = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias  $\pm 1,96$  x Standardabweichung).



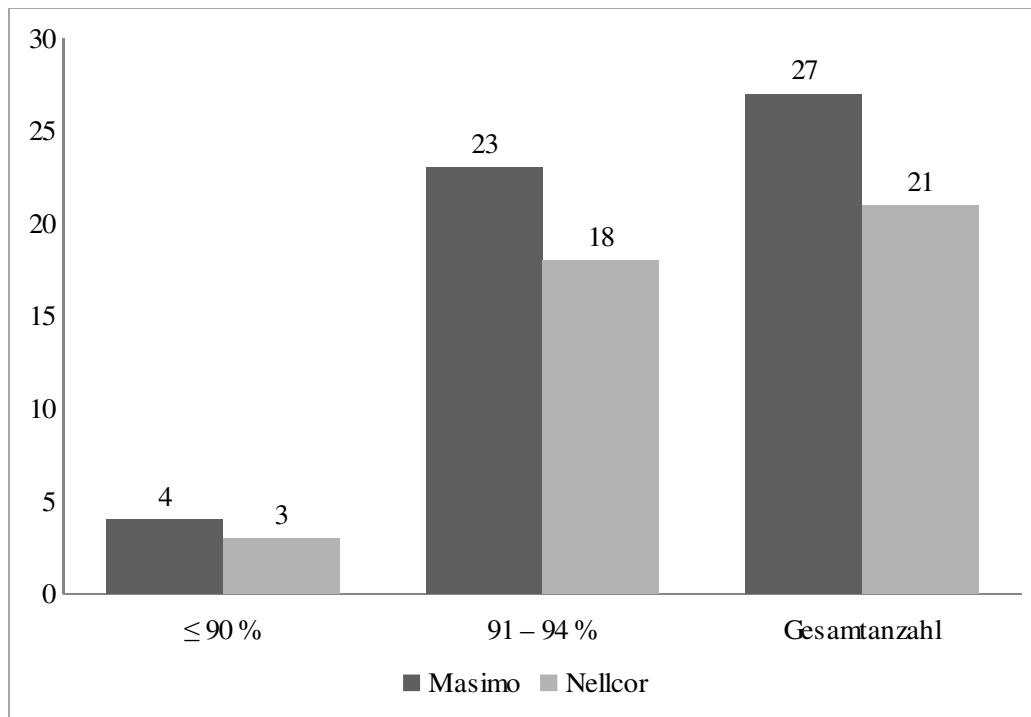
**Abbildung 7:** Bland-Altman-Diagramm der mit Masimo SET gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung mit der von Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung ( $n = 60$ ) der 20 Hunde im ersten Studienteil ( $SpO_2$  = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias  $\pm 1,96$  x Standardabweichung).

**Tabelle 8:** Bias und Limits of Agreement der Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich der co-oximetrisch mit der von Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung und den mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen Sauerstoffsättigungen miteinander (n = 60) der 20 Hunde im ersten Studienteil (SaO<sub>2</sub> = co-oximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SD = Standardabweichung, LLA = Lower Limits of Agreement, ULA = Upper Limits of Agreement).

	<b>Bias</b>	<b>1,96 x SD</b>	<b>LLA</b>	<b>ULA</b>
<b>SaO<sub>2</sub> – SpO<sub>2</sub>Masimo</b>	3,885	4,259	-0,374	8,144
<b>SaO<sub>2</sub> – SpO<sub>2</sub>Nellcor</b>	3,135	3,350	-0,215	6,485
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo – SpO<sub>2</sub>Nellcor</b>	-0,750	4,473	-5,223	3,723

Die Anzahl der hypoxämischen Proben wurde bestimmt. Dabei wurde Hypoxämie als ein PaO<sub>2</sub> < als 80 mmHg definiert. Bei den Pulsoximetern musste ein SpO<sub>2</sub>-Wert < 95 % vorliegen. Bei sechs von 60 Messungen (15 %) lag eine Hypoxämie ermittelt anhand des PaO<sub>2</sub> vor. Diese wurden von beiden Pulsoximetern erkannt.

Die Anzahl der falsch angezeigten Hypoxämien bei Masimo SET und Nellcor OxiMax wurde ebenfalls bestimmt. Als „falsche Hypoxämie“ wurde ein PaO<sub>2</sub>-Wert > 80 mmHg bei gleichzeitigem SpO<sub>2</sub> < 95 % definiert. Es wurde zwischen moderater (91 – 94 %) und schwerer falscher Hypoxämie (≤ 90 %) unterschieden. Masimo SET zeigte bei 27 Messungen und Nellcor OxiMax bei 21 Messungen falsche Hypoxämien an (Abb. 8). Die Anzahl für beide Pulsoximeter wurde mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Es wurde kein signifikanter Unterschied (p = 0,264) gefunden.



**Abbildung 8:** Anzahl der falschen Hypoxämien der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung (n = 60) der 20 Hunde im ersten Studienteil („falsche Hypoxämie“ ist definiert als ein PaO<sub>2</sub>-Wert ≥ 80 mmHg bei einem gleichzeitigen SpO<sub>2</sub>-Wert < 95 %. Ein SpO<sub>2</sub>-Wert von 91 – 94 % ist definiert als moderate Hypoxämie und ein SpO<sub>2</sub>-Wert < 90 % als schwere Hypoxämie).

## 2. Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessung

Im zweiten Studienteil wurde der Einfluss der Perfusion auf die Pulsoximetermessungen untersucht. Mit beiden Pulsoximetern wurden in beiden Gruppen 150 Messungen an 50 Hunden durchgeführt. Messungen mit schlechter Qualität oder Messwertausfall wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Dadurch ergab sich für beide Pulsoximeter in beiden Gruppen eine unterschiedliche Anzahl an auswertbaren Messungen.

### 2.1. Auswertbare Proben

In Gruppe 1 konnten alle 150 von Masimo SET gewonnenen Messungen für die Berechnung verwendet werden, während bei Nellcor OxiMax fünf Messungen ausgeschlossen werden mussten. Die Ausschlussgründe sind in Tab. 9 zu sehen. Masimo SET hatte in Gruppe 1 eine Ausfallrate von 0,0 % und Nellcor OxiMax von 3,3 %. In Gruppe 2 konnten alle 150 von Masimo SET gewonnenen

Messungen bei den 50 Hunden für die Berechnung verwendet werden, während bei Nellcor OxiMax 114 Messungen ausgeschlossen werden mussten. Die Ausschlussgründe sind in Tab. 9 zu sehen. Masimo SET hatte eine Ausfallrate von 0,0 % und Nellcor OxiMax von 78,0 %.

Die Ausfallraten von Masimo SET und Nellcor OxiMax wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Bei Nellcor OxiMax wurden bei normaler ( $p = 0,024$ ) und verminderter Perfusion ( $p < 0,001$ ) signifikant höhere Ausfallraten beobachtet als bei Masimo SET. Für Nellcor OxiMax wurden die Ausfallraten in Gruppe 1 und 2 mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Die Ausfallrate in Gruppe 2 war signifikant höher als in Gruppe 1 ( $p < 0,001$ ). Bei Masimo SET kam es in beiden Gruppen zu keinem Messausfall.

**Tabelle 9:** Ausfallraten der Messungen an den Hunden ( $n = 50$ ) im zweiten Studienteil von Masimo SET und Nellcor OxiMax in Gruppe 1 ( $n = 150$ ) und 2 ( $n = 150$ ) mit Angabe der Ausschlussgründe (Gr. = Gruppe, PF = Pulsfrequenz, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, schlechte Qualität ist definiert bei Masimo SET als eine Signalintensität von weniger als einem Balken und bei Nellcor OxiMax eine nicht physiologische Plethymographiewelle, Messausfall = das Pulsoximeter zeigt keinen Messwert auf dem Display an trotz guter Qualität).

	Gr.	Messaufall PF	Messaufall SpO <sub>2</sub>	Messaufall PF und SpO <sub>2</sub>	Qualität	Gesamt
<b>Masimo</b>	1	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0
<b>Nellcor</b>	1	0	0	0	5	5
	2	2	0	3	109	114

## 2.2. Auswertungen

Es wurden nur Messungen in die Berechnung aufgenommen, die eine gute Qualität besaßen und die einen Messwert anzeigten. Dadurch ergab sich für beide Pulsoximeter in beiden Gruppen eine unterschiedliche Anzahl an auswertbaren

Messungen.

### 2.2.1. Einfluss auf die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung

Die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung von Masimo SET und Nellcor OxiMax wurde verglichen. Voraussetzung für den Vergleich war die gleichzeitige Anzeige von Messwerten bei beiden Pulsoximetern. Die Anzahl der vergleichbaren Messungen war demnach abhängig von den Ausfallraten der Pulsoximeter.

In Gruppe 1 mussten bei Nellcor OxiMax fünf Messungen ausgeschlossen werden. Dadurch konnten in Gruppe 1 145 Messungen der arteriellen Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit Messungen der arteriellen Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax verglichen werden.

In Gruppe 2 mussten bei Nellcor OxiMax 109 Messungen wegen schlechter Qualität und drei Messungen wegen Anzeigenausfall beider Messwerte ausgeschlossen werden. Bei zwei zusätzlichen Messungen wurde die Pulsfrequenz nicht angezeigt trotz guter Qualität. Diese Messungen wurden in die Berechnung der Sauerstoffsättigung aufgenommen. Demnach konnten in Gruppe 2 nur 38 Messungen der Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit Nellcor OxiMax verglichen werden (Tab. 10).

**Tabelle 10:** Messergebnisse der arteriellen Sauerstoffsättigung mit Masimo SET und Nellcor OxiMax in Gruppe 1 (n = 145) und Gruppe 2 (n = 38) der Hunde im zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	Gr.	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
SpO <sub>2</sub> Masimo	1	96,07	1,68	91,00	100,00	96,00	nein	0,304
	2	96,24	2,15	89,00	99,00	96,50	nein	
SpO <sub>2</sub> Nellcor	1	96,71	2,28	89,00	100,00	97,00	nein	0,056
	2	96,97	3,72	82,00	100,00	98,00	nein	



**Tabelle 11:** Signifikanz und Korrelation der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung in Gruppe 1 (n = 145) und Gruppe 2 (n = 38) sowie Signifikanz und Korrelation der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung in Gruppe 1 (n = 145) und der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen arteriellen Sauerstoffsättigung in Gruppe 2 (n = 38) der Hunde im zweiten Studienteil (SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, Gr. = Gruppe, p = Signifikanz zwischen den Messwerten, r = Korrelationskoeffizient mit Signifikanz).

	<b>p</b>	<b>r</b>
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo (Gr. 1) und SpO<sub>2</sub>Masimo (Gr. 2)</b>	0,304	0,108 (p = 0,518)
<b>SpO<sub>2</sub>Nellcor (Gr. 1) und SpO<sub>2</sub>Nellcor (Gr. 2)</b>	0,056	0,091 (p = 0,587)
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo (Gr. 1) und SpO<sub>2</sub>Nellcor(Gr. 1)</b>	0,003	0,171 (p = 0,040)
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo (Gr. 2) und SpO<sub>2</sub>Nellcor(Gr. 2)</b>	0,008	0,260 (p = 0,115)

Alle Hunde waren lungengesund, erhielten eine inspiratorische Sauerstoffkonzentration von 100 % und wiesen keine Hypoventilation auf. Deswegen wurde ein SpO<sub>2</sub>-Wert von mindestens 95 % erwartet. Messwerte unterhalb dieser Sättigung wurden als falsche Hypoxämien gewertet. Voraussetzung für die Auswertung war eine gute Messqualität und eine Anzeige der arteriellen Sauerstoffsättigung. Bei Masimo SET konnten in Gruppe 1 und 2 jeweils 150 auswertbare Messungen der arteriellen Sauerstoffsättigung gewonnen werden. Bei Nellcor OxiMax mussten in Gruppe 1 fünf Messungen ausgeschlossen werden. Dadurch konnten in Gruppe 1 145 Messungen der Sauerstoffsättigung auf falsche Hypoxämien untersucht werden. In Gruppe 2 mussten bei Nellcor OxiMax 109 Messungen wegen schlechter Qualität und drei Messungen wegen Anzeigenausfall beider Messwerte ausgeschlossen werden. Bei zwei Messungen wurde die Pulsfrequenz nicht angezeigt trotz guter Qualität. Diese Messungen wurden in die Berechnung der Sauerstoffsättigung aufgenommen. Demnach konnten in Gruppe 2 38 Messungen der Sauerstoffsättigung auf falsche Hypoxämien untersucht werden.

In Gruppe 1 wurden bei Masimo SET bei 24 von 150 (16 %) Messungen SpO<sub>2</sub>-Werte von 91 – 94 % gefunden, die für eine falsche Hypoxämie sprechen. Bei Nellcor OxiMax traten bei 21 von 145 (14,5 %) Messungen SpO<sub>2</sub>-Werte auf, die für eine falsche Hypoxämie sprechen, von denen ein SpO<sub>2</sub>-Wert  $\leq 90$  % betrug. Ein Vergleich der Anzahl der falschen Hypoxämien bei beiden Pulsoximetern wurde mit dem Chi-Quadrat-Test durchgeführt. Es wurde kein signifikanter Unterschied ( $p = 0,717$ ) gefunden.

In Gruppe 2 traten bei Masimo SET bei 24 von 150 (16 %) Messungen potentiell falsche Hypoxämien auf. Davon lagen drei SpO<sub>2</sub>-Werte  $\leq 90$  %. Bei Nellcor OxiMax traten bei 6 von 38 (15,8 %) Messungen falsche Hypoxämien auf. Davon lag ein Wert  $\leq 90$  % vor. Die Anzahl der falschen Hypoxämien der beiden Pulsoximeter wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Dabei wurde kein signifikanter Unterschied gefunden ( $p = 1,000$ ).

Es wurde untersucht, ob eine verminderte Perfusion zu einer vermehrten Anzeige von Hypoxämien führt. Dazu wurden die Anzahl der Hypoxämien in Gruppe 1 und 2 bei Masimo SET und Nellcor OxiMax mit dem Chi-Quadrat-Test untersucht. Bei Masimo SET ( $p = 1,000$ ) und Nellcor OxiMax ( $p = 0,840$ ) wurde zwischen den Gruppen kein signifikanter Unterschied gefunden.

### **2.2.2. Einfluss auf die Messung der Pulsfrequenz**

Die Herzfrequenzmessung wurde mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET und Nellcor OxiMax in beiden Gruppen verglichen. Voraussetzung für den Vergleich war die gleichzeitige Anzeige der Herzfrequenz und Pulsfrequenz und eine gute Qualität der Pulsfrequenzmessung. Außerdem wurde die Pulsfrequenzmessung von Masimo SET mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax in beiden Gruppen verglichen. Voraussetzung für den Vergleich war die gleichzeitige Anzeige von Messwerten bei beiden Pulsoximetern und eine gute Messqualität. Die Anzahl der vergleichbaren Messungen war demnach abhängig von den Ausfallraten der Pulsoximeter.

Bei Masimo SET mussten in beiden Gruppen keine Messungen ausgeschlossen werden. Deswegen konnten in beiden Gruppen 150 Herzfrequenzmessungen mit 150 Pulsfrequenzmessungen verglichen werden. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ), die Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV) (Tab. 12).

**Tabelle 12:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und Pulsfrequenzmessung mit Masimo SET in Gruppe 1 (n = 150) und Gruppe 2 (n = 150) der Hunde im zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe, HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	Gr.	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	1	119,83	27,27	52,00	181,00	121,00	ja	0,918
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>		119,51	27,39	51,00	183,00	121,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	2	67,65	22,10	27,00	121,00	66,50	nein	0,958
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>		67,63	21,78	28,00	121,00	67,00	nein	

In Gruppe 1 mussten bei Nellcor OxiMax fünf Messungen ausgeschlossen werden. Dadurch konnten 145 Pulsfrequenzmessungen mit Herzfrequenzmessungen verglichen werden. In Gruppe 2 mussten bei Nellcor OxiMax 109 Messungen wegen schlechter Qualität, drei Messungen wegen Anzeigenausfall beider Messwerte und zwei Messungen wegen Anzeigenausfall der Pulsfrequenz ausgeschlossen werden. Demnach konnten in Gruppe 2 nur 36 Pulsfrequenzmessungen mit Herzfrequenzmessungen verglichen werden. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ), die Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV) (Tab. 13).

