

Aus dem Flugmedizinischen Institut der Luftwaffe - Abteilung Forschung  
Wissenschaft und Lehre Luft- und Raumfahrtmedizin  
Direktor: Oberstarzt Dr. med. Wolfgang Krause

**Untersuchungen zur Präzision zweier  
verschiedener Oxymetriesysteme  
während standardisierter  
Höhen - Klima - Simulation**

**Transmissionspulsoxymetrie im Vergleich  
zur blutigen Sättigungsmessung**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Anja Schneider

aus München

2012



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

<b>Berichterstatter:</b>	<b>Prof. Dr. med. R. Knitza</b>
<b>Mitberichterstatter:</b>	<b>Prof. Dr. med. Klaus Mees</b>
<b>Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:</b>	<b>PD Dr. med. C. Ledderhos</b>
<b>Dekan:</b>	<b>Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR</b>
<b>Tag der mündlichen Prüfung:</b>	<b>8.3.2012</b>



# Meinen Eltern



# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG</b>	<b>1</b>
1.1	Pulsoxymetrie - eine zuverlässige Überwachungsmethode in vielen Bereichen der Medizin . . . . .	2
1.1.1	Prinzip der Pulsoxymetrie, Transmissions- und Reflexionsverfahren, Messprinzip der saO <sub>2</sub> mittels arterieller Blutgasanalyse . . . . .	2
1.1.2	Symptomatik des Sauerstoffmangels und Möglichkeiten seiner Detektion im Flugbetrieb . . . . .	7
1.2	Präzision und Kalibrierung der Pulsoxymetrie in hypobarer Hypoxie . . . . .	11
<b>2</b>	<b>FRAGESTELLUNG</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>METHODIK</b>	<b>14</b>
3.1	Probanden . . . . .	14
3.2	Versuchsaufbau und -ablauf . . . . .	16
3.2.1	Höhenklimasimulationsanlage der Luftwaffe, Abteilung II - Flugphysiologie . . . . .	16
3.2.2	Zeitlicher Versuchsablauf - standardisiertes Höhen-Zeit-Profil . . . . .	19
3.2.3	Technischer Versuchsablauf . . . . .	21
3.2.3.1	Vorbereitungsphase . . . . .	21
3.2.3.2	Probengewinnung - Abnahme von Kapillarblut aus der Fingerbeere . . . . .	22
3.2.4	Aufbau, Vernetzung und Datenübermittlung . . . . .	23
3.3	Messmethoden . . . . .	24
3.3.1	ABL 800 FLEX (Radiometer, Copenhagen, Dänemark) - Blutgas-Oxymetrie- Elektrolyt- und Metabolit-Analysator . . . . .	24
3.3.2	Criticare 504 (Criticare Systems Inc. Waukesha, USA) - Transmissionspulsoxymetrie . . . . .	26
3.3.3	Wiener Determinationstest . . . . .	27
3.4	Auswertung und statistische Bearbeitung der Ergebnisse . . . . .	30
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>32</b>
4.1	Vergleich der Transmissionspulsoxymetriemessungen (Criticare 504) mit den blutigen Sauerstoffsättigungsmessungen (ABL 800 FLEX) . . . . .	32

4.1.1	Übersicht über die erhobenen Sättigungswerte . . . . .	32
4.1.2	Verhalten der gemessenen Sättigungswerte auf den verschiedenen Höhen-Plateaus . . . . .	33
4.1.3	Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5% . . . . .	36
4.1.4	Mittlerer Bias von Criticare 504 im Vergleich zum ABL 800 FLEX	38
4.1.4.1	Mittlerer Bias unter Normoxie . . . . .	38
4.1.4.2	Mittlerer Bias im stark hypoxischen Bereich . . . . .	39
4.2	Vergleich der unterschiedlichen Pulsoxymetriesensoren nach Tragekomfort	40
4.3	Vergleich der Doppelbestimmungen . . . . .	40
4.4	Ergebnisse des Wiener Determinationstests . . . . .	43
4.4.1	Ergebnisse der einzelnen Reizqualitäten . . . . .	43
4.4.2	Ergebnisse des DT in Abhängigkeit von der individuell erreichten Sättigung . . . . .	43
4.4.3	Vergleich der einzelnen Reize . . . . .	46
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>50</b>
5.1	Methodenkritische Betrachtung des Vorgehens und der Messverfahren . .	50
5.2	Diskussion und Interpretation der Ergebnisse . . . . .	57
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>66</b>
<b>7</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>68</b>
<b>8</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS</b>	<b>69</b>
<b>9</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>70</b>
<b>10</b>	<b>VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN</b>	<b>77</b>
<b>11</b>	<b>DANKSAGUNG</b>	<b>79</b>
<b>12</b>	<b>LEBENS LAUF</b>	<b>80</b>
<b>13</b>	<b>ERKLÄRUNG</b>	<b>81</b>







# 1 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Seit der Mensch das Fliegen entdeckt hat, ist er mit den Gefahren, die diese Art der Fortbewegung mit sich bringt, konfrontiert. Die Veränderungen des Luftdruckes führen mit zunehmender Höhe nicht nur zur Abnahme des Sauerstoffpartialdruckes ( $pO_2$ ) und damit zu einem reduzierten Sauerstoffangebot für den Organismus, sondern haben auch deutliche Veränderungen mit entsprechenden Beschwerden in den pneumatisierten Räumen des Körpers zur Konsequenz. Thermische Veränderungen und Strahlung stellen eine weitere Belastung für den Menschen dar. Abhängig von Flugmuster und Beschleunigung sowie vom verwendeten Luftfahrzeug wirkt ein Vielfaches der Erdbeschleunigung auf Pilot und Besatzungsmitglieder [42]. Der aus dem in Höhe verminderten Sauerstoffpartialdruck resultierende Sauerstoffmangel, stellt nach wie vor eine der größten gesundheitlichen Gefahren für den Körper dar. Durch den Einsatz von Druckkabinen in Flugzeugen sowie professionelles Training von Besatzungen konnte diese Bedrohung zwar reduziert werden, gehört aber auch heute noch nicht gänzlich der Vergangenheit an [9].