**Tabelle 13:** Messergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung mit Nellcor OxiMax in Gruppe 1 (n = 145) und Gruppe 2 (n = 36) der Hunde in zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe, HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	Gr.	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	1	120,94	25,87	71,00	181,00	121,00	nein	0,960
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>		120,96	25,75	71,00	181,00	122,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	2	83,83	18,54	54,00	121,00	87,00	ja	0,965
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>		83,64	18,56	53,00	120,00	88,00	ja	

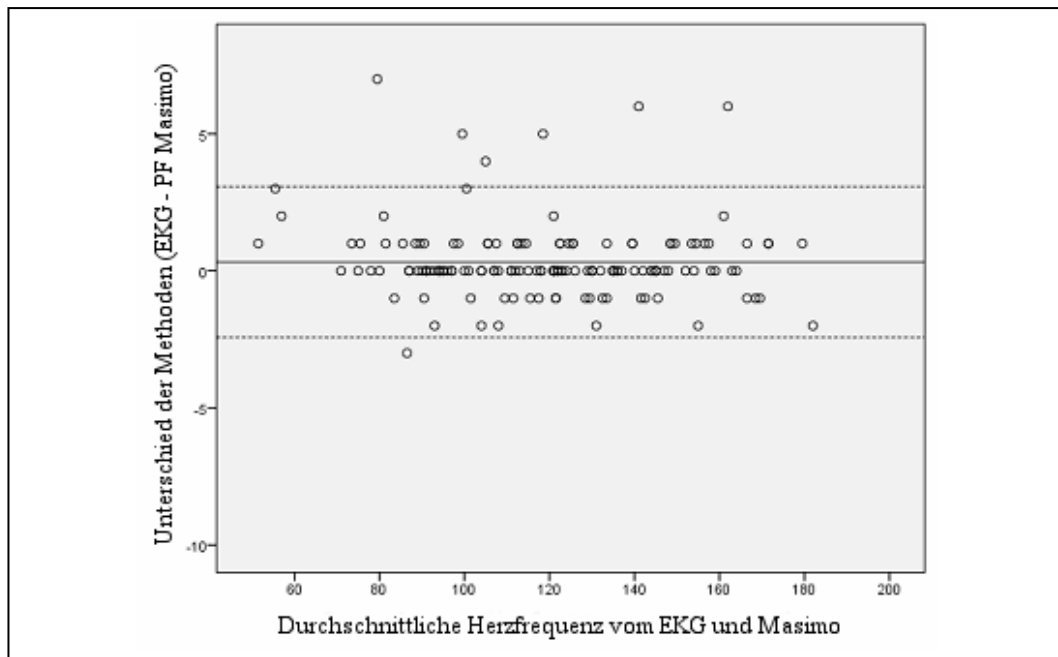
In Gruppe 1 mussten bei Nellcor OxiMax fünf Messungen ausgeschlossen werden. Dadurch konnten 145 Pulsfrequenzmessungen von Nellcor OxiMax mit Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET verglichen werden. In Gruppe 2 mussten bei Nellcor OxiMax 109 Messungen wegen schlechter Qualität, drei Messungen wegen Anzeigenausfall beider Messwerte und zwei Messungen wegen Anzeigenausfall der Pulsfrequenz ausgeschlossen werden. Demnach konnten in Gruppe 2 nur 36 Pulsfrequenzmessungen von Nellcor OxiMax mit Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET verglichen werden. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ), die Standardabweichung (SD), der Median und die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV) (Tab. 14).

**Tabelle 14:** Ergebnisse der Pulsfrequenzmessung mit den Pulsoximetern von Masimo SET und Nellcor OxiMax in Gruppe 1 (n = 145) und Gruppe 2 (n = 36) der Hunde im zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe, HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{X}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

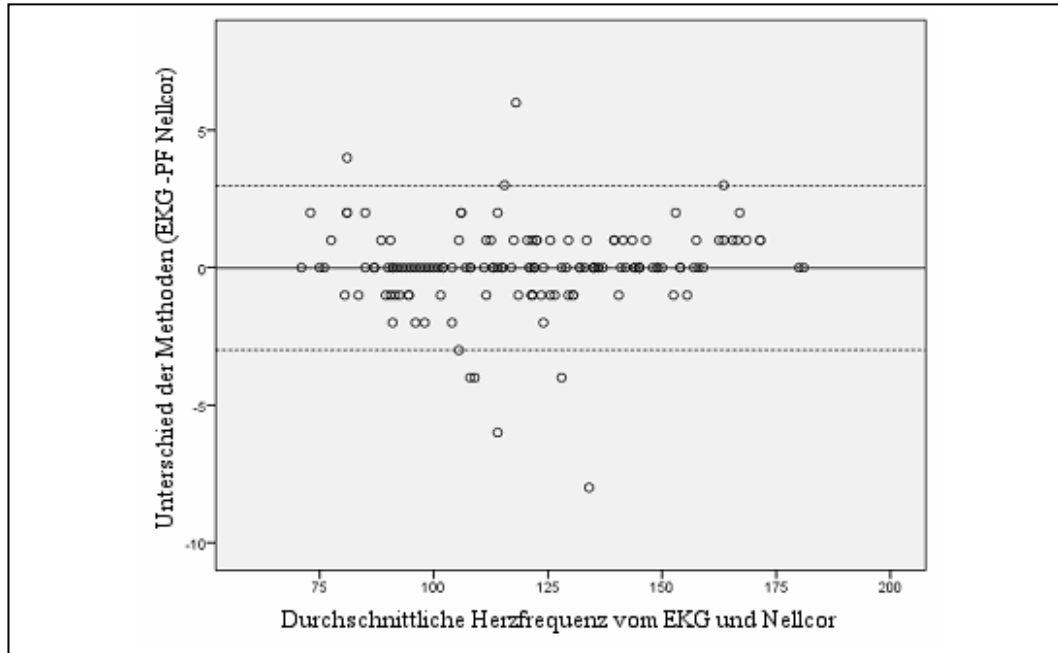
	Gr.	$\bar{X}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	1	120,66	25,94	71,00	183,00	121,00	ja	0,920
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>		120,96	25,75	71,00	181,00	122,00	ja	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	2	83,17	18,01	54,00	121,00	86,00	ja	0,913
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>		83,64	18,56	53,00	120,00	88,00	ja	

**Tabelle 15:** Signifikanz und Korrelation der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen Pulsfrequenz in Gruppe 1 (n = 145) und Gruppe 2 (n = 36) sowie Signifikanz und Korrelation der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen Pulsfrequenz in Gruppe 1 (n = 145) und der mit Masimo SET und Nellcor OxiMax gemessenen Pulsfrequenz in Gruppe 2 (n = 36) der Hunde im zweiten Studienteil (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz, Gr. = Gruppe, p = Signifikanz zwischen den Messwerten, r = Korrelationskoeffizient mit Signifikanz).

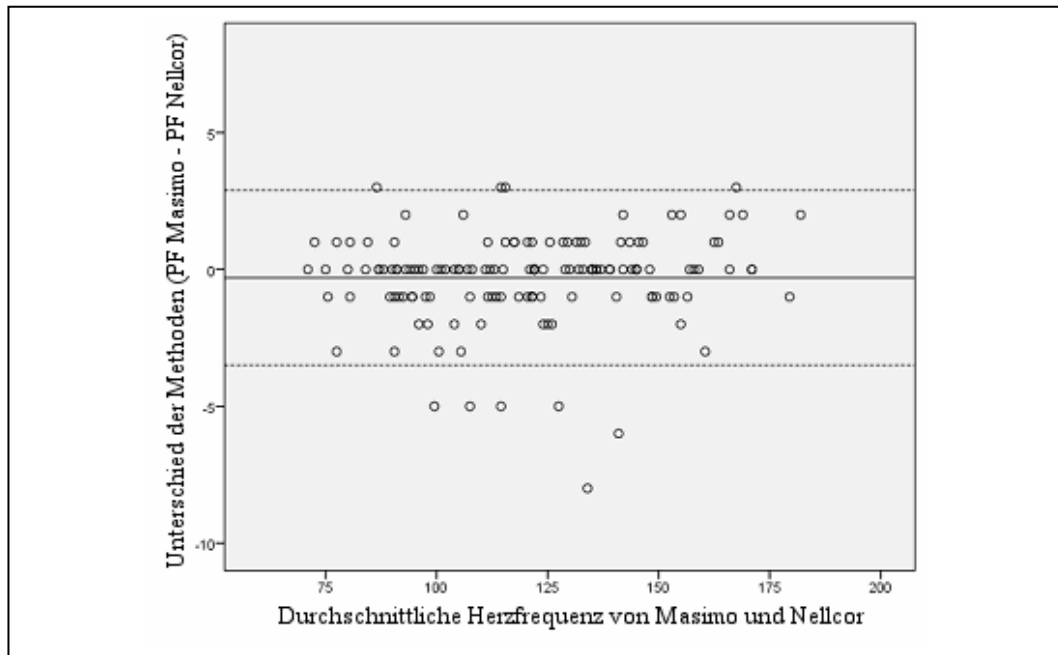
	p	r
<b>HF und PF<sub>Masimo</sub> (Gr. 1)</b>	0,918	0,999 (p < 0,001)
<b>HF und PF<sub>Masimo</sub> (Gr. 2)</b>	0,958	0,936 (p < 0,001)
<b>HF und PF<sub>Nellcor</sub> (Gr. 1)</b>	0,960	0,998 (p < 0,001)
<b>HF und PF<sub>Nellcor</sub> (Gr. 2)</b>	0,965	0,953 (p < 0,001)
<b>PF<sub>Masimo</sub> (Gr. 1) und PF<sub>Nellcor</sub> (Gr. 1)</b>	0,920	0,998 (p < 0,001)
<b>PF<sub>Masimo</sub> (Gr. 2) und PF<sub>Nellcor</sub> (Gr. 2)</b>	0,913	0,991 (p < 0,001)



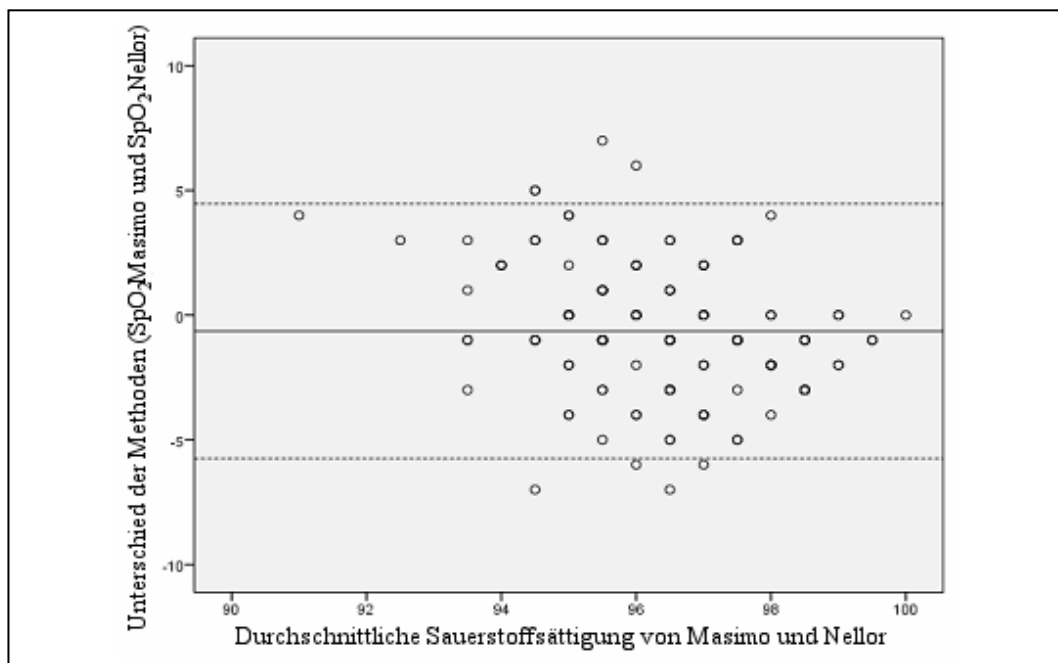
**Abbildung 9:** Bland-Altman-Diagramm der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET ( $n = 150$ ) der Hunde in Gruppe 1 im zweiten Studienteil (EKG = Elektrokardiogramm, PF = Pulsfrequenz, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien  $\text{Bias} \pm 1,96 \times$  Standardabweichung).



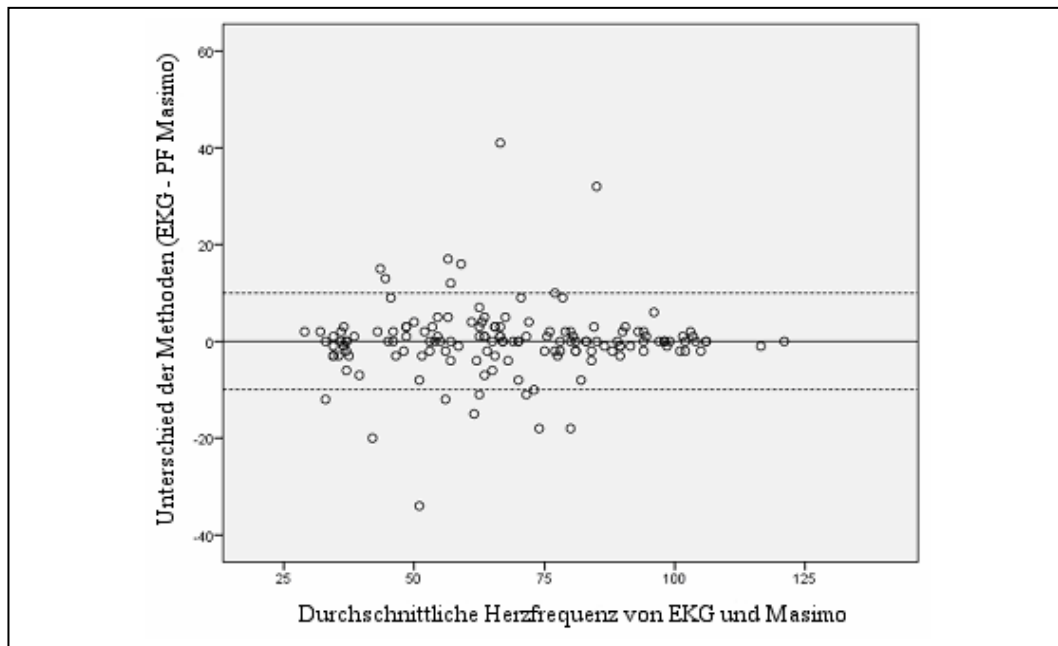
**Abbildung 10:** Bland-Altman-Diagramm der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax ( $n = 145$ ) der Hunde in Gruppe 1 im zweiten Studienteil (EKG = Elektrokardiogramm, PF = Pulsfrequenz durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien  $\text{Bias} \pm 1,96 \times$  Standardabweichung).



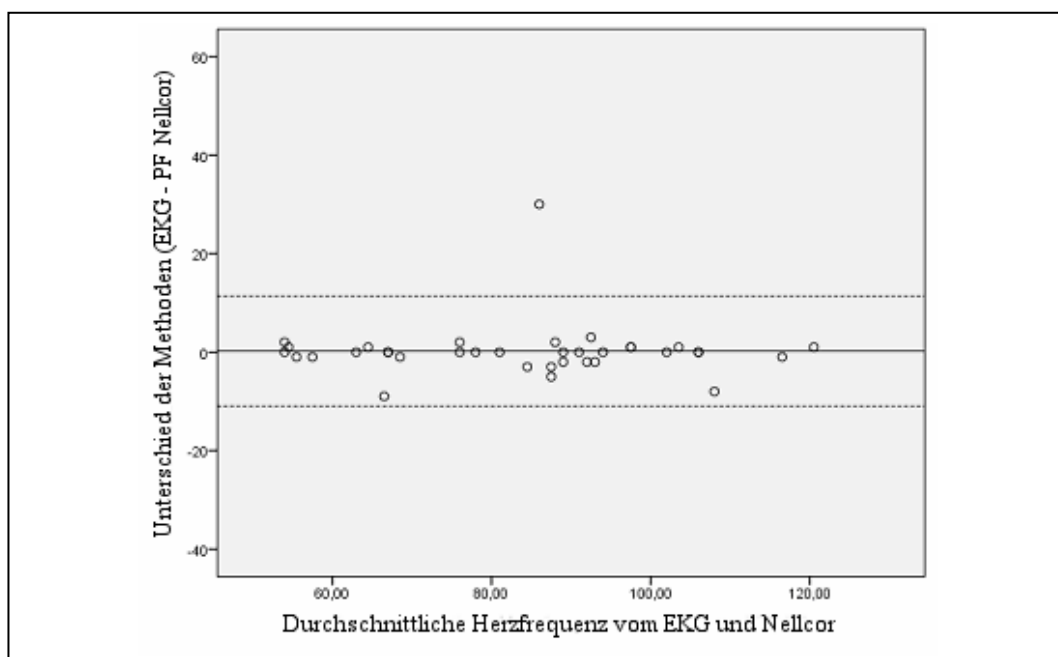
**Abbildung 11:** Bland-Altman-Diagramm der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax (n = 145) der Hunde in Gruppe 1 im zweiten Studienteil (PF = Pulsfrequenz, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).



**Abbildung 12:** Bland-Altman-Diagramm der Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax (n = 145) der Hunde in Gruppe 1 im zweiten Studienteil (SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).

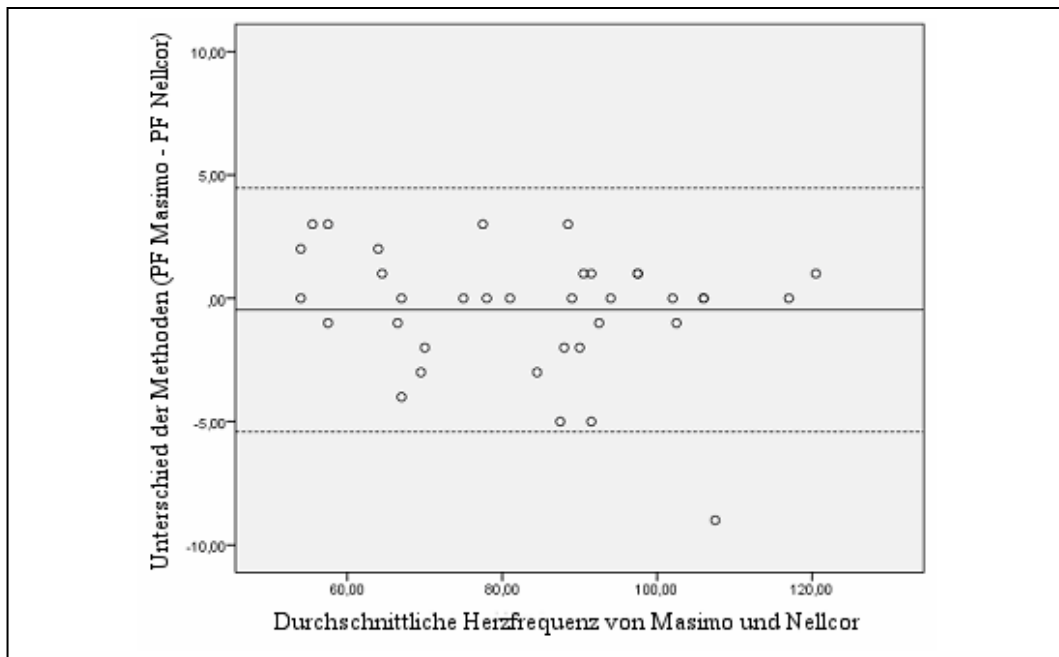


**Abbildung 13:** Bland-Altman-Diagramm der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 150) der Hunde in Gruppe 2 im zweiten Studienteil (EKG = Elektrokardiogramm, PF = Pulsfrequenz, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).