Mit der zunehmenden Globalisierung hat sich das Einsatzprofil der Bundeswehr, insbesondere auch ihrer fliegerisch tätigen Verbände, deutlich gewandelt. In Afghanistan beispielsweise erreicht das Hindukuschgebirge Höhen von über 7.000 Meter, welche auch von Luftfahrzeugen ohne Druckkabine, insbesondere Hubschraubern, überflogen werden müssen. Einsätze in großen Höhen bringen für Besatzungen dieser Hubschrauber damit ein nicht außer Acht zu lassendes Risiko eines plötzlich und unerwartet auftretenden Sauerstoffmangels mit sich.

Zur Ausbildung der fliegenden Besatzungen finden Simulationen von Höhenbedingungen in der Unterdruckkammer des Flugmedizinischen Institutes der Luftwaffe unter kontinuierlicher Überwachung von Sauerstoffsättigung, EKG und Atemfrequenz regelmäßig statt. Ergänzt werden diese Lehrgänge durch den Einsatz von geeigneten Testsystemen, die dazu konzipiert sind, die psychophysiologischen Leistungsgrenzen des Menschen zu demonstrieren. Im realen Flugbetrieb konnte sich jedoch eine kontinuierliche Überwachung der Vitalparameter, insbesondere der Sauerstoffsättigung zur Detektion eines plötzlich auftretenden Sauerstoffmangels bis jetzt nicht etablieren. Zur Minimierung der aus Sauerstoffmangel resultierenden Gefahren für Pilot und Besatzungsmitglieder werden derzeit verschiedene Forschungsprojekte durchgeführt. Die Untersuchung der Verlässlichkeit und Praktikabilität der Pulsoxymetrie ist ein Ansatz, den Routineflugbetrieb in Zukunft so sicher wie möglich zu gestalten.

## 1.1 Pulsoxymetrie - eine zuverlässige Überwachungsmethode in vielen Bereichen der Medizin

### 1.1.1 Prinzip der Pulsoxymetrie, Transmissions- und Reflexionsverfahren, Messprinzip der saO<sub>2</sub> mittels arterieller Blutgasanalyse

Der Begriff „Oxymeter“ wurde 1942 von Millikan eingeführt [57, 67]. Damit bezeichnete er ein Gerät, das, appliziert am Ohr, den Sauerstoffgehalt des Hämoglobins messen konnte und beim Training von Piloten in der militärischen Fliegerei zum Einsatz kam. Heute gibt es drei Domänen der Oxymetrie; die nichtinvasive Pulsoxymetrie, die invasive Messung der Sauerstoffsättigung mittels fiberoptischer Katheter und die Bestimmung der Sauerstoffsättigung durch (arterielle) Blutgasanalyse [57]. Die Messtechnik der Pulsoxymetrie wurde erst durch eine Entdeckung von Takuo Aoyagi 1972 möglich. Er fand heraus, dass die pulsatile Komponente der Arterien es zulassen würde, die rein arterielle Sauerstoffsättigung zu bestimmen [1, 36, 57, 64].

„Einfach, kontinuierlich, nichtinvasiv“ [65, 66], diese drei Adjektive beschreiben die Technik der Pulsoxymetrie, die als zuverlässige und effektive Überwachungsmethode in vielen Bereichen der Medizin Einzug gehalten hat [33, 41, 60]. Das Verfahren gehört in der Anästhesie, Notfall- und Intensivmedizin zum Standard; große klinische Studien richten ihren Fokus in den letzten Jahren verstärkt auf die pulsoxymetrische Überwachung von Neu- oder Frühgeborenen [30] sowie des Feten sub partu [28, 29, 34].

Die Messalgorithmen der Pulsoxymetrie beruhen auf zwei Grundlagen, die miteinander kombiniert werden:

1. der Spektralphotometrie und
2. der Photoplethysmographie.

Die physikalische Grundlage des spektralphotometrischen Verfahrens basiert auf dem Gesetz von Lambert-Beer:

$$E\lambda = -\lg\left(\frac{I}{I_0}\right) = \lg\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon \cdot d \cdot c \quad . \quad (1)$$

Dieses beschreibt allgemein die Abschwächung von Strahlung beim Durchtritt durch eine absorbierende Substanz.

Hierbei sind

$E\lambda$	=	Extinktion
$I_0$	=	einstrahlende Lichtintensität
$I$	=	austretende Lichtintensität
$\varepsilon$	=	dekadischer molarer Extinktionskoeffizient bei der Wellenlänge $\lambda$
$d$	=	Schichtdicke der Lösung
$c$	=	Konzentration der absorbierenden Substanz in der Lösung

Die Abschwächung der Strahlungsintensität ist proportional zur Konzentration der durchstrahlten Substanz und zur Länge des Lichtweges durch die Probe. Ein Maß für die Schwächung der Strahlung ist die Extinktion (optische Dichte oder Absorbanz für Licht der Wellenlänge  $\lambda$ ) [49].