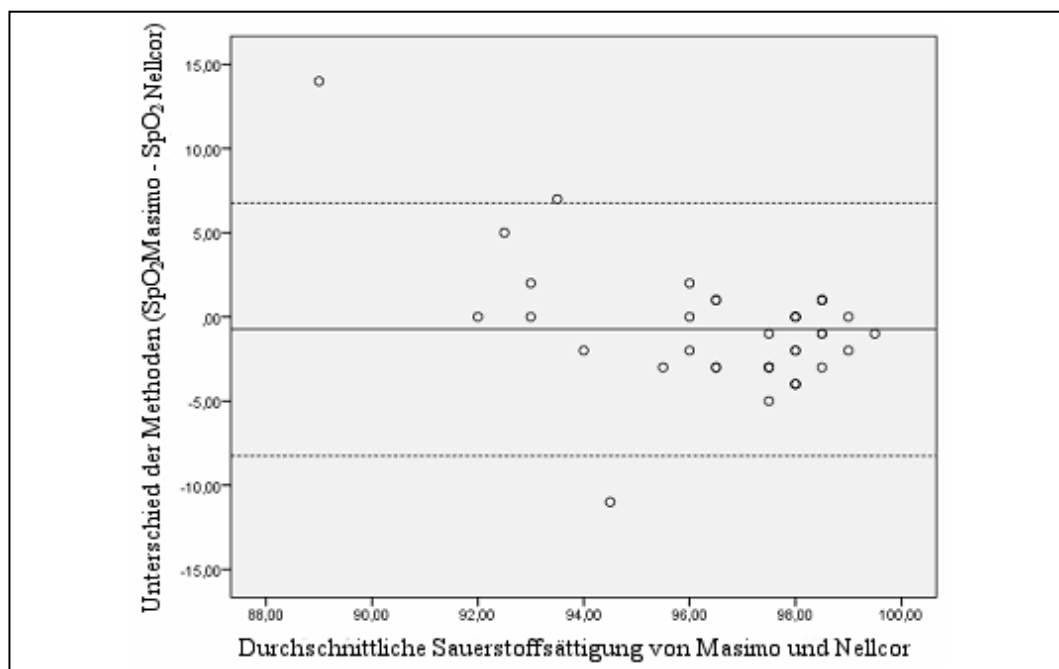


**Abbildung 14:** Bland-Altman-Diagramm der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax (n = 36) der Hunde in Gruppe 2 im zweiten Studienteil (EKG = Elektrokardiogramm, PF = Pulsfrequenz, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).





**Abbildung 15:** Bland-Altman-Diagramm der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax (n = 36) der Hunde in Gruppe 2 im zweiten Studienteil (PF = Pulsfrequenz, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).



**Abbildung 16:** Bland-Altman-Diagramm der Messung der Sauerstoffsättigung von Masimo SET mit der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax (n = 38) der Hunde in Gruppe 2 im zweiten Studienteil (SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Bias  $\pm$  1,96 x Standardabweichung).

**Tabelle 16:** Bias und Limits of Agreement der Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich der Herzfrequenz mit den pulsoximetrisch gemessenen Pulsfrequenzen von Masimo SET und Nellcor OxiMax sowie Vergleich der Messung der Pulsfrequenz und Sauerstoffsättigung von Masimo SET und Nellcor OxiMax (Gr. = Gruppe, HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz, SpO<sub>2</sub> = pulsoximetrisch gemessene arterielle Sauerstoffsättigung, SD = Standardabweichung, LLA = Lower Limits of Agreement, ULA = Upper Limits of Agreement).

	Gr.	Bias	1,96 x SD	LLA	ULA
<b>HF<sub>EKG</sub> - PF<sub>Masimo</sub></b>	1	0,327	2,748	-2,422	3,075
	2	0,027	14,528	-14,501	14,554
<b>HF<sub>EKG</sub> - PF<sub>Nellcor</sub></b>	1	-0,014	2,985	-2,999	2,971
	2	0,194	11,135	-10,941	11,329
<b>PF<sub>Masimo</sub> - PF<sub>Nellcor</sub></b>	1	-0,303	3,203	-3,507	2,900
	2	-0,472	4,947	-5,419	4,475
<b>SpO<sub>2</sub>Masimo - SpO<sub>2</sub>Nellcor</b>	1	-0,641	5,106	-5,748	4,465
	2	-0,737	7,511	-8,248	6,774

### 2.2.3. Einfluss auf den Perfusionsindex

In Gruppe 1 konnten bei Masimo SET 150 Messungen des Perfusionsindex gewonnen werden während es bei Nellcor OxiMax 145 waren. In Gruppe 2 konnten bei Masimo SET 150 Messungen des Perfusionsindex gewonnen werden während es bei Nellcor OxiMax 38 waren. Beim Vergleich des Perfusionsindex von Masimo SET in Gruppe 1 und 2 sowie beim Vergleich des Perfusionsindex von Nellcor OxiMax in Gruppe 1 und 2 wurde jeweils ein signifikanter Unterschied gefunden ( $p < 0,001$ ) (Tab. 17).

**Tabelle 17:** Messergebnisse des Perfusionsindex von Masimo SET (n = 150) und Nellcor OxiMax (n = 145) in Gruppe 1 sowie des Perfusionsindex von Masimo SET (n = 150) und Nellcor OxiMax (n = 38) in Gruppe 2 im zweiten Studienteil (Gr. = Gruppe, PI = Perfusionsindex,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanz zwischen den Messwerten).

	Gr.	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>PI<sub>Masimo</sub></b>	1	0,37	0,23	0,10	1,00	0,30	nein	< 0,001
	2	0,24	0,19	0,10	1,00	0,20	nein	
<b>PI<sub>Nellcor</sub></b>	1	0,57	0,15	0,10	0,90	0,60	nein	< 0,001
	2	0,37	0,23	0,00	0,80	0,40	ja	

### 3. Einfluss der Messposition auf die Pulsoximetermessung

Im dritten Studienteil wurde der Einfluss der Messposition auf die Messung der Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz untersucht. An 20 Hunden wurde jeweils drei Messungen vorgenommen. Dadurch wurden an jeder Messposition 60 Messungen gewonnen. Messungen mit schlechter Qualität oder Messwertausfall wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Dadurch wurde bei beiden Pulsoximetern für jede Position eine unterschiedliche Anzahl an auswertbaren Messungen gewonnen.

#### 3.1. Auswertbare Proben

Die Ausfallraten für Masimo SET und Nellcor OxiMax an den einzelnen Messpositionen wurden bestimmt und mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Die Ergebnisse sind in Tab. 18 dargestellt.

**Tabelle 18:** Ausfallraten von Masimo SET und Nellcor OxiMax an der Zunge, der Lippe, dem Ohr, der Kniefalte, der Zehe, der Vulva oder dem Präputium mit Angabe der Ausschlussgründe (n = 60) (schlechte Qualität ist definiert bei Masimo SET als eine Signalintensität von weniger als einem Balken und bei Nellcor OxiMax eine nicht physiologische Plethysmographiewelle, Messausfall = das Pulsoximeter zeigt keinen Messwert auf dem Display an trotz guter Qualität, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	Pulsoximeter	Qualität	Ausfall	Anzahl	p
<b>Zunge</b>	Masimo	0	0	0 (0,0 %)	0,022
	Nellcor	5	0	5 (8,3 %)	
<b>Lippe</b>	Masimo	12	0	12 (20,0 %)	0,637
	Nellcor	9	1	10 (16,7 %)	
<b>Ohr</b>	Masimo	51	0	51 (85,0 %)	0,002
	Nellcor	35	1	36 (60,0 %)	
<b>Kniefalte</b>	Masimo	23	0	23 (38,3 %)	< 0,001
	Nellcor	53	2	55 (91,6 %)	
<b>Zehe</b>	Masimo	6	0	6 (10,0 %)	0,050
	Nellcor	13	1	14 (23,3 %)	
<b>Vulva/Präputium</b>	Masimo	11	0	11 (18,3 %)	< 0,001
	Nellcor	34	0	34 (56,7 %)	

Die Zunge hatte bei beiden Pulsoximetern die wenigsten Ausfälle. Die Ausfallraten an der Zunge wurden mit den Ausfallraten der anderen Messpositionen verglichen. Dazu wurde der Chi-Quadrat-Test verwendet. Bei Masimo SET zeigten die Lippe (p < 0,001), das Ohr (p < 0,001), die Kniefalte (p < 0,001), die Vulva oder das Präputium (p = 0,001) und der Zwischenzehenbereich (p = 0,012) signifikante Unterschiede in ihren Ausfallraten im Vergleich mit der Zunge. Bei Nellcor OxiMax zeigten das Ohr (p < 0,001), die Kniefalte (p < 0,001), der Zwischenzehenbereich (p = 0,024) sowie die Vulva oder das Präputium (p < 0,001) signifikante Unterschiede zur Zunge. Lediglich an der Lippe (p = 0,168) wurde kein signifikanter Unterschied gefunden.

### 3.2. Auswertungen

Es wurden nur Messungen in die Berechnung aufgenommen, die eine gute Qualität besaßen und die einen Messwert anzeigten. Dadurch ergab sich für beide Pulsoximeter eine unterschiedliche Anzahl an auswertbaren Messungen.

#### 3.2.1. Einfluss auf die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung

Da alle Hunde eine inspiratorische Sauerstoffkonzentration von 100 % erhielten, wurde ein SpO<sub>2</sub>-Wert von mindestens 95 % erwartet. Eine Sättigung unterhalb dieses Wertes wurde als falsche Hypoxämie gewertet. Die Anzahl der falschen Hypoxämien für beide Pulsoximeter ist in Tab. 19 zu sehen.

**Tabelle 19:** Anzahl der falschen Hypoxämien bei Masimo SET und Nellcor OxiMax bei 20 Hunden im dritten Studienteil an der Zunge, der Lippe, dem Ohr, der Kniefalte, der Zehe, der Vulva oder dem Präputium nach Ausschluss nichtauswertbarer Messungen (als „falsche Hypoxämie“ wurde ein SpO<sub>2</sub>-Wert < 95 % gewertet).

	Pulsoximeter	≤ 90 %	91 – 94 %	Gesamtanzahl
<b>Zunge</b>	Masimo	2	12	14/60 (23,3%)
	Nellcor	0	5	5/55 (9,1%)
<b>Lippe</b>	Masimo	2	4	6/48 (12,5%)
	Nellcor	3	10	13/50 (26,0%)
<b>Ohr</b>	Masimo	0	1	1/9 (11,1%)
	Nellcor	3	3	6/24 (25,0%)
<b>Kniefalte</b>	Masimo	11	2	13/37 (35,1%)
	Nellcor	0	1	1/5 (20,0%)
<b>Zehe</b>	Masimo	4	4	8/54 (14,8%)
	Nellcor	1	8	9/46 (19,6%)
<b>Vulva/ Präputium</b>	Masimo	5	3	8/49 (16,3%)
	Nellcor	1	1	2/26 (7,7%)

Mit dem Chi-Quadrat-Test wurde die Anfälligkeit der Pulsoximeter für die Anzeige von falschen Hypoxämien an den Messpositionen verglichen. Ausschließlich an der Zunge ( $p = 0,040$ ) konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. An der Lippe ( $p = 0,091$ ), dem Ohr ( $p = 0,385$ ), der Kniefalte ( $p = 0,500$ ), der Zehe ( $p = 0,529$ ) sowie der Vulva oder dem Präputium ( $p = 0,295$ ) unterscheiden sich die beiden Pulsoximeter nicht signifikant voneinander. Die arterielle Sauerstoffsättigung wurde mit Masimo SET und Nellcor OxiMax an den unterschiedlichen Messpositionen gemessen (Tab. 20).

**Tabelle 20:** Messergebnisse der Sauerstoffsättigung von Masimo SET und Nellcor OxiMax an der Zunge ( $n = 60$ ;  $n = 55$ ), der Lippe ( $n = 48$ ;  $n = 51$ ), dem Ohr ( $n = 9$ ;  $n = 25$ ), der Kniefalte ( $n = 37$ ;  $n = 7$ ), dem Zwischenzehbereich ( $n = 54$ ;  $n = 7$ ) und an der Vulva oder dem Präputium ( $n = 49$ ;  $n = 26$ ) ( $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung).

	Pulsoximeter	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV
<b>Zunge</b>	Masimo	95,87	2,22	89,00	100,00	96,00	nein
	Nellcor	97,29	1,91	93,00	100,00	97,00	nein
<b>Lippe</b>	Masimo	96,88	3,02	85,00	100,00	97,50	nein
	Nellcor	95,06	2,49	87,00	100,00	95,00	nein
<b>Ohr</b>	Masimo	98,78	2,64	92,00	100,00	100,00	nein
	Nellcor	95,88	5,70	77,00	100,00	98,00	nein
<b>Kniefalte</b>	Masimo	92,95	8,18	68,00	100,00	96,00	nein
	Nellcor	97,80	2,95	93,00	100,00	99,00	ja
<b>Zehe</b>	Masimo	97,52	3,58	84,00	100,00	99,00	nein
	Nellcor	97,22	2,95	88,00	100,00	98,00	nein
<b>Vulva/ Präputium</b>	Masimo	96,71	4,73	82,00	100,00	98,00	nein
	Nellcor	98,15	2,56	90,00	100,00	99,00	nein

Die SpO<sub>2</sub>-Werte aller Messpositionen wurden für die beiden Pulsoximeter mit dem Kruskal-Wallis-Test analysiert. Dabei wurden bei Masimo SET ( $p < 0,001$ ) und Nellcor OxiMax ( $p < 0,001$ ) signifikante Unterschiede zwischen den Messpositionen gefunden. Da es in diesem Teil keinen Goldstandard gab, wurden die Messungen an der Zunge als Referenzmethode für den Vergleich mit den anderen Positionen verwendet. Der Vergleich erfolgte mit dem Mann-Whitney-U-Test.

**Tabelle 21:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Messung der Sauerstoffsättigung von Masimo SET an der Zunge ( $n = 60$ ) mit der Messung der Sauerstoffsättigung von Masimo SET an der Lippe ( $n = 48$ ), dem Ohr ( $n = 9$ ), der Kniefalte ( $n = 37$ ), der Zehe ( $n = 54$ ) und der Vulva oder dem Präputium ( $n = 49$ ) und Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Messung der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax an der Zunge ( $n = 55$ ) mit der Messung der Sauerstoffsättigung von Nellcor OxiMax an der Lippe ( $n = 51$ ), dem Ohr ( $n = 25$ ), der Kniefalte ( $n = 7$ ), der Zehe ( $n = 47$ ) und der Vulva oder dem Präputium ( $n = 26$ ) ( $r$  = Korrelationskoeffizient,  $p$  = Signifikanzniveau des Korrelationkoeffizienten).

	<b>Pulsoximeter</b>	<b>p</b>	<b>r</b>
<b>Zunge-Lippe</b>	Masimo	0,003	0,179 ( $p = 0,225$ )
	Nellcor	0,001	0,070 ( $p = 0,629$ )
<b>Zunge-Ohr</b>	Masimo	0,001	0,170 ( $p = 0,662$ )
	Nellcor	0,897	0,152 ( $p = 0,478$ )
<b>Zunge-Kniefalte</b>	Masimo	0,654	- 0,004 ( $p = 0,981$ )
	Nellcor	0,385	0,667 ( $p = 0,219$ )
<b>Zunge-Zehe</b>	Masimo	< 0,001	- 0,162 ( $p = 0,241$ )
	Nellcor	0,527	- 0,142 ( $p = 0,347$ )
<b>Zunge-Vulva/Präputium</b>	Masimo	< 0,001	0,020 ( $p = 0,893$ )
	Nellcor	0,014	- 0,333 ( $p = 0,096$ )

### 3.2.2. Einfluss auf die Messung der Pulsfrequenz

Die Herzfrequenzmessungen wurden mit den Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax sowie die Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax miteinander verglichen. Angegeben werden das Minimum (Min.) und Maximum (Max.), der Mittelwert ( $\bar{x}$ ) mit Standardabweichung (SD), der Median, die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung (NV) sowie die Signifikanz zwischen den Messwerten. Zusätzlich wurde der Korrelationskoeffizient bestimmt. Nachfolgend sind die Tabellen für die verschiedenen Messstellen aufgeführt.