In der konkreten Versuchsanordnung trifft Licht definierter Wellenlänge (i.e. monochromatisches Licht) aus einer Strahlungsquelle auf eine homogene Flüssigkeit in einer Küvette. Das Licht erfährt dadurch eine Abnahme an Intensität. Eine Photozelle misst die Lichtintensität nach Durchstrahlen der Flüssigkeit. Die Extinktion als Maß der Abschwächung entspricht dem negativen dekadischen Logarithmus des Transmissionsgrades, der als Anteil der durchgelassenen Strahlung ( $I/I_0$ ) bzw. dem dekadischen Logarithmus von einstrahlender zu austretender Lichtintensität ( $I_0/I$ ) definiert wird. Bei gegebener Wellenlänge wird die Extinktion von der Konzentration der Lösung  $c$ , der Schichtdicke  $d$  und dem Extinktionskoeffizienten  $\varepsilon$  der durchstrahlten Substanz bestimmt. Der Extinktionskoeffizient selbst ist eine wellenlängenabhängige Größe, die für jede Licht absorbierende Substanz charakteristisch ist, d.h. bei sonst konstanten Bedingungen - bestimmte Wellenlänge, definierte Küvettdicke - ist der Absorptionsgrad proportional zur Konzentration des Stoffes. Bei der Gewebespektroskopie spielen zudem Streuungs-, Beugungs-, und Reflexionsphänomene eine Rolle, die das Gesetz nach Lambert-Beer unberücksichtigt lässt.

Die Messtechnik der Pulsoxymetrie macht sich die Unterschiede der Absorptionsspektren von Oxy- und Desoxyhämoglobin zu Nutze, um die Sauerstoffsättigung zu bestimmen. Beide Moleküle absorbieren Licht mit einer Wellenlänge von unter 600 nm so stark, dass valide Messbedingungen nicht erfüllt sind. Im Bereich von rotem bzw. infrarotem Licht, also bei Wellenlängen von 600 - 1000 nm, wirkt das Hämoglobinmolekül allerdings als spezifischer optischer Filter. Desoxyhämoglobin absorbiert Licht im roten Bereich (660 nm) etwa 10fach stärker als Oxyhämoglobin [67]. Das Absorptionsmaximum

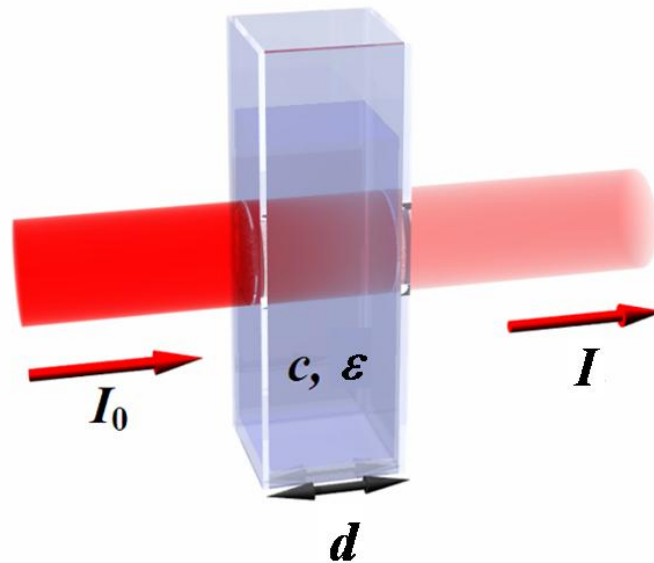


Abbildung 1: Veranschaulichung des Gesetzes von Lambert-Beer (modifiziert nach [71])

des Oxyhämoglobins liegt dagegen im Bereich von 880 - 950 nm. Daher werden diese beiden Wellenlängen, nämlich 660 nm und meist 940 nm bevorzugt zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung in Pulsoxymetriegegeräten verwendet.

Das Blut von Erwachsenen enthält vier Subtypen des Hämoglobins: Das Oxyhämoglobin ( $O_2Hb$ ), das desoxygenierte Hämoglobin ( $Hb$ ), das Methämoglobin ( $MetHb$ ) und das Carboxyhämoglobin ( $COHb$ ). Bei Gesunden enthält das Blut  $MetHb$  und  $COHb$  in für die Sättigungsmessung vernachlässigbar geringen Konzentrationen. Es haben sich zwei unterschiedliche Definitionen der Sauerstoffsättigung im Blut ergeben, nämlich die sogenannte funktionelle Sauerstoffsättigung:

$$psO_2 = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{O_2Hb} + c_{Hb}} \cdot 100\% \quad (2)$$

und die fraktionelle Sauerstoffsättigung nach [67, 73]:

$$saO_2 = \frac{c_{O_2Hb}}{c_{O_2Hb} + c_{Hb} + c_{COHb} + c_{MetHb}} \cdot 100\% \quad (3)$$

Mit zwei Wellenlängen messende Pulsoxymetriesysteme ermitteln die sog. funktionelle Sättigung ( $psO_2$ ) - ein Verfahren, welches  $MetHb$  und  $COHb$  unberücksichtigt lässt, da

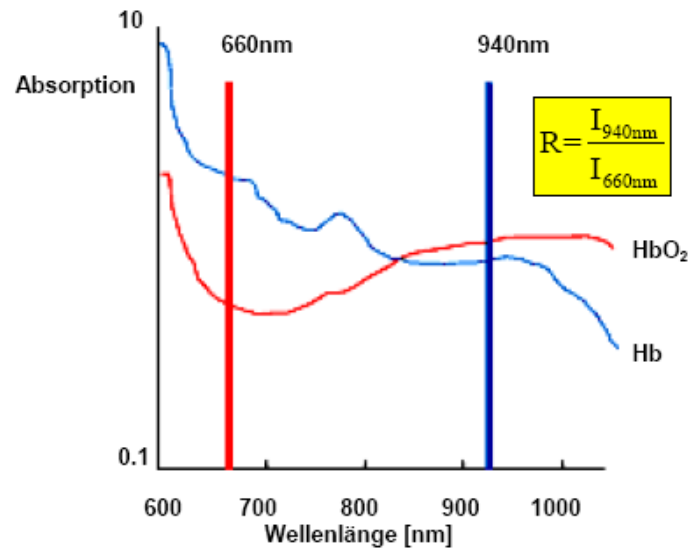


Abbildung 2: Absorptionsspektren von Hämoglobin und Oxyhämoglobin nach [17]

diese Moleküle im Hinblick auf O<sub>2</sub> - Bindung- und Abgabe keine physiologische Funktion ausüben. Die Blutgasanalyse dagegen bestimmt die fraktionelle und damit exaktere Sauerstoffsättigung des Hämoglobins im arteriellen Blut bzw. im arterialisierten Kapillarblut (saO<sub>2</sub>) [73].

Es ist wichtig zu erwähnen, dass Blut keine homogene Lösung im eigentlichen Sinn darstellt. Das Gesetz nach Lambert-Beer ist, exakt betrachtet, nur auf eine optisch klare Lösung von Hämoglobin anwendbar. Dennoch kann es zu Messungen der Lichtabsorption von Blut in erster Näherung als gültig betrachtet werden [57, 36]. Allerdings macht diese Tatsache empirische Kalibrierungsverfahren gegen einen Goldstandard, in diesem Falle die Blutgasanalyse, unvermeidlich [38, 57].

Der zweite Pfeiler der Pulsoxymetrie ist die Photoplethysmographie, deren Prinzip darauf beruht, Licht in Gewebe einzustrahlen, sowie gleichzeitig die aus dem durchstrahlten Gewebe austretende Lichtintensität zu messen [26]. Das auf dem Photosensor eintreffende, aus dem Gewebe ausstrahlende Signal lässt sich in zwei unterschiedliche Komponenten gliedern, eine konstante (direct current = DC, „Gleichspannung“) und eine inkonstante, sich periodisch verändernde (alternating current = AC, „Wechselspannung“) Komponente. Der AC-Bereich repräsentiert den veränderlichen Anteil von Arterien und Arteriolen und enthält somit insbesondere den pulssynchronen Anteil. Der konstante Anteil setzt sich aus den nicht pulssynchronen Anteilen des arteriellen, venösen

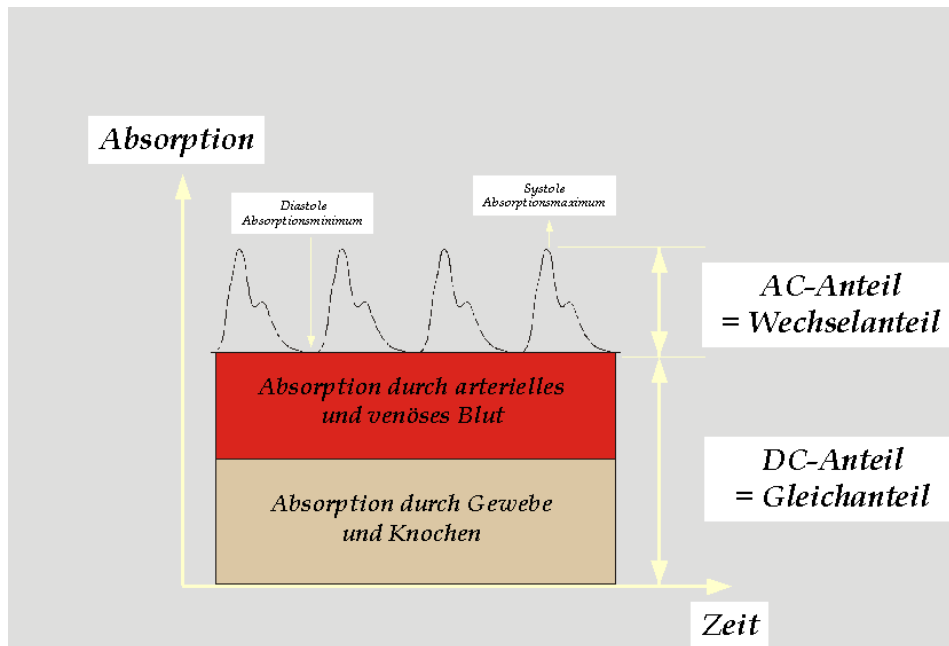


Abbildung 3: Darstellung der pulsierenden Komponente (alternating current = Wechselanteil) und der konstanten Komponente (direct current = Gleichanteil) des transmittierten Lichtes. Modifiziert nach [32].

und kapillären Blutes, sowie dem Gewebebett und der Haut zusammen. Die genaue Unterscheidung der DC- und AC- Signale ist für die Pulsoxymetrie wichtig, da die arterielle Sauerstoffsättigung ermittelt werden soll. Die isolierten AC-Signale des Photoplethysmographen dienen daher zur Ermittlung der  $psO_2$  im jeweiligen Pulsoxymeter. Zur empirischen Bestimmung der (funktionellen) Sauerstoffsättigung werden innerhalb eines Pulszyklus die AC- und DC-Fraktion jeweils bei 660 nm und 940 nm ins Verhältnis gesetzt. Daraus ergibt sich nach [67] als Verhältnis der pulsierenden und konstanten Signalanteile bei rotem und infrarotem Licht:

$$R = \frac{\text{Amplitude der Absorption im roten Bereich}}{\text{Amplitude der Absorption im infraroten Bereich}} \approx \frac{AC(660)}{DC(660)} \cdot \frac{DC(940)}{AC(940)} \quad (4)$$

Aus den jeweiligen Messwerten  $R$  kann eine Kalibrierungskurve erstellt werden, aus der später die Sättigung ermittelt wird.