**Tabelle 22:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET an der Zunge (n = 60), Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Zunge (n = 55) und Ergebnisse der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET mit der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Zunge (n = 55) (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	94,53	22,02	51,00	136,00	91,50	ja	0,856
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	93,80	22,06	51,00	135,00	91,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	95,38	21,93	51,00	136,00	94,00	ja	0,993
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	95,42	21,78	51,00	136,00	94,00	ja	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	94,60	22,00	51,00	135,00	92,00	ja	0,845
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	95,42	21,78	51,00	136,00	94,00	ja	



**Tabelle 23:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 60) und Nellcor OxiMax (n = 55) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 55) an der Zunge (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,981	< 0,001
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,993	< 0,001
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,989	< 0,001

**Tabelle 24:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET an der Lippe (n = 48), der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Lippe (n = 50) und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Lippe (n = 44) (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	99,13	21,91	63,00	143,00	90,50	nein	0,947
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	98,85	22,81	61,00	147,00	88,00	nein	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	100,98	19,024	76,00	145,00	99,00	nein	0,920
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	100,86	18,61	78,00	145,00	98,50	nein	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	97,91	21,13	65,00	147,00	88,00	nein	0,831
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	98,32	20,20	64,00	144,00	89,00	nein	

**Tabelle 25:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 48) und Nellcor OxiMax (n = 50) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 44) an der Lippe (HF = Herzfrequenz; PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,982	< 0,001
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,993	< 0,001
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,976	< 0,001

**Tabelle 26:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET am Ohr (n = 9), der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax am Ohr (n = 24) und der Pulsfrequenzmessung von Masimo und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax am Ohr (n = 9) (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	97,00	38,51	49,00	136,00	117,00	nein	0,534
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	92,67	35,21	49,00	136,00	111,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	99,46	25,19	49,00	136,00	102,50	ja	0,986
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	99,33	24,83	50,00	135,00	103,50	ja	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	92,67	35,21	49,00	136,00	111,00	ja	0,103
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	93,56	35,01	50,00	135,00	113,00	ja	

**Tabelle 27:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 9) und Nellcor OxiMax (n = 24) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 9) am Ohr (HF = Herzfrequenz; PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,849	0,004
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,995	< 0,001
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,999	< 0,001

**Tabelle 28:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET an der Kniefalte, der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Kniefalte (n = 5) und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Kniefalte (n = 4) (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	88,38	24,63	51,00	163,00	84,00	nein	0,238
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	81,41	23,16	31,00	150,00	81,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	80,80	9,23	70,00	90,00	84,00	ja	0,939
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	80,40	6,58	73,00	88,00	83,00	ja	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	81,25	8,06	70,00	89,00	83,00	ja	0,889
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	82,00	6,38	73,00	88,00	83,50	ja	

**Tabelle 29:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 37) und Nellcor OxiMax (n = 5) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 4) an der Kniefalte (HF = Herzfrequenz; PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,443	0,006
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,932	0,021
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,999	0,001

**Tabelle 30:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 54), der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax (n = 46) und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax (n = 45) im Zwischenzehbereich (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	p
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	100,83	23,30	58,00	164,00	98,50	ja	1,0
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	100,83	22,46	62,00	157,00	97,00	ja	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	104,89	22,68	65,00	164,00	104,00	ja	0,996
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	104,91	22,06	70,00	156,00	103,00	ja	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	103,93	22,35	66,00	157,00	104,00	ja	0,928
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	104,36	21,98	70,00	156,00	103,00	ja	

**Tabelle 31:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 54) und Nellcor OxiMax (n = 46) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 45) im Zwischenzehbereich (HF = Herzfrequenz; PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,991	< 0,001
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,992	< 0,001
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,996	< 0,001

**Tabelle 32:** Ergebnisse der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET an der Vulva oder dem Präputium (n = 49), der Herzfrequenzmessung und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Vulva oder dem Präputium (n = 26) und der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET und der Pulsfrequenzmessung von Nellcor OxiMax an der Vulva oder dem Präputium (n = 25) (HF = Herzfrequenz, PF = Pulsfrequenz,  $\bar{x}$  = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min. = Minimum, Max. = Maximum, NV = Normalverteilung, p = Signifikanzniveau zwischen den Messwerten).

	$\bar{x}$	SD	Min.	Max.	Median	NV	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	90,41	26,70	42,00	163,00	86,00	ja	0,589
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	93,84	23,71	60,00	164,00	89,00	nein	
<b>HF<sub>EKG</sub></b>	91,81	27,97	42,00	163,00	86,00	nein	0,963
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	92,08	27,45	48,00	162,00	88,00	nein	
<b>PF<sub>Masimo</sub></b>	93,32	27,23	64,00	164,00	87,00	nein	0,938
<b>PF<sub>Nellcor</sub></b>	92,44	27,96	48,00	162,00	89,00	nein	

**Tabelle 33:** Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Herzfrequenzmessung mit der Pulsfrequenzmessung von Masimo SET (n = 49) und Nellcor OxiMax (n = 26) sowie Korrelation und Signifikanz der Korrelation der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax (n = 25) an der Vulva oder am Präputium (HF = Herzfrequenz; PF = Pulsfrequenz, r = Korrelationskoeffizient, p = Signifikanzniveau des Korrelationskoeffizienten).

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Masimo</sub></b>	0,936	< 0,001
<b>HF<sub>EKG</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,993	< 0,001
<b>PF<sub>Masimo</sub> und PF<sub>Nellcor</sub></b>	0,991	< 0,001

## V. DISKUSSION

Die Pulsoximetrie ist eine nichtinvasive Methode zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz (RUCHALA, 1997). Eine schlechte Perfusion kann ihre Messungen jedoch stark beeinträchtigen oder sogar unmöglich machen (JOBES & NICOLSON, 1988; HANNING & ALEXANDER-WILLIAMS, 1995). New-Generation-Pulsoximeter wurden entwickelt, um auch bei schlechter Durchblutung zuverlässige Ergebnisse zu liefern (GOLDMANN et al., 2000; PETTERSON et al., 2007). Ihre Tauglichkeit wurde an Menschen bereits ausführlich untersucht (GIULIANO et al., 2005), jedoch existierten bislang keine Studien über ihren Einsatz an Hunden. Konventionelle Pulsoximeter lieferten an der Zunge von anästhesierten Hunden zuverlässige Messergebnisse (NISHIMURA et al., 1991; JACOBSON et al., 1992; HUSS et al., 1995; MATTHEWS et al., 2003). Ist die Zunge jedoch unzugänglich oder störenden Einflussfaktoren ausgesetzt, muss eine zuverlässige alternative Messposition verwendet werden. In der vorliegenden Studie wurden erstmals die Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit von zwei New-Generation-Pulsoximetern (Masimo Rad-5 mit Masimo SET und EDAN H100N mit Nellcor OxiMax) während normaler und verminderter Perfusion an Hunden untersucht. Es wurde außerdem bestimmt, an welchen Körperstellen während normaler Perfusion zuverlässige Messergebnisse gewonnen werden können.

In der vorliegenden Studie zeigten die SpO<sub>2</sub>-Messungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax während normaler Perfusion hohe Korrelationen mit der CO-Oximetrie. Die arterielle Sauerstoffsättigung wurde um durchschnittlich 4 % und 3 % unterschätzt. Diese Werte lagen etwas höher als die in den Gebrauchsanweisungen von Masimo und EDAN angegebenen Abweichungen von  $\pm 3$  % und  $\pm 2$  %. Allerdings basieren diese Herstellerangaben auf humanmedizinischen Studien. Ihre Übertragbarkeit auf Hunde ist nicht bestätigt (MASIMO, 2006; EDAN, 2010). Es existierten bislang keine Studien über die Anwendbarkeit von New-Generation-Pulsoximetern an Hunden, jedoch wurde ihr Einsatz bereits an Schafen untersucht (QUINN et al., 2013; DAWSON et al., 2014). Diese Studien fanden sowohl Unter- als auch Überschätzungen der arteriellen Sauerstoffsättigung von durchschnittlich 3 %. Bei Hunden wurden bislang nur konventionelle Pulsoximeter studiert. Lag bei Hunden die arterielle

Sauerstoffsättigung über 70 %, wurden Unterschätzungen von durchschnittlich 3 – 5 % gefunden (JACOBSON et al., 1992; GROSENBAUGH & MUIR, 1998; MATTHEWS et al., 2003). In der vorliegenden Studie zeigten die New-Generation-Pulsoximeter mit einer durchschnittlichen Unterschätzung der arteriellen Sauerstoffsättigung von 3 – 4 % annähernd die gleiche Messgenauigkeit. Sie hatten demnach im Vergleich mit konventionellen Pulsoximetern keinen klinischen Vorteil. Das Masimo SET unterschätzte die arterielle Sauerstoffsättigung etwas stärker als das Nellcor OxiMax. Diese Tatsache wurde auch in der Studie von DAWSON et al. (2013) festgestellt. Sie verglichen 7251 Messungen der arteriellen Sauerstoffsättigung mit den Messungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax. Die SpO<sub>2</sub>-Werte des Masimo SET lagen 0,6 % niedriger als die SpO<sub>2</sub>-Werte des Nellcor OxiMax (DAWSON et al., 2013).

Beide Pulsoximeter unterschätzten die arterielle Sauerstoffsättigung in der vorliegenden Studie, jedoch war das Ausmaß unterschiedlich stark ausgeprägt. Bei Messungen mit dem Masimo SET wurden Unterschätzungen von bis zu 8,14 % und mit dem Nellcor OxiMax von bis zu 6,49 % gefunden. Ähnliche Abweichungen wurden bei Schafen und Menschen beobachtet (QUINN et al., 2013; DAWSON et al., 2013). Die Tendenz beider Pulsoximeter, die arterielle Sauerstoffsättigung zu unterschätzen, führte in der vorliegenden Studie häufig zur Anzeige von falschen Hypoxämien. Diese wurden definiert als ein PaO<sub>2</sub> ≥ 80 mmHg bei gleichzeitiger Anzeige eines SpO<sub>2</sub>-Wertes < 95 %. Beim Masimo SET traten bei 45 % der Messungen falsche Hypoxämien auf. Beim Nellcor OxiMax zeigten 35 % der Messungen falsche Hypoxämien an. Statistisch existierte kein signifikanter Unterschied zwischen den Pulsoximetern in ihrer Inzidenz der Anzeige falscher Hypoxämien. In anderen Studien zeigten New-Generation-Pulsoximeter deutlich seltener falsche Hypoxämien an (BROUILLETTE et al., 2002; HAY et al., 2002). Ursache für diese widersprüchlichen Ergebnisse in den Studien war die Definition des Begriffes „Hypoxämie“. So lag bei HAY et al. (2002) eine Hypoxämie erst ab einem SpO<sub>2</sub>-Wert < 85 % vor. Verwendet man diese Definition in der vorliegenden Studie, traten beim Masimo SET nur eine und beim Nellcor OxiMax keine falsche Hypoxämie auf.

Beide New-Generation-Pulsoximeter zeigten in der vorliegenden Studie eine



durchschnittliche Unterschätzung der arteriellen Sauerstoffsättigung von 3 – 4 %. Dadurch war das Ausmaß der Überschätzungen konsequenterweise sehr gering. Bei dem Masimo SET wurde die arterielle Sauerstoffsättigung um maximal 0,37 % und bei dem Nellcor OxiMax sogar nur um bis zu 0,22 % überschätzt. Studien bei Schafen und Menschen fanden im Gegensatz dazu deutlich stärkere Abweichungen (DAWSON et al., 2013; QUINN et al., 2013). Dort überschätzte das Masimo SET die arterielle Sauerstoffsättigung um bis zu 13 % und das Nellcor OxiMax sogar um bis zu 17 %. Lagen bei Schafen Sättigungswerte < 70 % vor, traten bei beiden Pulsoximetern sogar Überschätzungen von bis zu 45 – 46 % auf (DAWSON et al., 2013). Eine Ursache für die deutlich geringeren Abweichungen in der vorliegenden Studie im Vergleich zu anderen Studien wurde nicht gefunden.

Durch das geringe Ausmaß der Überschätzungen in der vorliegenden Studie wurden die sechs wahren Hypoxämien von beiden Pulsoximetern erkannt. Laut Studien in der Humanmedizin erkennen New-Generation-Pulsoximeter Hypoxämien zuverlässiger als konventionelle Pulsoximeter (MALVIYA et al., 2000; WORKIE et al., 2005; QUINN et al. 2013). Beim Vergleich der New-Generation-Pulsoximeter miteinander war das Masimo SET am zuverlässigsten bei der Detektion von Hypoxämien. Es übersah maximal 1,4 % der Hypoxämien, während mit dem Nellcor OxiMax bis zu 54,7 % undetektiert blieben (BOHNHORST et al., 2000; BROUILLETTE et al., 2002; HAY et al., 2002; WORKIE et al., 2005; QUINN et al., 2013). In der vorliegenden Studie ist aufgrund der geringen Anzahl an aufgetretenen Hypoxämien keine Aussage darüber möglich, welches das zur Detektion wahrer Hypoxämien zuverlässigere New-Generation-Pulsoximeter war.

Die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax hatten in der vorliegenden Studie bei normaler Perfusion sehr hohe Korrelationen mit dem EKG. Ähnliche Ergebnisse fanden DAWSON et al. (2013). Sie verglichen die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax mit dem Elektrokardiogramm an Säuglingen. Das Masimo SET unterschätzte die Herzfrequenz um durchschnittlich 0,2 Schläge pro Minute und das Nellcor OxiMax überschätzte die Herzfrequenz um 0,8 Schläge pro Minute. Diese Untersuchungen stimmen mit den Messergebnissen in der vorliegenden Studie überein. Allerdings fanden DAWSON et al. (2013) bei Messungen mit dem

Masimo SET und mit dem Nellcor OxiMax Abweichungen von bis zu 9 – 11 Schläge pro Minute, während in der vorliegenden Studie mit beiden New-Generation-Pulsoximetern lediglich Abweichungen von maximal  $\pm 3$  Schläge pro Minute auftraten. Die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax hatten eine sehr hohe Korrelation miteinander. Der Unterschied betrug durchschnittlich weniger als einen Schlag pro Minute.

Bei verminderter Perfusion zeigten die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax in der vorliegenden Studie weiterhin sehr hohe Korrelationen mit dem Elektrokardiogramm. Der Unterschied zwischen Pulsfrequenz und Herzfrequenz lag bei beiden Pulsoximetern bei durchschnittlich unter 1 Schlag pro Minute. Allerdings erhöhte sich bei beiden Pulsoximetern die Höhe der gefundenen Über- und Unterschätzungen. Bei Messungen mit dem Masimo SET wurden Abweichungen von bis zu  $\pm 15$  Schläge pro Minute gefunden, während es mit dem Nellcor OxiMax  $\pm 11$  Schläge pro Minute waren. Bei normaler Durchblutung betrug die Abweichung bei beiden Pulsoximetern lediglich  $\pm 3$  Schläge pro Minute. Beim Vergleich der Pulsfrequenzmessungen zwischen beiden Geräten wurde wie bei normaler Perfusion eine sehr gute Korrelation mit einer durchschnittlichen Abweichung von unter 1 Schlag pro Minute gefunden.

Die Messgenauigkeit von New-Generation-Pulsoximetern wird durch schlechter werdende hämodynamische Zustände beeinträchtigt (HUMMLER et al., 2002; HUMMLER et al., 2004; HUMMLER et al., 2006). RICHARDS et al. (2006) untersuchten die Messgenauigkeiten von drei New-Generation-Pulsoximetern an Patienten nach Herzoperationen. Dazu verglichen sie die Pulsfrequenzmessungen von Philips FAST, Masimo SET und Nellcor OxiSmart mit dem Elektrokardiogramm. Sie fanden Abweichungen von  $\pm 4,3$  Schläge pro Minute,  $\pm 5,1$  Schläge pro Minute und  $\pm 3,0$  Schläge pro Minute. Bei Philips FAST und Nellcor Oxismart lagen 70 % der Pulsfrequenzmessungen innerhalb von  $\pm 2,0$  Schläge pro Minute der Herzfrequenz während es bei Masimo SET nur 60 % der Pulsfrequenzmessungen waren. In der vorliegenden Studie lagen 95 % der Pulsfrequenzmessungen von Masimo SET und Nellcor OxiMax innerhalb von  $\pm 14,5$  Schläge pro Minute und  $\pm 11,1$  Schläge pro Minute der Herzfrequenz. Wie in der Studie von RICHARDS et al. (2006) wurde das Masimo SET etwas stärker durch die verminderte Perfusion beeinflusst als das Nellcor OxiMax. Das Ausmaß

der Über- und Unterschätzungen bei beiden New-Generation-Pulsoximetern war in der vorliegenden Studie deutlich ausgeprägter als bei RICHARDS et al. (2006). Durch die Gabe von Dexmedetomidin wurde in der vorliegenden Studie eine verminderte periphere Durchblutung induziert, die zu einer Reflexbradykardie führte. Beides könnte die Pulsfrequenzmessungen beeinflusst haben. Während das EKG die Herzfrequenz kontinuierlich maß, errechneten die Pulsoximeter einen Durchschnitt der Pulsfrequenzmessungen über eine definierte Zeitspanne, bevor sie einen Messwert anzeigten. Deswegen konnten schnelle Veränderungen der Pulsfrequenz nicht angezeigt werden.

Ein weiterer Vorteil von New-Generation-Pulsoximetern gegenüber konventionellen Pulsoximetern ist, neben der verbesserten Messgenauigkeit bei verminderter Perfusion, ihre geringere Anfälligkeit für Messausfälle. Bei Messungen mit konventionellen Pulsoximetern wurden nach Gabe vasoaktiver Medikamente vermehrt Signalverluste und Messungenauigkeiten gefunden (MIHM & HALPERIN, 1985; IBANEZ et al., 1991; NIJLAND et al., 1996). Bereits bei normaler Perfusion unterschieden sich die Ausfallraten des Masimo SET und des Nellcor OxiMax signifikant voneinander. Während das Masimo SET eine Ausfallrate von 0,0 % hatte, lag sie beim Nellcor OxiMax bei 3,3 %. Alle Messungen mussten aufgrund schlechter Qualität ausgeschlossen werden. Eine schlechte Qualität wurde beim Nellcor OxiMax definiert als eine unphysiologische Plethysmographiewelle. Die geringere Ausfallrate des Masimo SET im Vergleich mit anderen New-Generation-Pulsoximetern während normaler Perfusion wurde bereits in anderen Studien nachgewiesen (HAY et al., 2002; WORKIE et al., 2005; QUINN et al., 2013). Bei Schafen lag die Ausfallrate, wie in der vorliegenden Studie, bei 0,0 % (QUINN et al., 2013).