In modernen Pulsoxymetern werden Rot- und Infrarotlicht zweier definierter Wellenlängen mittels lichtemittierender Dioden (light emitting diodes, LED) abwechselnd durch das Gewebe geschickt.



Bezüglich des realisierten Messprinzips bei der Pulsoxymetrie stehen Transmissionssensoren und Reflexionssensoren zur Verfügung. Beim Transmissionssystem liegen Lichtquelle und Photodiode als Detektor für die eintreffende Lichtintensität einander gegenüber, während beim Reflexionssystem beide auf einer Seite liegen. Die mechanische Fixierung wird je nach Baureihe und Messprinzip durch Klemmsensoren und Klebesensoren ermöglicht. Letztere lassen sich als Reflexionssensoren insbesondere an der Stirn des zu Überwachenden befestigen [35, 66].

Nach wie vor gilt die blutige Bestimmung der Sauerstoffsättigung des Hämoglobins als Goldstandard zur Überprüfung der Messgenauigkeit eines Pulsoxymeters [23, 50]. Auch dieses Verfahren basiert auf der linearen Beziehung zwischen Lichtabsorption und Konzentration einer Lösung, die von Lambert-Beer aufgestellt wurde, so dass die oben erläuterten physikalischen Zusammenhänge hier ebenso gelten.

Viele einzelne Entdeckungen und Erfindungen [57] haben zu einem ausgereiften Messprinzip der Sauerstoffsättigung in den modernen Blutgasanalysegeräten geführt. Ein Teil der gewonnenen Blutprobe wird in eine genormte Küvette verbracht und hämolysiert. Das einstrahlende Licht, das eine definierte Weglänge zurücklegt, wird nach Durchstrahlen der Küvette in die einzelnen Spektralbereiche zerlegt, die von einem Photodioden-Array erfasst und in Signale umgewandelt werden, die zur Berechnung nach den o.g. Prinzipien dienen. Von Vorteil hierbei ist, dass durch die Verwendung vieler Wellenlängen auch Dyshämoglobinämien (COHb und MetHb) erkannt werden können.

### **1.1.2 Symptomatik des Sauerstoffmangels und Möglichkeiten seiner Detektion im Flugbetrieb**

In Höhe sind Luftfahrzeugführer verschiedenen Belastungen wie Kälte, Strahlung und der Abnahme des atmosphärischen Druckes ausgesetzt [32]. Eine der wichtigsten Komponenten des abnehmenden atmosphärischen Druckes ist die damit verbundene Reduktion des Sauerstoffpartialdruckes in der Umgebungsluft. Der daraus resultierende Sauerstoffmangel tritt häufig rasch und unbemerkt ein. Aggravierend kommt hinzu, dass die dazugehörigen Symptome größten interindividuellen Schwankungen unterliegen, ja sogar bei ein und derselben Person die Symptomatik unterschiedlich und in nacheinander folgenden O<sub>2</sub>-Mangelsituationen nicht identisch reproduzierbar sein kann. Umso mehr gewinnt die Früherkennung eines Sauerstoffmangels insbesondere beim fliegenden Personal an Bedeutung.

Häufige subjektiv beschriebene Symptome sind, nach [42]:

- Beklemmungs-, Angst- und Druckgefühl, letzteres insbesondere im Kopf, hinter den Augen, in Brust oder Bauch
- Parästhesien in einzelnen Körperregionen oder am ganzen Körper, Wärme- und Kältegefühl, Hitzewallungen
- Müdigkeit, Schwindel, Benommenheit
- Einschränkung oder Verdunklung des Gesichtsfeldes und des Farbsehens, verschwommenes Sehen, Augenflimmern

Wichtige objektive Symptome sind:

- Anstieg der Herz - und Atemfrequenz
- Periphere Zyanose
- Frühzeitig verlangsamte Dunkeladaptation
- Beeinträchtigung der Aufmerksamkeits-, Denk- und Gedächtnisleistung
- Einschränkung des Urteilsvermögens und der Kritikfähigkeit und verlangsamte Auffassungsgabe
- Störungen der körperlichen und koordinativen Reaktionsfähigkeiten
- Verlust des Bewusstseins

Die physiologischen Adaptationsmechanismen sind komplex und haben in erster Linie die Sicherstellung der Sauerstoffversorgung des Organismus zum Ziel. Sie betreffen das kardiopulmonale System, den renal gesteuerten Elektrolyt- und Wasserhaushalt, cerebrale bzw. hormonelle Regelkreise sowie die Zusammensetzung der Blutkomponenten [32].

Besonders gefährlich ist die Möglichkeit einer euphorisierenden Wirkung der Hypoxie. Ein Erstickungsgefühl kann trotz ausgeprägtem Sauerstoffmangel fehlen, die Anfangssymptome sind von der Hyperventilation schwer zu unterscheiden. Körperliche Fitness wirkt sich auf die Höhentoleranz positiv aus, wohingegen körperliche Aktivität, extreme

Umgebungstemperaturen, Krankheit, Stress und psychische Erregung die Höhentoleranz herabsetzen [14, 42].