Durch die verminderte Durchblutung stieg die Ausfallrate des Nellcor OxiMax signifikant auf 78,0 % an. Bei Messungen mit dem Masimo SET traten auch bei verminderter Perfusion keine Ausfälle auf. Die geringere Anfälligkeit des Masimo SET für Messwertausfälle bei verminderter Perfusion wurde bereits in früheren Studien festgestellt (HUMMLER et al., 2002; TORRES et al., 2004; RICHARDS et al., 2006). Für die signifikante Zunahme an Ausfällen bei Messungen mit dem Nellcor OxiMax bei verminderter Perfusion können unterschiedliche Ursachen verantwortlich sein. Dazu gehören Bradykardien, Arrhythmien und die verminderte Perfusion. Das in der vorliegenden Studie zur intravenösen

Prämedikation der Hunde verwendete Dexmedetomidin löst über eine Vasokonstriktion eine verminderte periphere Perfusion aus. Sie hält ungefähr eine Stunde an (DUGDALE, 2010a; KO, 2012). Die daraus resultierende Hypertension induziert eine Reflexbradykardie (DUGDALE, 2010a). Bei Hunden können außerdem Sinusbradykardien und Sinusarrhythmien auftreten, die die Pulsfrequenzmessung beeinflussen können (CONGDON et al., 2011). Das Nellcor OxiMax verwendet einen puls-basierten Algorithmus. Treten eingehende Signale nicht synchron mit dem Pulsrhythmus auf, wird ihnen eine geringere Bedeutung zugeschrieben und sie haben einen geringen Einfluss auf die Messwertberechnung. Synchron mit der Pulsfrequenz auftretende Signale haben dementsprechend einen größeren Einfluss auf das Messergebnis (PETTERSON et al., 2007; NELLCOR, 2011). Aufgrund ihres puls-basierten Algorithmus hatte das Nellcor OxiMax beim Vorliegen von Bradykardien Messschwierigkeiten. Bei 52 der 114 ausgeschlossenen Messungen lagen Herzfrequenzen  $\leq 60$  Schläge pro Minute vor. Die niedrigste auswertbare Pulsfrequenzmessung lag beim Nellcor OxiMax bei 53 Schläge pro Minute, während die niedrigste mit dem EKG gemessene Herzfrequenz bei 27 Schläge pro Minute lag. Demnach konnte das Nellcor OxiMax keine Pulsfrequenzen  $\leq 52$  Schläge pro Minute messen. Die Probleme des Nellcor OxiMax, zuverlässige Messungen während Bradykardien zu erhalten, wurde schon früher beobachtet (BOHNHORST et al., 2000; HAY et al., 2002; DAWSON et al., 2013). Neben der Bradykardie und den Arrhythmien kann die verminderte Perfusion für die erhöhte Ausfallrate bei Messungen mit dem Nellcor OxiMax verantwortlich sein. TORRES et al. (2004) untersuchten zwei New-Generation-Pulsoximeter (Masimo SET und Nellcor OxiMax) bei Patienten nach Herzoperationen. Während Herzoperationen führen Hypothermie und kardiopulmonaler Bypass zu einer verminderten peripheren Perfusion. Dies kann als kontrolliertes Model zur Beurteilung von Pulsoximetermessungen bei systemischer Hypoperfusion genutzt werden (KUTTLA & NIINIKOSKI, 1989; PALVE & VUORI, 1989; PALVE & VUORI, 1991). Mit dem Nellcor OxiMax traten bei 41 % der Messungen Ausfälle auf, während es beim Masimo SET nur 10 % waren (TORRES et al., 2004). Auch in der vorliegenden Studie waren die Messungen des Masimo SET deutlich zuverlässiger als die Messungen des Nellcor OxiMax.

Das Masimo SET und das Nellcor OxiMax besitzen einen Perfusionsindex, der

angibt, wie gut die Messstelle durchblutet ist. Durch eine verminderte Perfusion verringerte sich bei beiden Pulsoximetern der Perfusionsindex signifikant. Ein Vergleich der Perfusionsindices beider Pulsoximeter miteinander war jedoch nicht möglich. Zwar zeigten beide Pulsoximeter den Perfusionsindex als einen aus zehn Unterstufen bestehenden Balken an, jedoch geben die Hersteller keine absoluten Messwerte für die einzelnen Stufen an. Daher ist nicht bekannt, ob die einzelnen Unterstufen bei beiden Pulsoximetern den gleichen Werten entsprechen. Wie HUMMLER et al. (2006) bereits herausfanden, kann der Perfusionsindex von New-Generation-Pulsoximetern (Masimo SET und Nellcor OxiMax) keinen Hinweis auf die Messgenauigkeit geben. In der vorliegenden Studie konnte beim Vorliegen eines niedrigen Perfusionsindex nicht zwingend von einer unzuverlässigen Messung ausgegangen werden. Zwar nahm der Perfusionsindex von beiden Pulsoximetern aufgrund der verminderten Perfusion ab, jedoch hatten die Pulsfrequenzmessungen weiterhin eine hohe Korrelation mit dem EKG.

Messungen mit konventionellen Pulsoximetern führten an der Zunge von Hunden zu guten Ergebnissen. Ist die Zunge jedoch unzugänglich oder störenden Einflussfaktoren ausgesetzt, muss eine alternative Position verwendet werden. Die Messstelle sollte idealerweise haarlos, nicht pigmentiert und das Gewebe eher dünn sein (GRUBB, 2002). Da dies bei Tieren oft nicht gewährleistet werden kann, ist die Sondenpositionierung häufig schwierig. In dieser Studie wurden die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax an der Zunge, der Lippe, dem Ohr, der Kniefalte, dem Zwischenzehenbereich sowie der Vulva oder dem Präputium mit der Herzfrequenzmessung verglichen. Da die Hautpigmentation bei Hunden die Pulsoximetermessungen beeinflussen kann (NISHIMURA et al., 1991; FAIRMAN, 1992), wurde darauf geachtet, dass die Messpositionen unpigmentiert waren. Die Messstellen wurden nicht geschoren oder rasiert. Dies führte besonders bei langhaarigen Hunden zu Problemen mit der Befestigung, da die Sonden zum Abrutschen neigten. Bei kleinen Hunden gab es wegen Platzmangel vor allem Probleme bei der Positionierung im Zwischenzehenbereich und an der Vulva oder dem Präputium.

Um die Einsatzmöglichkeiten der beiden New-Generation-Pulsoximeter an den unterschiedlichen Messpositionen zu beurteilen, wurden deren Messgenauigkeiten und Ausfallraten an jeder Messstelle bestimmt. Die geringsten Ausfälle hatte das Masimo SET an der Zunge. Die anderen Messpositionen wiesen signifikant

höhere Ausfallraten auf. Das Nellcor OxiMax hatte ebenfalls an der Zunge sowie an der Lippe die geringsten Messausfälle. Die Vulva, das Präputium, das Ohr, der Zwischenzehbereich und die Kniefalte sind aufgrund ihrer signifikant höheren Ausfallraten als Messpositionen ungeeignet.

Im Studienteil „Messposition“ wurde keine arterielle Blutgasanalyse als Vergleichsmessung durchgeführt. Die SpO<sub>2</sub>-Messungen an der jeweiligen Messposition wurden mit den SpO<sub>2</sub>-Messungen an der Zunge verglichen. Die Zunge hatte sich bereits in früheren Studien mit konventionellen Pulsoximetern als zuverlässige Messposition bewährt (NISHIMURA et al., 1991; JACOBSON et al., 1992; HUSS et al., 1995; MATTHEWS et al., 2003) und wurde deswegen in der vorliegenden Studie als Referenzmessstelle verwendet. Die Messungen des Masimo SET zeigten an allen Messpositionen, außer dem Zwischenzehbereich der Vulva und dem Präputium, signifikante Unterschiede mit den Messungen an der Zunge. Die Messungen des Nellcor OxiMax wiesen an allen Messpositionen keinen signifikanten Unterschied im Vergleich mit der Zunge auf. Durch die zum Teil sehr hohen Ausfallraten an einigen Messpositionen wurde die Anzahl an auswertbaren Messungen bei beiden Pulsoximetern stark reduziert. Dies beeinflusste die statistische Auswertung deutlich. Die Korrelationen der Messungen an der Zunge mit den Messungen an den anderen Positionen ergaben bei beiden Pulsoximetern keine signifikanten Resultate.

Da alle Hunde lungengesund waren und eine inspiratorische Sauerstoffkonzentration von 100 % erhielten, wurde ein SpO<sub>2</sub>-Wert von  $\geq 95$  % erwartet. Alle Messwerte, die unterhalb dieses SpO<sub>2</sub>-wertes lagen, wurden als falsche Hypoxämien gewertet. Es gab nur bei Messungen an der Zunge einen signifikanten Unterschied zwischen den Pulsoximetern in der Anfälligkeit für falsche Hypoxämien. An dieser Messposition zeigte das Masimo SET signifikant häufiger falsche Hypoxämien an als das Nellcor OxiMax.

Die Pulsfrequenzmessungen beider New-Generation-Pulsoximeter wurden an allen Positionen mit der Herzfrequenz verglichen. Beim Masimo SET zeigten die Pulsfrequenzmessungen an allen Messpositionen, außer der Kniefalte, eine gute Übereinstimmung mit dem EKG. Das Ohr und die Kniefalte besaßen die geringsten Korrelationen zwischen Pulsfrequenz und Herzfrequenz sowie die höchsten Ausfallraten. Sie erscheinen daher als Messpositionen nicht geeignet zu sein. Beurteilt man die Messgenauigkeit und die Ausfallraten der einzelnen

Positionen gemeinsam, waren die besten Messpositionen beim Masimo SET die Zunge und der Zwischenzehenbereich.

Die Pulsfrequenzmessungen mit Nellcor OxiMax hatten an allen Messpositionen sehr gute Übereinstimmungen mit dem EKG. Die beste Korrelation wurde am Ohr gefunden. Dort lag die Ausfallrate jedoch bei 60 %. Aus diesem Grund ist das Ohr keine akzeptable Messposition. An der Kniefalte wurde die geringste Übereinstimmung und höchste Ausfallrate gefunden. Daher ist sie für klinische Messungen ebenfalls ungeeignet. Die genauesten und zuverlässigsten Messungen wurden mit dem Nellcor OxiMax an der Zunge, im Zwischenzehenbereich sowie an der Lippe gewonnen.

Studien mit konventionellen Pulsoximetern untersuchten bereits verschiedene Messpositionen auf ihre Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit. An der Zunge von anästhesierten Hunden wurden zuverlässige Messergebnisse gefunden (NISHIMURA et al., 1991; FAIRMAN, 1992; JACOBSON et al., 1992; HUSS et al., 1995; MATTHEWS et al., 2003). Auch in der vorliegenden Studie waren die mit dem Masimo SET und dem Nellcor OxiMax an der Zunge durchgeführten Messungen am genauesten und zuverlässigsten.

Ähnlich zuverlässige Ergebnisse wie an der Zunge wurden bei Studien an Hunden mit konventionellen Pulsoximetern an der Lippe gefunden (HUSS et al., 1995; MATTHEWS et al., 2003). In der vorliegenden Studie konnte ausschließlich das Nellcor OxiMax an dieser Messposition zufriedenstellende Ergebnisse liefern. Bei Pulsfrequenzmessungen mit dem Masimo SET trat eine signifikant erhöhte Ausfallrate auf. Dies machte die Lippe als Messposition ungeeignet.

In früheren Studien wurden bei Messungen mit konventionellen Pulsoximetern am Ohr widersprüchliche Ergebnisse gefunden. Während NISHIMURA et al. (1991) an dieser Position keine Messungen erhalten konnten, beurteilten HUSS et al. (1995) das Ohr sogar an wachen Hunden als akzeptable Stelle. In der Studie von MATTHEWS et al. (1995) zeigten die beiden untersuchten Pulsoximeter, ähnlich wie in der vorliegenden Studie, sehr hohe Korrelationen mit der CO-Oximetrie. Allerdings wurden bei beiden New-Generation-Pulsoximetern signifikant erhöhte Ausfallraten gefunden. Dies machte das Ohr als Messposition ungeeignet. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie nutzten MATTHEWS et al. (1995) spezielle veterinärmedizinische Sonden für die Messungen. Die Ohren der

Patienten wurden zur Verbesserung der Lichttransmission geschoren. In der vorliegenden Studie war die Anbringung der Sonde vor allem bei langhaarigen Hunden schwierig und die Lichttransmission durch das Fell beeinträchtigt.

Bei Messungen mit konventionellen Pulsoximetern an der Zehe und im Zwischenzehbereich wurden in anderen Untersuchungen, ähnlich wie bei Messungen am Ohr, widersprüchliche Ergebnisse gefunden. NISHIMURA et al. (1991) waren nicht in der Lage, im Zwischenzehbereich Messungen zu erhalten, während MATTHEWS et al. (2003) an der Zehe sehr gute Messgenauigkeiten erhielten. An dieser Messposition konnten sogar an wachen und kritisch kranken Hunden zuverlässige Messungsergebnisse ermittelt werden (FAIRMAN, 1992, HUSS et al., 1995). In der vorliegenden Studie zeigten die Pulsfrequenzmessungen von beiden Pulsoximetern im Zwischenzehbereich eine sehr hohe Korrelation mit dem EKG. Besonders bei kleinen Hunden kam es aufgrund von Platzmangel zu Problemen mit der Sondenbefestigung.

Die Vulva und das Präputium lieferten bei Messungen mit konventionellen Pulsoximetern gute Messergebnisse (MATTHEWS et al., 2003). Dies stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Mit beiden New-Generation-Pulsoximetern wurden sehr hohe Korrelationen gefunden, jedoch traten Ausfallraten von 18,3 % (Masimo SET) und 56,7 % (Nellcor OxiMax) auf. Zusätzlich war bei Hunden mit geringem Körpergewicht die Sondenanbringung aus Platzmangel schwierig. Auch ein Abrutschen musste teilweise durch Unterstützung der Messsonde verhindert werden. Die hohen Ausfallraten von beiden New-Generation-Pulsoximetern machen diese Position für den klinischen Einsatz ungeeignet.

An der Kniefalte wurde in der vorliegenden Studie mit beiden Pulsoximetern die geringsten Korrelationen zwischen der Pulsfrequenz und Herzfrequenz gefunden. Mit dem Nellcor OxiMax wurde an dieser Messposition auch die höchste Ausfallrate gefunden. Außerdem war besonders bei langhaarigen Hunden die Sondenanbringung schwierig. Dass die Kniefalte keine zuverlässige Position für Messungen an Hunden ist, wurde schon früher bei Messungen mit konventionellen Pulsoximetern festgestellt (HUSS et al., 1995).

Die Studie hat einige Limitationen. Ein Großteil der Tiere, an denen eine Blutentnahme durchgeführt wurde, bestand aus kritisch kranken Hunden, bei



denen unterschiedliche hämodynamische Zustände vorlagen. Aufgrund der verschiedenen Erkrankungen lagen auch unterschiedliche Indikationen für die Blutentnahme vor.

Vier Hunde erhielten vasoaktive Medikamente. Durch Gabe vasoaktiver Medikamente kann es zu falsch hohen SpO<sub>2</sub>-Werten und zu vermehrten Signalverlusten kommen (MIHM & HALPERIN, 1985; NIJLAND et al., 1996; TALKE & STAPELFELDT, 2006). Dies konnte nach Gabe von Dexmedetomidin, Adrenalin, Dobutamin und Dopamin beobachtet werden (MIHM & HALPERIN, 1985; IBANEZ et al., 1991; NIJLAND et al., 1996; TALKE & STAPELFELDT, 2006). Eine Beeinflussung der Messergebnisse durch die Gabe von vasoaktiven Medikamenten in der vorliegenden Studie ist jedoch unwahrscheinlich. Bei allen betroffenen Patienten lagen gute Signalqualitäten vor. Masimo SET besaß immer eine Signalintensität von mindestens fünf Balken und Nellcor OxiMax zeigte eine physiologische Plethysmographiewelle an.

Eine weitere Limitation war, dass bei 11 Tieren die Messungen der Sauerstoffsättigung während einer Inhalationsnarkose mit Isofluran durchgeführt wurden. Ein weiterer Hund erhielt Acepromacin. Durch diese Medikamente kommt es zu einer peripheren Vasodilatation (DUGDALE, 2010a; DUGDALE, 2010b). Narkosegase haben keinen nachweisbaren Einfluss auf die Pulsoximetermessungen (DORSCH & DORSCH, 2007). Der Einfluss von vasodilatatorischen Medikamenten, wie Acepromacin, auf die Pulsoximetermessungen wurde bislang nicht untersucht. Die intraarterielle und intravenöse Gabe von Vasodilatoren führte in früheren Studien zu einer besseren Pulsoximeterfunktion (GABRIELCZYK & BUIST, 1988; HOLROYD et al., 1993; IYER et al., 1996).

Eine weitere Limitation war, dass bei jeder arteriellen Blutgasanalyse jeweils drei Pulsoximetermessungen im Abstand von einer Minute vorgenommen wurden. Diese wurden mit den Messungen des CO-Oximeters verglichen. Idealerweise hätte für jede Pulsoximetermessung eine gleichzeitige Blutentnahme durchgeführt werden sollen. Darauf wurde jedoch aus ethischen Gründen verzichtet. Außerdem wurden die Messungen innerhalb von drei Minuten unter gleichbleibenden Bedingungen durchgeführt. Daher wird von nur geringen Abweichungen des SaO<sub>2</sub> im Verlauf der Pulsoximetermessungen aus. Im zweiten und dritten Studienteil

wurden aus ethischen Gründen keine Blutentnahmen durchgeführt. Aufgrund der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration von 100 % wurde bei allen Hunden ein SpO<sub>2</sub>-Wert von  $\geq 95$  % erwartet. Messungen unterhalb dieses Wertes wurden als falsche Hypoxämien gewertet. Es besteht die Möglichkeit, dass dadurch wahre Hypoxämien übersehen worden sind.

Unter dem Einfluss der Dexmedetomidin-induzierten peripheren Vasokonstriktion wurde der Einfluss der lokalen Hypoperfusion auf die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Pulsoximetermessungen untersucht. Ein ähnlicher Ansatz wurde auch von TALKE & STAPELFELDT (2006) angewandt. Sie nutzten dafür eine Infusionspumpe, die eine Konzentration von 4 µg/ml Dexmedetomidin über einen Zeitraum von 75 Minuten applizierte, um eine konstante Plasmakonzentration von 1,2 ng/ml zu erreichen. In der vorliegenden Studie erfolgte eine einmalige Applikation. Die drei Messungen mussten deshalb innerhalb von 20 Minuten nach Prämedikation erfolgen, um den vasokonstriktiven Effekt von Dexmedetomidin nutzen zu können. Der genaue Messzeitpunkt variierte bei den einzelnen Patienten aufgrund der unterschiedlichen, zur Anästhesieeinleitung benötigten Zeit. Die Befestigung des Monitorings und Positionierung der Sonde unterschied sich um wenige Minuten. Außerdem führt Dexmedetomidin zu Sinusbradykardien und Sinusarrhythmien (CONGDON et al., 2011). Diese können die Pulsoximetermessungen beeinflusst haben.

Bewegungsartefakte sind eine signifikante Quelle für Fehlalarme bei Pulsoximetermessungen (MOLLER et al., 1993; RUNCIMAN et al., 1993; LAWLESS, 1994; REICH et al., 1996, BARKER & SHAH, 1997). Daher wurden sie durch eine Allgemeinanästhesie verhindert. Zur Anästhesieeinleitung und Narkoseerhaltung erhielten alle Hunde eine individuell angepasste Propofoldosis bzw. endexpiratorische Isoflurankonzentration. Durch Isofluran kommt es zu einer peripheren Vasodilatation (DUGDALE, 2010b). Die variierende Narkosegaskonzentration kann die Messungen durch eine unterschiedlich starke Vasodilatation beeinflusst haben. Eine erhöhte Desflurankonzentration steht mit einem höheren Perfusionsindex in Verbindung (KOWALCZYK et al., 2013). Dies kann die Auswertung der Perfusionsindices beeinträchtigt haben. Der Perfusionsindex ist ein Maß für die Pulsstärke an der Messstelle und damit eine indirekte und nichtinvasive Möglichkeit, die periphere Perfusion zu bestimmen. Er wird berechnet, indem das Pulsoximeter das Verhältnis der pulsierenden und

nichtpulsierenden Komponente bei der infraroten Wellenlänge berechnet und dieses als Prozent anzeigt (MASIMO, o.J.). Eine Veränderung der peripheren Perfusion wird begleitet von einer Veränderung der pulsierenden Komponente. Da die nichtpulsierende Komponente unverändert bleibt, ändert sich das Verhältnis der beiden Komponenten zueinander. Somit gibt der angegebene Wert die Veränderung der peripheren Perfusion wieder (LIMA & BAKKER, 2005).

Da die Hersteller bei beiden Pulsoximetern keine absoluten Messwerte für die einzelnen Stufen ihrer Signalbalken angeben, war die Auswertung der Perfusionsindices schwierig. Das Masimo SET kann eine Perfusion von 0,02 – 20,00 %, das Nellcor OxiMax eine Perfusion von 0,03 – 20,00 % messen (MASIMO, 2006; NELLCOR, 2011). Dabei steht die kleinste Zahl für einen sehr schwachen und die größte Zahl für einen sehr starken Puls (MASIMO, o.J.).

Methämoglobin und Carboxyhämoglobin können in erhöhten Konzentrationen bei Hunden die Pulsoximetermessungen beeinflussen (BARKER & TREMPER, 1987; BARKER et al., 1989; HANEY et al., 1994; LOVE & SINGER, 2013). Physiologisch werden Werte von ungefähr 1,0 % gefunden (HARVEY et al., 1991; JAFFE & HULTQUIST, 1995; GIARDINA et al., 1995; SRIVASTAVA et al., 2002; AYRES, 2012). In der vorliegenden Studie wurden nur bei den Hunden im ersten Studienteil die Dyshämoglobine gemessen. Bei ihnen betrug die maximale Konzentration von Carboxyhämoglobin 2,4 % und von Methämoglobin 1,9 %. Bei Patienten in den anderen Studienteilen lagen aufgrund fehlender Blutentnahmen keine Messwerte vor. Aufgrund der Anamnese, klinischen Untersuchung oder Laboruntersuchung wurde bei keinem Patienten eine Meth- oder Carboxyhämoglobinämie vermutet.

Ambientes Licht ist eine potentielle Fehlerquelle (HUSS et al., 1995; SINEX, 1999). Fernbedienungen, Synchronisationsgeräte und die drahtlose Kommunikation zwischen Laptops und Druckern können theoretisch Störquellen sein (VAN OOSTROM et al., 2005). Da die Sonden nicht abgeschirmt wurden, konnte Licht als Einflussfaktor nicht komplett ausgeschlossen werden.

Die mit der Kamera festgehaltenen Messwerte wurden von einem einzigen Auswerter in das Studienprotokoll übertragen und ausgewertet. Dadurch war eine Einheitlichkeit bei der Auswertung gegeben, machte diese jedoch gleichzeitig anfällig für subjektive Einflüsse. Auch die Bewertung der Plethysmographiewelle

unterlag einer subjektiven Beurteilung.

In der vorliegenden Studie konnten beide New-Generation-Pulsoximeter bei normaler Perfusion genaue und zuverlässige Messergebnisse erhalten. Bei schlechter Perfusion besaßen beide Pulsoximeter ebenfalls gute Messgenauigkeiten. New-Generation-Pulsoximeter wurden entwickelt, um auch bei schlechter Durchblutung zuverlässige Messungen zu ermöglichen. Dies konnte in der vorliegenden Studie nur mit dem Masimo SET nachgewiesen werden. Es hatte sowohl bei normaler als auch bei verminderter Perfusion eine Ausfallrate von 0,0 %. Mit dem Nellcor OxiMax kam es bei schlechter Durchblutung zu einer signifikanten Zunahme an Messausfällen. Es wurde eine Ausfallrate von 78,0 % gefunden. Nach Möglichkeit sollten Pulsoximetermessungen an der Zunge durchgeführt werden. Ist diese jedoch unzugänglich, kann alternativ der Zwischenzehenbereich verwendet werden.

## VI. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit von zwei New-Generation-Pulsoximetern (Masimo Rad-5 mit Masimo SET und EDAN H100N mit Nellcor OxiMax) während normaler und verminderter Perfusion bei Hunden zu bestimmen. Zudem sollten unterschiedliche Messpositionen bei Hunden auf ihre Genauigkeit und Zuverlässigkeit untersucht werden.

Die SpO<sub>2</sub>-Messungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax wiesen bei normaler Perfusion hohe Korrelationen mit der CO-Oximetrie auf. Sie unterschätzten die arterielle Sauerstoffsättigung um durchschnittlich 4,0 % und 3,0 % und zeigten maximale Unterschätzungen von 8,1 % und 6,5 %. Das Masimo SET zeigte bei 45 % der Messungen falsche Hypoxämien an, während es beim Nellcor OxiMax 35 % der Messungen waren. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden New-Generation-Pulsoximetern in der Anfälligkeit für die Anzeige falscher Hypoxämien. Das Masimo SET und das Nellcor OxiMax überschätzten die arterielle Sauerstoffsättigung um maximal 0,37 % und 0,22 %. Beide New-Generation-Pulsoximeter erkannten alle aufgetretenen Hypoxämien.

Die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax zeigten bei normaler Perfusion eine sehr gute Übereinstimmung mit dem Elektrokardiogramm. Ihre Messungen unterschieden sich von der Herzfrequenz um durchschnittlich weniger als 1 Schlag pro Minute und maximal um 3 Schläge pro Minute. Die Pulsfrequenzmessungen beider New-Generation-Pulsoximeter unterschieden sich um weniger als 1 Schlag pro Minute voneinander.

Bei verminderter Perfusion zeigten die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax sehr gute Übereinstimmungen mit dem Elektrokardiogramm. Ihre Herzfrequenzmessungen unterschieden sich um durchschnittlich 1 Schlag pro Minute. Die maximalen Abweichungen stiegen auf 15 Schläge pro Minute und 11 Schläge pro Minute an. Die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET und des Nellcor OxiMax unterschieden sich um weniger als 1 Schlag pro Minute voneinander.

Die Ausfallraten des Masimo SET und des Nellcor OxiMax unterschieden sich

sowohl bei normaler als auch bei verminderter Perfusion signifikant voneinander. Beim Masimo SET lag die Ausfallrate bei normaler und verminderter Perfusion bei 0,0 %, während sie beim Nellcor OxiMax bei normaler Perfusion bei 3,3 % und bei verminderter Perfusion bei 78,0 % lag.

Der Perfusionsindex beider New-Generation-Pulsoximeter nahm durch eine verminderte Perfusion signifikant ab. Es konnte kein Zusammenhang zwischen einem niedrigen Perfusionsindex und ungenauen Messergebnissen gefunden werden.

Die Pulsfrequenzmessungen des Masimo SET zeigten an allen Messpositionen, außer an der Kniefalte, gute Übereinstimmungen mit dem Elektrokardiogramm. Messungen des Nellcor OxiMax hatten sogar an allen Messpositionen gute Übereinstimmungen. Die wenigsten Messausfälle wurden bei beiden New-Generation-Pulsoximetern an der Zunge gefunden. Dort lag die Ausfallrate des Masimo SET bei 0,0 % und des Nellcor OxiMax bei 8,3 %. Der Zwischenzehnbereich lieferte bei beiden New-Generation-Pulsoximetern ebenfalls zuverlässige Ergebnisse. Bei Nellcor OxiMax traf dies zusätzlich auf die Lippe zu. Beurteilt man die Messgenauigkeiten und Ausfallraten der einzelnen Messpositionen gemeinsam, waren bei beiden New-Generation-Pulsoximetern die Zunge, gefolgt vom Zwischenzehnbereich die besten Messstellen. Gute Ergebnisse konnten zusätzlich mit Nellcor OxiMax an der Lippe gewonnen werden.

Auch wenn die Messgenauigkeit beider New-Generation-Pulsoximeter während normaler und verminderter Perfusion gleich war, stieg bei schlechter Durchblutung die Ausfallrate des Nellcor OxiMax signifikant an. Pulsoximetermessungen sollten an der Zunge durchgeführt werden. Der Zwischenzehnbereich kann als alternative Position verwendet werden.

## VII. SUMMARY

The objective of the present study was to evaluate the accuracy and reliability of two new-generation pulse oximeters (Masimo Rad-5 with Masimo SET and EDAN H100N with Nellcor OxiMax technology) during normal and reduced perfusion in dogs. Additionally, it was studied on which sites accurate and reliable readings can be obtained.

During normal perfusion, the SpO<sub>2</sub> readings with Masimo SET and Nellcor OxiMax showed a good correlation with the co-oximetry. They underestimated the arterial oxygen saturation by an average of 4.0% and 3.0% and displayed maximum underestimations of up to 8.1% and 6.5%. Masimo SET displayed wrong desaturations in 45.0% and Nellcor OxiMax in 35.0% of the readings. There was no significant difference between the pulse oximeters. They overestimated the arterial oxygen saturation by up to 0.4% and 0.2%. Both new-generation pulse oximeters detected all hypoxemic events.

During normal perfusion, the pulse rate readings with Masimo SET and Nellcor OxiMax had a good correlation with the electrocardiogram. Their heart rate measurements differed on average less than 1 bpm with a maximum difference of 3 bpm. The pulse rate readings of both new-generation pulse oximeters differed less than 1 bpm from each other. During reduced perfusion, the pulse rate readings with Masimo SET and Nellcor OxiMax displayed a good correlation with the ECG. Their heart rate measurements differed on average less than 1 bpm but their maximum differences was 15 bpm and 11 bpm. The pulse rate readings of both new-generation pulse oximeters differed from each other less than 1 bpm.

There was a significant difference between the failure rates of both pulse oximeters during normal and reduced perfusion. While the failure rate of Masimo SET was constant at 0.0%, Nellcor OxiMax had a failure rate of 3.3% during normal perfusion and 78.0% during reduced perfusion.

The perfusion index of both new-generation pulse oximeters decreased significantly during reduced perfusion. A correlation between a low perfusion index and inaccurate readings could not be found.

The pulse rates readings with Masimo SET displayed a good correlation with the

ECG on all probe sites except for the knee fold. Nellcor OxiMax was able to achieve good correlations at every position. Both new-generation pulse oximeters obtained the most reliable readings at the tongue. At this position, Masimo SET had a failure rate of 0.0% and Nellcor OxiMax of 8.3%. Reliable measurements at the interdigital space could also be obtained with both methods. The Nellcor OxiMax could additionally be placed on the lip. When the probe sites were evaluated according to their accuracy and reliability, the tongue was the best position for measurements followed by the interdigital space. Using Nellcor OxiMax good readings could also be obtained at the lip.

Although both new-generation pulse oximeters obtained good readings during normal and reduced perfusion, there was a significant increase in the failure rate of the Nellcor OxiMax during reduced perfusion. Measurements with pulse oximeters should be obtained at the tongue. Alternatively, the interdigital space can be used.



## VIII. 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.

Akhtar J, Johnston BD, Krenzelok EP. Mind the gap. *J Emerg Med* 2007; 33: 131-2.

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

Amazon K, Soloni F, Rywlin AM. Separation of bilirubin from hemoglobin by recording derivative spectrophotometry. *Am J Clin Pathol* 1981; 75: 519-23.

Anderson JV. The accuracy of pulse oximetry in neonates: effects of fetal hemoglobin and bilirubin. *J Perinatol* 1987; 7: 323.

Aravindhan N, Chisholm DG. Sulfhemoglobinemia presenting as pulse oximetry desaturation. *Anesthesiology* 2000; 93: 883-4.

Auyong DB, Habib AS. Apparent arterial desaturation due a nerve stimulator.

Anaesthesia 2004; 59: 925.

Ayres DA. Pulse Oximetry and CO-Oximetry. In: Advanced Monitoring and Procedures for Small Animal Emergency and Critical Care. Burkitt-Creedon JM, Davis H, 1st ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Ltd 2012: 274-85.

Barker SJ, Tremper KK. The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous PO<sub>2</sub>. Anesthesiology 1987; 66: 677-9.

Barker SJ, Tremper KK, Hyatt J. Effects of methemoglobinemia on pulse oximetry and mixed venous oximetry. Anesthesiology 1989; 70: 112-7.

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.

Beall SN, Moorthy SS. Jaundice, Oximetry, and Spurious Hemoglobin Desaturation. Anesth Analg 1989; 68: 806-7.

Bell C, Luther MA, Nicholson JJ, Fox CJ, Hirsh JL. Effect of probe design on accuracy and reliability of pulse oximetry in pediatric patients. J Clin Anesth 1999; 11: 323-7.

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

Berkenbosch JW, Tobias JD. Comparison of a new forehead reflectance pulse oximeter sensor with a conventional digit sensor in pediatric patients. Respir Care

2006; 51: 726-31.

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., Stahl D. Interference in a pulse oximeter from a nerve stimulator. *J Clin Monit* 1995; 11: 392-3.

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

Bohnhorst B, Peter CS, Poets CF. Pulse oximeters' reliability in detecting hypoxemia and bradycardia: comparison between a conventional and two new generation oximeters. *Crit Care Med* 2000; 28: 1565-8.

Böhrer H, Schmidt H, Bach A. Confirmation of intravascular catheter placement by pulse oximetry following indocyanine green injection. *Anaesthesia* 1993; 48: 647-8.

Bothma PA, Joynt GM, Lipman J, Hon H, Mathala B, Scribante J, Kromberg J. Accuracy of pulse oximetry in pigmented patients. *S Afr Med J* 1996; 86: 594-6.

Bozeman WP. Pulse oximetry gap in carbon monoxide poisoning. *Ann Emerg Med* 1998; 31: 656.

Branson R, Davis B, Campbell R, Johanningman J, Davis K. Comparison of a reflective forehead and digit transmission sensor for oximetry in mechanically ventilated adults. *Crit Care Med* 2002; 30: A91 (abstract).

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.

Broome IJ, Mills GH, Spiers P, Reilly CS. An evaluation of the effect of vasodilatation on oxygen saturations measured by pulse oximetry and venous blood gas analysis. *Anaesthesia* 1993; 48: 415-6.

Brouillette RT, Lavergne J, Leimanis A, Nixon GM, Ladan S, McGregor CD. Differences in pulse oximetry technology can affect detection of sleep-disordered breathing in children. *Anesth Analg* 2002; 94: S47-53.

Brownlow H, Bell J. Unusual pulse oximetry waveform. *Anaesthesia* 2000; 55: 1216.

Brunei W, Cohen NH. Evaluation Of The Accuracy Of Pulse Oximetry In Critically Ill Patients. *Crit Care Med* 1988; 16: 432.

Bucher HU, Keel M, Wolf M, von Siebenthal K, Duc G. Artfactual pulse-oximetry estimation in neonates. *Lancet* 1994; 343: 1135-6.

Buckley RG, Aks SE, Eshom JL, Rydman R, Schaider J, Shayne P. The pulse oximetry gap in carbon monoxide intoxication. *Ann Emerg Med* 1994; 24: 252-5.

Callahan JM. Pulse oximetry in emergency medicine. *Emerg Med Clin North Am* 2008; 26: 869-79.