Ein vermindertes Sauerstoffangebot für den Organismus kann sich aus pathophysiologisch unterschiedlichen Kausalzusammenhängen ergeben. In der Lunge und konsekutiv im Blut führt das verminderte  $O_2$ -Angebot rasch zu einem sinkenden  $pO_2$  mit dem Resultat einer abnehmenden Sauerstoffsättigung. Es entsteht eine sog. Hypoxie, die eine verminderte  $O_2$ -Versorgung des gesamten Organismus zur Folge hat.

Die hypobare Hypoxie ist eine Form der hypoxischen Hypoxie. Für das reduzierte Sauerstoffangebot im Organismus ist in diesem Fall der bei zunehmender Höhe natürlicherweise abnehmende Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft ursächlich.

Bis etwa 7.000 Fuß (ft, 1 ft = 30,48 cm, nachfolgend alle Höhenangaben in ft zur Orientierung s. auch Abb. 4) erstreckt sich die sog. Indifferenzzone, in der keine Sauerstoffmangelsymptome zu erwarten sind. Obwohl der Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft bereits sinkt, kommt es nur zu minimalen Veränderungen des  $pO_2$  in den Alveolen ( $pAO_2$ ). Die Symptome des Sauerstoffmangels werden von Gesunden bis in eine Höhe von 10.000 - 12.000 ft durch physiologische Kompensationsmechanismen wie Steigerung des Herzzeitvolumens (HZV) oder mäßiggradige Hyperventilation ausgeglichen (Zone der vollständigen Kompensation). In Höhen >12.000 ft ist mit einer zunehmenden Leistungseinschränkung zu rechnen, und  $O_2$ -Mangelsymptome können nicht mehr vollständig kompensiert werden (Zone der unvollständigen Kompensation). Ab 22.000 ft beginnt die kritische Zone, in der keine Kompensation mehr möglich ist und Sauerstoff substituiert werden muss. Oberhalb dieser Höhen beginnt die sog. tödliche Zone die stufenlos zu Handlungsunfähigkeit und Bewusstlosigkeit führt [42, 32]. Die „time of usefull consciousness“ (TUC) ist definiert als die Zeitspanne in welcher ein Pilot trotz mangelnder  $O_2$ -Versorgung noch in der Lage, ist nach fliegerischen Standards zu agieren. Die TUC verkürzt sich mit zunehmender Höhe und endet, wenn eine adäquate Reaktion des Piloten ausbleibt. Diese Zusammenhänge werden in Abbildung 4 veranschaulicht. Tabelle 1 verdeutlicht den oben beschriebenen Kausalzusammenhang des Abfalls der Partialdrücke in der Umgebungsluft, sowie von  $O_2$  und  $CO_2$  in der Arterie auf den in dieser Untersuchungsreihe verwendeten Höhenplateaus.

Obwohl die Pulsoxymetrie zu Demonstrations- und Schulungszwecken regelmäßig eingesetzt wird, hat sich die Messtechnik im realen Flugbetrieb noch nicht durchsetzen können. Die im klinischen Alltag etablierte Methode der Transmissionspulsoxymetrie insbesondere deshalb nicht, weil die dafür notwendigen Messorte wie Finger, Ohrläppchen

# 1 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

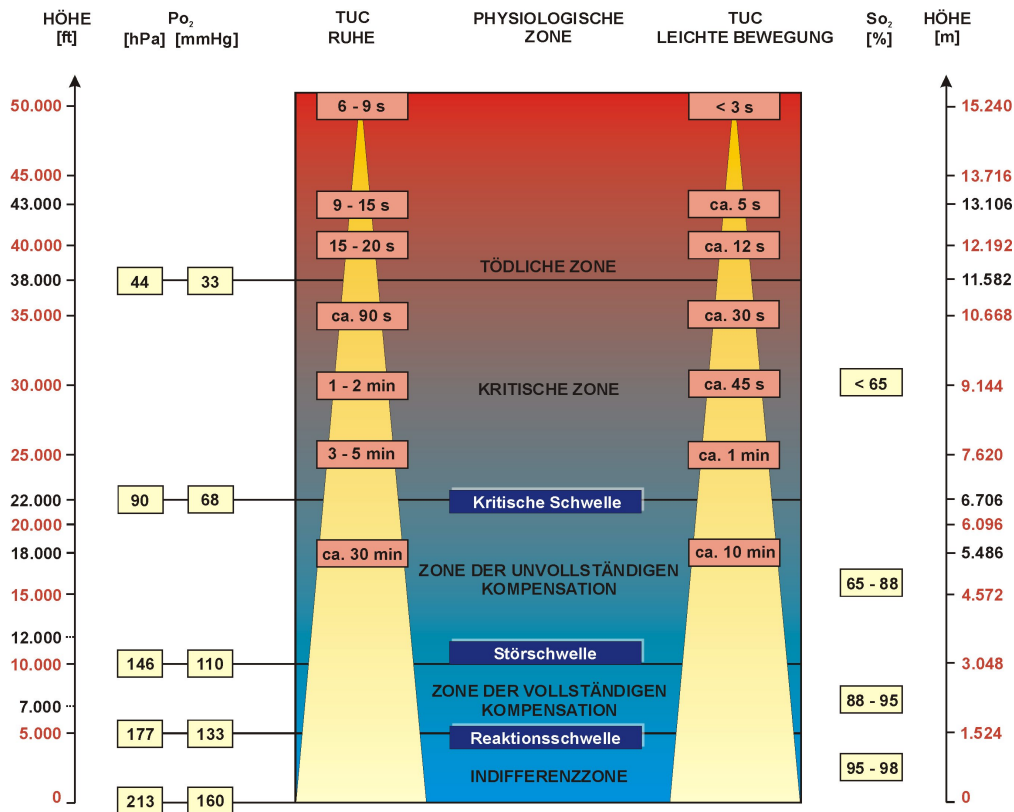


Abbildung 4: Übersicht über wichtige Charakteristika der einzelnen Zonen der hypobaren Hypoxie [14]

Höhe [ft]	Luftdruck [mmHg]	$pO_2$ [mmHg]	$paO_2$ [mmHg]	$paCO_2$ [mmHg]
8.000 (2438m)	564,64	118,29	68,9	36
15.000 (4572 m)	429,01	89,88	45	32
18.000 (5486 m)	379,73	79,55	37,8	30,4

Tabelle 1: Zusammenhänge von Höhe, Umgebungsluftdruck und relevanten Gasdrücken nach [14]

und Zehen beim Luftfahrzeugführer an seinem „Arbeitsplatz Cockpit“ nicht zugänglich sind. Als logische Konsequenz aus den o.g. Gefahren erscheint es daher sinnvoll, eine probate Überwachungsmethode für den Flugbetrieb zu evaluieren, die ein einfaches Monitoring des zentralen Gefahrenpunktes, nämlich das Absinken der Sauerstoffsättigung in gesundheitskritische Bereiche, gewährleisten würde. Unter Beachtung bestimmter Kautelen (ausreichende Präzision, bewegungsartefaktfreie Messbedingungen etc.) bietet sich die Reflexionspulsoxymetrie als nichtinvasive, einfach zu handhabende Technik hierfür geradezu an.

Um psychophysiologische Leistungsgrenzen bei Sauerstoffmangel festlegen zu können, müssen entsprechend dafür geeignete Testsysteme in einer ersten Experimentalreihe helfen, diese Grenzen zu validieren.

### **1.2 Präzision und Kalibrierung der Pulsoxymetrie in hypobarer Hypoxie**

Die Fehlerquote von verschiedenen Pulsoxymetriegeräten im Bereich von 100-70%  $psO_2$  wurde in zahlreichen Studien und Messreihen in normobarer Hypoxie mit  $\pm 3\%$  ermittelt [58]. Allgemein ist der Messfehler größer, je niedriger die  $psO_2$  ist [46, 58, 59, 60, 70]. Als Goldstandard zur Überprüfung dient stets die  $saO_2$  bestimmt mittels Blutgasanalysegerät [46]. Severinghaus definiert in seinem Review 1992 [58], dass der Bias, welcher die Differenz zwischen den Werten des Referenzgerätes und den Werten des Testgerätes dimensioniert, und dessen Standardabweichung die besten Indices zur Präzisionsbestimmung eines Pulsoxymetrysystems sind. Generell sind Experimentalreihen, die eine Sauerstoffsättigung von Probanden unter 70% vorsehen, auf Grund ethischer Belange kaum durchzuführen. Severinghaus hat in seinen Artikeln „Accuracy of Response of Six Pulse Oximeters to Profound Hypoxia“ [59] und „Errors in 14 Pulse Oximeters during profound Hypoxia“ [60] in welchen Probanden kurzzeitig 40%  $psO_2$  erreichten eine mangelnde Präzision, mit Unter- und Überschätzung der  $psO_2$  nachgewiesen.

Weiterhin hatten Versuchsreihen auch das Erstellen von Kalibrierungskurven, also der Zuordnung eines Wertes für das gemessene Verhältnis von Extinktion- rot/infrarot [37] zum Ziel, was gerade im Niedrigsättigungsbereich schwierig ist. Deshalb wurden vermehrt Experimente mit verschiedenen in-vitro Testsystemen durchgeführt, um in der Lage zu sein, genaue und probandenunabhängige Kalibrierungskurven bis in niedrigste Sättigungsbereiche hinein erstellen zu können [22, 23, 50, 51]. Zudem gibt es Bestrebungen, mit experimentell bestimmten mathematischen Faktoren die Unsicherheiten in der Kalibrierung dieser Messsysteme zu minimieren [75].



## 2 FRAGESTELLUNG

Untersuchungen und Experimente zur Messgenauigkeit von Pulsoxymetern sind in der Vergangenheit zahl- und variantenreich durchgeführt, publiziert und in Reviews resümiert worden [11, 41, 58, 60, 70]. Sofern in den aufgeführten Fällen die Probanden in Sauerstoffmangel versetzt wurden, geschah dies durch Einatmung eines hypoxischen Gasgemisches [59, 60, 70]. Um in dem hier vorgestellten Projekt die Leistungsfähigkeit von Pulsoxymetriesystemen unter flugmedizinisch möglichst realen Bedingungen testen zu können, musste eine Versuchsanordnung gewählt werden die Höhenbedingungen - also hypobare Hypoxie - so realistisch wie möglich widerspiegelt. Dies war insbesondere deshalb nötig, weil Untersuchungen gezeigt haben, dass hypobare Hypoxie im Vergleich zu normobarer Hypoxie neben Hypokapnie und Blutalkalose vor allem auch mit einer ausgeprägteren Hypoxämie und niedrigeren Sauerstoffsättigung assoziiert ist [53].