Casati A, Squicciarini G, Baciarello M, Putzu M, Salvadori A, Fanelli G. Forehead Reflectance Oximetry: A Clinical Comparison with Conventional Digit Sensors during Laparotomic and Laparoscopic Abdominal Surgery. *J Clin Monit Comput* 2007; 21: 271-6.

Cecil W, Thorpe K, Fibuch E, Tuohy G. A clinical evaluation of the accuracy of the Nellcor N-100 and Ohmeda 3700 pulse oximeters. *J Clin Monit* 1988; 4: 31-6.

Chan AYK. Pulse Oximeters. In: Biomedical Device Technology, 1st ed. 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.

Chelluri L, Snyder J, Bird J. Accuracy of pulse oximetry in patients with hyperbilirubinemia. *Respir Care* 1991; 36: 1383-6.

Cheng E, Hopwood M, Kay J. Forehead pulse oximetry compared with finger pulse oximetry and arterial blood gas measurement. *J Clin Monit* 1988; 4: 223-6.

Chia YY, Liu K, Kao PF, Sun GC, Wang KY. Prolonged interference of patent blue on pulse oximetry readings. *Acta Anaesthesiol Sin* 2001; 39: 27-32.

Christen P, Jaussi R, Benoit R. Trennverfahren und allgemeine Analysemethoden. In: Biochemie und Molekularbiologie: Eine Einführung in 40 Lerneinheiten, 1st ed [in German]. Christen P, Jaussi R, Benoit R, ed. Berlin [u.a.]: Springer; 2016: 479-92.

Clayton DG, Webb RK, Ralston AC, Duthie D, Runciman WB. A comparison of the performance of 20 pulse oximeters under conditions of poor perfusion. *Anaesthesia* 1991; 46: 3-10.

Clerbaux T, Willems E, Nullens W, Baele P, Veyckemans F, Haussoun A. [Interaction of bilirubin on the oxyhemoglobin saturation measured by photometry]. *Presse Med* 1988; 17: 960.

Coleman RL, Whitten CW, O'Boyle J, Sidhu B. Unexplained decrease in measured oxygen saturation by pulse oximetry following injection of Lymphazurin 1% (isosulfan blue) during a lymphatic mapping procedure. *Journal of Surgical Oncology* 1999; 70: 126-9.

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.

Cornelissen PJ, van Woensel CL, van Oel WC, de Jong PA. Correction factors for hemoglobin derivatives in fetal blood, as measured with the IL 282 CO-Oximeter. *Clin Chem* 1983; 29: 1555-6.

Costarino AT, Davis DA, Keon TP. Falsely Normal Saturation Reading with the Pulse Oximeter. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists* 1987; 67: 830-1.

Dassel ACM, Graaff R, Sikkema M, Meijer A, Zijlstra WG, Aarnoudse JG. Reflectance pulse oximetry at the forehead improves by pressure on the probe. *J Clin Monit* 1995; 11: 237-44.

Dawson JA, Davis PG, O'Donnell CP, Kamlin CO, Morley CJ. Pulse oximetry for monitoring infants in the delivery room: a review. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2007; 92: F4-7.

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.

Dawson JA, Bastrenta P, Cavigioli F, Thio M, Ong T, Siew ML, Hooper SB, Davis PG. The precision and accuracy of Nellcor and Masimo oximeters at low oxygen saturations (70%) in newborn lambs. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2014; 99: F278-81.

Dorsch JA, Dorsch SE. Pulse oximetry. In: *Understanding Anesthesia Equipment*, 5th ed. Dorsch JA, Dorsch SE, ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2007: 775-802.

Dugdale A. Small animal sedation and premedication. In: *Veterinary Anaesthesia Principles to Practice*. Dugdale A, 1st ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell 2010a: 30-44.

Dugdale A. Inhalation anaesthetic agents. In: *Veterinary Anaesthesia: Principles to Practice*. Dugdale A, 1st ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell 2010b: 64-75.

EDAN. EDAN H100N User Manual. Shengzhen, China 2010.

Eisenkraft JB. Pulse Oximeter Desaturation Due to Methemoglobinemia. *Anesthesiology* 1988a; 68: 279-81.

Eisenkraft JB. Methylene Blue and Pulse Oximetry Readings: spuriouser and spuriouser! *Anesthesiology* 1988b; 68: 171.

Engel RR, Rodkey FL, Krill CE, Jr. Carboxyhemoglobin levels as an index of hemolysis. *Pediatrics* 1971; 47: 723-30.

Fairman NB. Evaluation of Pulse Oximetry as a Continuous Monitoring Technique in Critically Ill Dogs in the Small Animal Intensive Care Unit. *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care* 1992; 2: 50-6.

Faisst K, Hannon W, Jørgensen JS, König V, Bucher HU, Huch A, Huch R. Reflectance pulse oximetry in neonates. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 1995; 61: 117-22.

Falconer RJ, Robinson BJ. Comparison of pulse oximeters: accuracy at low arterial pressure in volunteers. *Br J Anaesth* 1990; 65: 552-7.

Fanconi S, Doherty P, Edmonds JF, Barker GA, Bohn DJ. Pulse oximetry in pediatric intensive care: comparison with measured saturations and transcutaneous oxygen tension. *J Pediatr* 1985; 107: 362-6.

Farmer J. Blood Oxygen Measurement. In: Design of Pulse Oximeters, 1st ed. Webster JG, ed. Abingdon: Taylor & Francis; 1997: 21-39.

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.

Fernandez M, Burns K, Calhoun B, George S, Martin B, Weaver C. Evaluation of a New Pulse Oximeter Sensor. *American Journal of Critical Care* 2007; 16: 146-52.

Finch CA. Methemoglobinemia and sulfhemoglobinemia. *New Engl J Med* 1948; 239: 470–8.

Fouzas S, Priftis KN, Anthracopoulos MB. Pulse oximetry in pediatric practice. *Pediatrics* 2011; 128: 740-52.

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

Gardosi JO, Damianou D, Schram CM. Inappropriate sensor application in pulse oximetry. *Lancet* 1992; 340: 920.

Gharahbaghian L, Massoudian B, Dimassa G. Methemoglobinemia and sulfhemoglobinemia in two pediatric patients after ingestion of hydroxylamine sulfate. *West J Emerg Med* 2009; 10: 197-201.

Giardina B, Messina I, Scatena R, Castagnola M. The multiple functions of hemoglobin. *Crit Rev Biochem Mol Biol* 1995; 30: 165-96.

Giuliano KK, Higgins TL. New-generation pulse oximetry in the care of critically ill patients. *Am J Crit Care* 2005; 14: 26-37.



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

Gonzalez A, Gomez-Arnau J, Pensado A. Carboxyhemoglobin and Pulse Oximetry. [Letter]. *Anesthesiology* 1990; 73: 573.

Gorman ES, Shnider MR. Effect of methylene blue on the absorbance of solutions of haemoglobin. *Br J Anaesth* 1988; 60: 439-44.

Grace RF. Pulse oximetry. Gold standard or false sense of security? *Med J Aust* 1994; 160: 638-44.

Gray S, Powell LL. Blood gas analysis. In: *Advanced Monitoring and Procedures for Small Animal Emergency and Critical Care*, 1st ed. Burkitt-Creedon JM, Davis H, ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Ltd 2012: 286-92.

Greenblott G, Gerschultz S, Tremper KK. Blood flow limits and signal detection comparing five different models of pulse oximeters. *Anesthesiology* 1989; 70: 367-8.

Grosenbaugh DA, Muir WW, 3rd. Accuracy of noninvasive oxyhemoglobin saturation, end-tidal carbon dioxide concentration, and blood pressure monitoring during experimentally induced hypoxemia, hypotension, or hypertension in anesthetized dogs. *Am J Vet Res* 1998; 59: 205-12.

Grubb T. Pulse Oximetry. In: *Veterinary Anesthesia and Pain Management Secrets*, 1st ed. Greene SA, ed. Philadelphia: Hanley & Belfus 2002: 121-6.

Hampson NB. Pulse oximetry in severe carbon monoxide poisoning. *Chest* 1998; 114: 1036-41.

Haney M, Tait AR, Tremper KK. Effect of carboxyhemoglobin on the accuracy of mixed venous oximetry monitors in dogs. *Crit Care Med* 1994; 22: 1181-5.

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

Hanowell L, Eisele JH, Jr., Downs D. Ambient light affects pulse oximeters. *Anesthesiology* 1987; 67: 864-5.

Haque SH, Nossaman BD. Dyed but not dead. *Ochsner J* 2012; 12: 135-40.

Harris A, Sendak M, Donham R, Thomas M, Duncan D. Absorption characteristics of human fetal hemoglobin at wavelengths used in pulse oximetry. *J Clin Monit* 1988; 4: 175-7.

Hart GK, Warrillow S. Misleading pulse-oximetry in a patient with tricuspid valve incompetence. *Anaesth Intensive Care* 2006; 34: 282-3.

Harvey JW, King RR, Berry CR, Blue JT. Methaemoglobin reductase deficiency in dogs. *Comp Haematol Int* 1991; 1: 55-9.

Haskins SC. Interpretation of blood gas measurements. In: *Respiratory Disease in Dogs and Cats*, 1st ed. King LG, ed. St. Louis, MO: Saunders 2004: 181-93.

Hay WW, Jr., Rodden DJ, Collins SM, Melara DL, Hale KA, Fashaw LM. Reliability of conventional and new pulse oximetry in neonatal patients. *J Perinatol* 2002; 22: 360-6.

Hinkelbein J, Genzwuerker HV, Fiedler F. Detection of a systolic pressure threshold for reliable readings in pulse oximetry. *Resuscitation* 2005; 64: 315-9.

Holroyd K, Lui M, Beattie C. Intraarterial vasodilator administration to restore pulse oximeter function. *Anesthesiology* 1993; 79: 388-90.

Hoskin RW, Granger R. Intraoperative decrease in pulse oximeter readings following injection of isosulfan blue. *Can J Anaesth* 2001; 48: 38-40.

Howard JD, Moo V, Sivalingam P. Anaphylaxis and other adverse reactions to blue dyes: a case series. *Anaesth Intensive Care* 2011; 39: 287-92.

Hueter L, Schwarzkopf K, Karzai W. Interference of patent blue V dye with pulse oximetry and co-oximetry. [Letter]. *Eur J Anaesthesiol* 2005; 22: 475-6.

Hummler HD, Pohlandt F, Franz AR. Pulse oximetry during low perfusion caused by emerging pneumonia and sepsis in rabbits. *Crit Care Med* 2002; 30: 2501-8.

Hummler HD, Engelmann A, Pohlandt F, Högel J, Franz AR. Accuracy of pulse oximetry readings in an animal model of low perfusion caused by emerging pneumonia and sepsis. *Intensive Care Med*. 2004;30: 709-13.

Hummler HD, Engelmann A, Pohlandt F, Hogel J, Franz AR. Decreased accuracy of pulse oximetry measurements during low perfusion caused by sepsis: Is the perfusion index of any value? *Intensive Care Med* 2006; 32: 1428-31.

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.

Hynson JM, Sessler DI, Belani K, Washington D, McGuire J, Merrifield B, Schroeder M, Moayeri A, Crankshaw D, Hudson S. Thermoregulatory vasoconstriction during propofol/nitrous oxide anesthesia in humans: threshold and oxyhemoglobin saturation. *Anesth Analg* 1992; 75: 947-52.

Ibanez J, Velasco J, Raurich JM. The accuracy of the Biox 3700 pulse oximeter in patients receiving vasoactive therapy. *Intensive Care Med* 1991; 17: 484-6.

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

Ishiyama T, Kotoda M, Asano N, Ikemoto K, Mitsui K, Sato H, Matsukawa T, Sessler DI. The effects of Patent Blue dye on peripheral and cerebral oxyhaemoglobin saturations. *Anaesthesia* 2015; 70: 429-33.

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.

Jacobson JD, Miller MW, Matthews NS, Hartsfield SM, Knauer KW. Evaluation of accuracy of pulse oximetry in dogs. *Am J Vet Res* 1992; 53: 537-40.

Jaffe E, Hultquist D. Cytochrome b5 reductase deficiency and enzymopenic hereditary methemoglobinemia. In: *The Metabolic and Molecular Bases of Inherited Disease*, 7th ed. Scriver C, Beaudet A, Sly W, Valle D, ed. New York: McGraw Hill 1995: 3399.

James MR, Mardhall H, Carew-McCollo M. Pulse oximetry during apparent tonic-clonic seizures. *Lancet* 1991; 337: 394-5.

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

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

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

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

Jubran A, Tobin M. Reliability of pulse oximetry in titrating supplemental oxygen therapy in ventilator-dependent patients. *Chest* 1990; 97: 1420-5.

Keegan MT, Harrison BA. Pulse oximetry, carbon monoxide and protective ventilatory strategies in severe ARDS. *Br J Anaesth* 2002; 88: 309-10.

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.

Kelleher JF, Ruff RH. The penumbra effect: vasomotion-dependent pulse oximeter artifact due to probe malposition. *Anesthesiology*. 1989; 71: 787-91.

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

Kessler MD, Michael R, Eide T, Humayun B, Poppers, Paul J. Spurious pulse oximeter desaturation with methylene blue injection. *Anesthesiology* 1986; 65: 435-6.

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

Kieckbusch H, Coldewey SM, Hollenhorst J, Haeseler G, Hillemanns P, Hertel H. Patent blue sentinel node mapping in cervical cancer patients may lead to decreased pulse oximeter readings and positive methaemoglobin results. *Eur J Anaesthesiol* 2008; 25: 365-8.

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.

Ko J. Preanesthetic medication: Drugs and dosages. In: *Small Animal Anesthesia and Pain Management: A Color Handbook*, 1 ed. Ko J, ed. Boca Raton: CRC

Press 2012; 59-85.

Koivusalo AM, Von Smitten K, Lindgren L. Sentinel node mapping affects intraoperative pulse oximetric recordings during breast cancer surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002; 46: 411-4.

Kolesar R, Volgyesi G, Lerman J. Effect of haemoglobin concentration on the accuracy of pulse oximetry. *Can J Anaesth* 1990; 37: S88.

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.

Korbon G, Wills M, D'Lauro F, Dawsin D. Systolic blood pressure measurement: Doppler vs. pulse oximeter. *Anesthesiology* 1987; 67: A188.

Kowalczyk M, Fijalkowska A, Nestorowicz A. New generation pulse oximetry in the assessment of peripheral perfusion during general anaesthesia - a comparison between propofol and desflurane. *Anaesthesiol Intensive Ther* 2013; 45: 138-44.

Kroeber S, Siebert C, Lutter N. IV Injection of low-dose methylene blue causes a decrease in pO<sub>2</sub>: A67. *Eur J Anaesthesiol* 2005; 22: 18.

Kumar A, Chawla R, Ahuja S, Girdhar KK, Bhattacharya A. Nitrobenzene poisoning and spurious pulse oximetry. *Anaesthesia* 1990; 45: 949-51.

Kurki TS, Smith NT, Sanford TJ Jr, Head N. Pulse oximetry and finger blood pressure measurement during open-heart surgery. *J Clin Monit*. 1989; 5: 221-8.

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

Langton JA, Hanning CD. Effect of motion artefact on pulse oximeters: evaluation of four instruments and finger probes. *Br J Anaesth* 1990; 65: 564-70.

Langton JA, Lasseby D, Hanning CD. Comparison of four pulse oximeters: effects of venous occlusion and cold-induced peripheral vasoconstriction. *Br J Anaesth* 1990; 65: 245-7.

Larsen VH, Freudendal-Pedersen A, Fogh-Andersen N. The influence of patent blue V on pulse oximetry and haemoximetry. *Acta Anaesthesiol Scand Suppl* 1995; 107: 53-5.

Lawless ST. Crying wolf: False alarms in a pediatric intensive care unit. *Crit Care Med* 1994; 22: 981-5.

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

Lee KH, Hui KP, Tan WC, Lim TK. Factors influencing pulse oximetry as compared to functional arterial saturation in multi-ethnic Singapore. *Singapore Med J* 1993; 34: 385-7.

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.

Lee WW, Mayberry K, Crapo R, Jensen RL. The accuracy of pulse oximetry in the emergency department. *Am J Emerg Med* 2000; 18: 427-31.

Lima A, Bakker J. Noninvasive monitoring of peripheral perfusion. *Intensive Care Med* 2005; 31: 1316-26.

Love L, Singer M. Anesthesia case of the month. Methemoglobinemia. *J Am Vet Med Assoc* 2013; 242: 753-6.

Lu HC, Shih RD, Marcus S, Ruck B, Jennis T. Pseudomethemoglobinemia: a case report and review of sulfhemoglobinemia. *Arch Pediatr Adolesc Med* 1998; 152:

803-5.

MacLeod DB, Cortinez LI, Keifer JC, Cameron D, Wright DR, White WD, Moretti EW, Radulescu LR, Somma J. The desaturation response time of finger pulse oximeters during mild hypothermia. *Anaesthesia* 2005; 60: 65-71.

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

Mahoney JJ, Vreman HJ, Stevenson DK, Van Kessel AL. Measurement of carboxyhemoglobin and total hemoglobin by five specialized spectrophotometers (CO-oximeters) in comparison with reference methods. *Clin Chem* 1993; 39: 1693-700.

Malley WJ. Blood gas electrodes In: *Clinical Blood Gases: Assessment and Intervention*, 2nd ed. Malley WJ, ed. St. Louis, Missouri, USA: WB Saunders Co 2005: 82-9.

Malviya S, Reynolds PI, Voepel-Lewis T, Siewert M, Watson D, Tait AR, Tremper K. False Alarms and Sensitivity of Conventional Pulse Oximetry Versus the Masimo SET™ Technology in the Pediatric Postanesthesia Care Unit. *Anesthesia & Analgesia* 2000; 90: 1336-40.

Marczenko Z, Balcerzak M. Principles of spectrophotometry. In: *Separation, Preconcentration and Spectrophotometry in Inorganic Analysis*, 1st ed. Marczenko Z, Balcerzak M, ed. New York: Elsevier Science; 2000: 26-38.

Mark JB. Systolic venous waves cause spurious signs of arterial hemoglobin desaturation. *Anesthesiology* 1989; 71: 158-60.

Masimo. Rad-5, Rad-5v signal extraction pulse oximeters operator's manual. Irvine, California 2006.



Masimo. Signal Extraction Technologie. Irvine, California 2008.

Masimo. Perfusion Index. Technical Bulletin. Irvine, California, o.J.

Mathes AM, Kreuer S, Schneider SO, Ziegeler S, Grundmann U. The performance of six pulse oximeters in the environment of neuronavigation. *Anesth Analg* 2008; 107: 541-4.

Matthews NS, Sanders EA, Hartsfield SM, Mercer D, Wooldridge A. A Comparison of 2 Pulse Oximeters in Dogs. *J Vet Emerg Crit Care* 1995; 5: 116-20.

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

McEwan D, Lam K. Oximetry and patent blue five dye. *Anaesth Intensive Care* 1997; 25: 587-8.

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 FG, Halperin BD. Noninvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device. *Anesthesiology* 1985; 62: 85-7.

Moller JT, Johannessen NW, Espersen K, Ravlo O, Pedersen BD, Jensen PF, Rasmussen NH, Rasmussen LS, Pedersen T, Cooper JB, Gravenstein JS, Chraemmer-Jorgensen B, Djernes M, Wiberg-Jorgensen F, Heslet L, Johansen SH. Randomized evaluation of pulse oximetry in 20,802 Patients; II: Perioperative events and postoperative complications.. 1993; *Anesthesiology* 1993; 78: 445-453.

Momeni R, Ariyan S. Pulse Oximetry Declines Due To Intradermal Isosulfan Blue Dye: A Controlled Prospective Study. *Ann Surg Oncol* 2004; 11: 434-7.

Moorthy SS, Dierdorf SF, Schmidt SI. Erroneous pulse oximeter data during CPR. *Anesth Analg* 1990; 70: 339.

Morell RC, Heyneker T, Kashtan HI, Ruppe CC. False Desaturation Due to Intradermal Patent Blue Dye. *Anesthesiology* 1993; 78: 363-4.

Morris R, Nairn M, TA. T. A comparison of fifteen pulse oximeters. Part I: A clinical comparison; Part II: A test of performance under conditions of poor perfusion. *Anaesth Intensive Care* 1989; 17: 62-73.

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

Nellcor. A Technology Overview of the Nellcor™ OxiMax Pulse Oximetry System, Dublin, Ireland 2011.

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.

New W. Pulse oximetry versus measurement of transcutaneous oxygen. *J Clin Monit* 1985; 1: 126-9.

Nijland R, Jongsma H, Verbruggen I, Nijhuis J. Reflectance pulse oximetry in fetal lambs: Subcutaneous vessels and vasoconstriction affect its reliability. *J Clin Monit* 1996; 12: 225-30.

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.

Nishiyama T. Pulse oximeters demonstrate different responses during hypothermia and changes in perfusion. *Can J Anaesth* 2006; 53: 136-8.

Palve H, Vuori A. Pulse oximetry during low cardiac output and hypothermia states immediately after open heart surgery. *Crit Care Med* 1989; 17: 66-9.

Palve H, Vuori A. Accuracy of three pulse oximeters at low cardiac index and peripheral temperature. *Crit Care Med* 1991; 19: 560-2.

Palve H. Comparison of reflection and transmission pulse oximetry after open-heart surgery. *Crit Care Med* 1992; 20: 48-51.

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

Pinero A, Illana J, Garcia-Palenciano C, Canizares F, Canteras M, Canadillas V, Duran E, Parilla P. Effect on oximetry of dyes used for sentinel lymph node biopsy. *Arch Surg* 2004; 139: 1204-7.

Poets C. Noninvasive Monitoring. In: *Neonatologie: Die Medizin des Früh- und Reifgeborenen*, 1st ed. Jorsch G, Hübler A, ed. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2010: 90-98.

Poets CF, Southall DP. Noninvasive monitoring of oxygenation in infants and children: practical considerations and areas of concern. *Pediatrics* 1994; 93: 737-46.

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.

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

Pologe JA, Raley DM. Effects of fetal hemoglobin on pulse oximetry. *J Perinatol* 1987; 7: 324-6.

Praud JP, Gaultier C, Carofilis A, Lacaille F, Dehan M, Bridey F. Accuracy of two wavelength pulse oximetry in neonates and infants. *Pediatr Pulmonol* 1989; 6: 180-2.

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. I. Pulse oximeter evaluation. *Anaesthesia*. 1991a; 46: 202-6.

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

Ramanathan R, Durand M, Larrazabal C. Pulse oximetry in very low birth weight infants with acute and chronic lung disease. *Pediatrics* 1987; 79: 612-7.

Ramsing T, Rosenberg J. Pulse oximetry in severe anaemia. *Intensive Care Med* 1992; 18: 125-6.

Reddy MVS. Probes. In: *Design of Pulse Oximeters*, 1st ed. Webster JG, ed. Abingdon: Taylor & Francis 1997: 56-72.

Reich DL, Timcenko AP, Bodian CAD, Kraidin J, Hofman JBS, DePerio MRN, Konstadt SN, Kurki T, Eisenkraft JB. Predictors of pulse oximetry data failure. *Anesthesiology* 1996; 142: 268-72.

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.

Richards NM, Giuliano KK, Jones PG. A prospective comparison of 3 new-generation pulse oximetry devices during ambulation after open heart surgery. *Respir Care* 2006; 51: 29-35.

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

Rizzi RR, Thomas K, Pilnik S. Fictitious desaturation due to isosulfan dye injection. *Anesthesiology* 2000; 93: 1146-7.

Robinson DN, McFadzean WA. Pulse oximetry and methylene blue. *Anaesthesia* 1990; 45: 884-5.

Rubinstein EH, Sessler DI. Skin-surface temperature gradients correlate with fingertip blood flow in humans. *Anesthesiology* 1990; 73: 541-5.

Ruchala JB. Applications of Pulse Oximetry. In: *Design of Pulse Oximeters*, 1st ed. Webster JG, ed. Abingdon: Taylor & Francis 1997: 214-36.

Runciman WB, Webb RK, Barker L, Currie M. The Australian Incident Monitoring Study. The pulse oximeter: applications and limitations--an analysis of 2000 incident reports. *Anaesth Intensive Care* 1993; 21: 543-50.

Saito S, Fukura H, Shimada H, Fujita T. Prolonged interference of blue dye "patent blue" with pulse oximetry readings. *Acta Anaesthesiol Scand* 1995; 39: 268-9.

Sami HM, Kleinman BS, Lonchyna VA. Central venous pulsations associated with a falsely low oxygen saturation measured by pulse oximetry. *J Clin Monit* 1991; 7: 309-12.

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.

Scheller J, Loeb R. Respiratory artifact during pulse oximetry in critically ill patients. *Anesthesiology* 1988; 69: 602-3.

Scheller MS, Unger RJ, Kelner MJ. Effects of intravenously administered dyes on pulse oximetry readings. *Anesthesiology* 1986; 65: 550-1.

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

Schowalter JS. Photodetectors and Amplifiers. In: *Design of Pulse Oximeters*, 1st ed. Webster JG, ed. Abingdon: Taylor & Francis; 1997 71-85.

Schramm WM, Bartunek A, Gilly H. Effect of local limb temperature on pulse oximetry and the plethysmographic pulse wave. *Int J Clin Monit Comput* 1997; 14: 17-22.

Schulte TE, Ohnoutka JR, A. A. BrainLAB interference with pulse oximetry during stereotactic brain biopsy. *J Clin Anesth* 2012; 24: 675.

Scott D, Cooper M. Spurious pulse oximetry with intrauterine methylene blue injection. *Anaesth Intensive Care* 1991; 19: 267-8.

Secker C, Spiers P. Accuracy of pulse oximetry in patients with low systemic vascular resistance. *Anaesthesia* 1997; 52: 127-30.

Seidler D, Hirschl MM, Roeggla G. Limitations of pulse oximetry. *Lancet* 1993; 341: 1600-1.

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

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

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.

Shelley KH, Jablonka DH, Awad AA, Stout RG, Rezkanna H, Silverman DG. What is the best site for measuring the effect of ventilation on the pulse oximeter waveform? *Anesth Analg* 2006; 103: 372-7.

Shimada Y, Nakashima K, Fujiwara Y, Komatsu T, Kawanishi M, Takezawa J, Takatani S. Evaluation of a new reflectance pulse oximeter for clinical applications. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1991; 29: 557-61.

Short L, Hecker RB, Middaugh RE, Menk EJ. A comparison of pulse oximeters during helicopter flight. *J Emerg Med* 1989; 7: 639-43.

Sidi A, Paulus DA, Rush W, Gravenstein N, Davis RF. Methylene blue and

indocyanine green artifactually lower pulse oximetry readings of oxygen saturation. Studies in dogs. J Clin Monit 1987; 3: 249-56.

Siebert C, Kroeber S, Lutter N. Duration and extent of the decline SpO<sub>2</sub> after low-dose injection of methylene blue: A66. Eur J Anaesthesiol 2005; 22: 18.

Siegel MN, Gravenstein N. Preventing Ambient Light from Affecting Pulse Oximetry. Anesthesiology 1987; 67: 280.

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

Siggard-Andersen O, Norgaard-Pedersen B, Rem J. Hemoglobin pigments. Spectrophotometric determination of oxy-, carboxy-, met-, and sulfhemoglobin in capillary blood. Clin Chim Acta 1972; 42: 85–100.

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

Sprung J, Tully MJ, Ziser A. Anaphylactic reactions to isosulfan blue dye during sentinel node lymphadenectomy for breast cancer. Anesth Analg 2003; 96: 1051-3.

Sriganesh K, Vinay B, Bhadrinarayan V. Indocyanine green dye administration can cause oxygen desaturation. J Clin Monit Comput 2013; 27: 371.

Srivastava S, Alhomida AS, Siddiqi NJ, Puri SK, Pandey VC. Methemoglobin reductase activity and *in vitro* sensitivity towards oxidant induced methemoglobinemia in swiss mice and beagle dogs erythrocytes. Mol Cell Biochem 2002; 232: 81-5.

Stewart KG, Rowbottom SJ. Inaccuracy of pulse oximetry in patients with severe tricuspid regurgitation. Anaesthesia 1991; 46: 668-70.



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

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

Takatani S, Davies C, Sakakibara N, Zurick A, Kraenzler E, Golding LR, Noon GP, Nose Y, DeBakey ME. Experimental and clinical evaluation of a noninvasive reflectance pulse oximeter sensor. *J Clin Monit* 1992; 8: 257-66.

Talke P, Nichols RJ, Jr., Traber DL. Monitoring patients during helicopter flight. *J Clin Monit* 1990; 6: 139-40.

Talke P, Stapelfeldt C. Effect of Peripheral Vasoconstriction on Pulse Oximetry. *J Clin Monit Comput* 2006; 20: 305-9.

Tashiro C, Koo YH, Fukumitsu K, Tomi K, Mashimo T, Yoshiya I. Effects of carboxyhemoglobin on pulse oximetry in humans. *J Anesth* 1988; 2: 36-40.

Tinker JH, Dull DL, Caplan RA, Ward RJ, Cheney FW. Role of monitoring devices in prevention of anesthetic mishaps: a closed claims analysis. *Anesthesiology* 1989; 71: 541-6.

Torres A, Jr., Skender KM, Wohrley JD, Aldag JC, Raff GW, Bysani GK, Geiss DM. Pulse oximetry in children with congenital heart disease: effects of cardiopulmonary bypass and cyanosis. *J Intensive Care Med* 2004; 19: 229-34.

Torretti J. Management of carboxyhaemoglobinaemia. *Br J Anaesth* 1992; 68: 113.

Trang H, Boureghda S, Leske V. Sleep desaturation: Comparison of two oximeters. *Pediatric Pulmonology* 2004; 37: 76-80.

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

Trivedi NS, Ghouri AF, Shah NK, Lai E, Barker SJ. Effects of motion, ambient light, and hypoperfusion on pulse oximeter function. *J Clin Anesth* 1997; 9: 179-83.

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. *CJA* 2005; 52: 379-82.

Vegfors M, Lennmarken C. Carboxyhaemoglobinaemia and pulse oximetry. *Br J Anaesth* 1991; 66: 625-6.

Verhovsek M, Henderson M, Cox G, Luo Hy, Steinberg MH, Chui DH. Unexpectedly low pulse oximetry measurements associated with variant hemoglobins: A systematic review. *Am J Hematol* 2010; 85: 882-5.

Veyckemans F, Baele P, Guillaume JE, Willems E, Robert A, Clerbaux T. Hyperbilirubinemia does not interfere with hemoglobin saturation measured by pulse oximetry. *Anesthesiology* 1989; 70: 118-22.

Veyckemans F, Baele PL. More About Jaundice and Oximetry. *Anesth Analg* 1990; 70: 335-6.

Vieira SC, Sousa RB, Tavares MB, de Abreu BA, Ibiapina JO, de Sousa Oliveira AK, Zeferino LC. Changes in pulse oximetry after patent blue dye injection into the uterine cervix. *Ann Surg Oncol* 2008; 15: 2862-6.

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.

Vokach-Brodsky L, Jeffrey SS, Lemmens HJM, Brock-Utne JG. Isosulfan Blue Affects Pulse Oximetry. *Anesthesiology* 2000; 93: 1002-3.

Volgyesi G, Spahr-Schopfer I. Does skin pigmentation affect the accuracy of pulse oximetry. An study. *Anesthesiology* 1991; 75: A406.

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

Wallace C, Baker J, Alpert C, Tankersley S, Conroy J, Kerns R. Comparison of blood pressure measurement by Doppler and by pulse oximetry techniques. *Anesth Analg* 1987; 66: 1018-9.

Walsh MC, Noble LM, Carlo WA, Martin RJ. Relationship of pulse oximetry to arterial oxygen tension in infants. *Crit Care Med* 1987; 15: 1102-5.

Wax DB, Rubin P, Neustein S. A comparison of transmittance and reflectance pulse oximetry during vascular surgery. *Anesth Analg* 2009; 109: 1847-9.

Webb RK, Ralston AC, Runciman WB. Potential errors in pulse oximetry. II. Effects of changes in saturation and signal quality. *Anaesthesia* 1991; 46: 207-12.

Weber W, Elfadel I, Barker S. Low-perfusion resistant pulse oximetry. *J Clin Mon* 1995; 11: 284.

Webster LK, Barry BN, Short JA. Pulse oximetry interference in paediatric neurosurgery. *Anaesthesia* 2002; 57: 82-101.

Wisely NA, Zeiton A. Use of isosulfan blue in breast surgery interferes with pulse oximetry. *Anaesthesia* 2005; 60: 625-6.

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

Workie FA, Rais-Bahrami K, Short BL. Clinical use of new-generation pulse oximeters in the neonatal intensive care unit. *Am J Perinatol* 2005; 22: 357-60.

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

Yelderman M, New W. Evaluation of pulse oximetry. *Anesthesiology* 1983; 59: 349-51.

Zablocki AD, Rasch DK. A simple method to prevent interference with pulse oximetry by infrared heating. *Anesth Analg* 1987; 66: 915-7.

Zeballos RJ, Weisman IM. Reliability of noninvasive oximetry in black subjects during exercise and hypoxia. *Am Rev Respir Dis* 1991; 144: 1240-4.

Zengel B, Yazarbas U, Bingolballi O, Denecli AG. The effect of subareolar isosulfan blue injection on pulse oximeter readings. *Indian J Surg* 2014; 76: 76-80.

Zijlstra WG, Buursma A, Zwart A. Molar absorptivities of human hemoglobin in the visible spectral range. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1983; 54: 1287-91.

Zijlstra WG, Buursma A, Meeuwssen-van der Roest WP. Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin. *Clin Chem* 1991; 37: 1633-8.

Zijlstra WG, Buursma A, Van Assendelft OW. Spectrophotometry. In: *Visible and Near Infrared Absorption Spectra of Human and Animal Haemoglobin: Determination and Application*, 1st ed. Zijlstra WG, Buursma A, Van Assendelft, ed. Utrecht [u.a.]: CRC Press, 2000: 17-24.

Zwart A, Buursma A, Oeseburg B, Zijlstra WG. Determination of hemoglobin

---

derivatives with IL 282 CO-oximeter as compared with a manual spectrophotometric five-wavelength method. Clin Chem 1981; 27: 1903-7.

## **IX. DANKSAGUNG**

Besonderer Dank gilt Prof. Dr. Katrin Hartmann, die mir die Anfertigung dieser Arbeit und die Mitarbeit als Tierärztin in der Medizinischen Kleintierklinik ermöglicht hat. Ich bedanke mich für ihre Korrekturvorschläge, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei meinem Betreuer Dr. René Dörfelt, der mir bei der Durchführung der Studie und bei der Betreuung der Doktorarbeit stets zur Seite stand. Durch seine unermüdliche Unterstützung konnte diese Arbeit fertig gestellt werden.

Meinen Kollegen aus der Medizinischen Kleintierklinik danke ich für die Hilfe bei der Sammlung der Studienteilnehmer und Durchführung der Studie. Vor allem danke ich den Doktoranden des ICU-Teams und der Onkologie für ihre Unterstützung und Geduld.

Besonders bedanken möchte ich mich bei allen meinen Freunden, die mich immer unterstützt und motiviert haben.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Familie für ihr Verständnis, Geduld und liebevolle Unterstützung. Besonders danke ich meinen Eltern, die mir das Studium und die Anfertigung der Doktorarbeit ermöglicht haben.