Die in dieser Promotion erhobenen Daten entstanden im Rahmen eines Forschungsprojektes, das die Minimierung von Risiken eines plötzlich und unerwartet auftretenden Sauerstoffmangels bei Besatzungen verschiedenster Luftfahrzeugmuster im täglichen Flugbetrieb durch Entwicklung eines Frühwarnsystems zum Ziel hatte. Diese Risiken werden beim Überfliegen größerer Höhen, wie es das veränderte Einsatzspektrum der Bundeswehr vermehrt verlangt, weniger kalkulierbar. Insbesondere kann die Gefahr eines plötzlich auftretenden Sauerstoffmangels in Luftfahrzeugen ohne Druckkabine nicht sicher ausgeschlossen werden. Besonderer Fokus war bei den Untersuchungen daher auf Hubschrauberbesatzungen zu legen, da diese ohne Druckkabine regulär in Höhen bis 12.000 ft fliegen, unter besonderen Bedingungen durchaus auch bis 18.000 ft. Diese Höhen führen durch den sich manifestierenden Sauerstoffmangel bereits zu deutlichen Veränderungen im Organismus.

In einem ersten Schritt sollte daher die Verlässlichkeit der Messtechnik der Pulsoxymetrie unter Höhenbedingungen untersucht werden. In Kombination mit den Ergebnissen eines definierten psychophysiologischen Leistungstests sollten darüber hinaus Aussagen über sättigungsbedingte Leistungseinschränkungen in Höhe möglich werden. Um die zukünftige Entwicklung eines Warnsensors für den realen Flugbetrieb zur Detektion eines kritischen Sauerstoffmangels voranzubringen, sollten im Rahmen dieses Projektes die ersten Grundlagen geschaffen werden.

In der vorliegenden Dissertation sind die Daten der Transmissionspulsoxymetrie im Vergleich zur blutigen  $\text{saO}_2$ -Messung dargestellt.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Aussagen über die Präzision und Eignung der Transmissionspulsoxymetrie als Überwachungsmethode in hypobarer Hypoxie tätigen zu können.

Hierbei interessierten im Besonderen:

1. Fragen zur Eignung der Transmissionspulsoxymetrie als Messverfahren
  - Wie gut korrelieren die mit dem Transmissionspulsoxymeter Criticare 504 ermittelten Messwerte mit den aus Kapillarblut erhobenen Messparametern des ABL 800 FLEX?
  - Wie groß ist die Abweichung der Messwerte des Criticare 504 im gesamten Messbereich im Vergleich zu den Referenzwerten des ABL 800 FLEX? Sind die Abweichungen der Messwerte im hypoxischen Bereich größer als unter normoxischen Bedingungen und gegebenenfalls signifikant? - Welche Folgen haben diese Ergebnisse für eine mögliche Dimensionierung eines Warnschwellenwertes für eine erniedrigte Sauerstoffsättigung? Wie verhielt sich das Transmissionspulsoxymeter in der praktischen Anwendung im simulierten Flugbetrieb?
2. Fragen zur psychophysiologischen Leistungsfähigkeit unter Sauerstoffmangel
  - Ist der Wiener Determinationstest (DT) geeignet, den möglichen Abfall der psychophysiologischen Leistungsfähigkeit bei Sauerstoffmangel während Höhenklimasimulation unter besonderer Berücksichtigung der Ergebnisse der Pulsoxymetrie zu objektivieren? Lässt sich anhand der Testergebnisse des DT ein möglicher Warnschwellenwert für kritische Sättigungsabfälle eingrenzen?







## 3 METHODIK

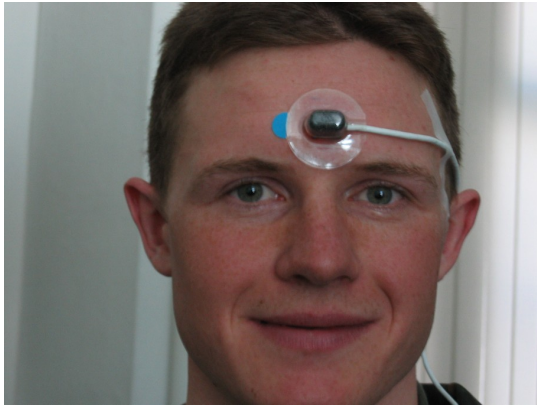
### 3.1 Probanden

An der Studie nahmen im Januar und Februar 2005 insgesamt 51 Probanden teil. Die Gruppe der Probanden setzte sich aus Soldaten der verschiedenen Verbände der Bundeswehr, zivilen Angestellten der Bundeswehr sowie Zivilisten zusammen. Voraussetzung für die Teilnahme an den Untersuchungen in hypobarer Hypoxie war eine gültige Wehrfliegerverwendungsfähigkeit (WFV) bei den Soldaten, bzw. für die zivilen Probanden eine sog. Unterdruckkammertauglichkeit (Einschlusskriterium 1).

Die Wehrfliegerverwendungsfähigkeit ist dreistufig gegliedert. Die WFV-Grad I ist für alle Bewerber des fliegerischen Dienstes obligat, die den Grundwehrdienst bereits vollendet haben und eine Laufbahn als Luftfahrzeugführer avisieren. Daher gilt dieser WFV-Grad I als medizinische Voraussetzung der Ausbildung sowohl zum Luftfahrzeugführer als auch zum Waffensystemoffizier. Piloten bzw. Besatzungsmitglieder, die entweder noch in Ausbildung sind oder diese bereits vollendet haben, bedürfen der WFV Grad II. Die WFV-Grad III ist für alle weiteren Besatzungsangehörigen sowie Personen, die nur gelegentlich zum dienstlichen Mitflug verpflichtet sind, Voraussetzung. Eine eingeschränkte WFV, die für die zivilen Probanden dieser Studie als Eingangsvoraussetzung genügte, fokussiert ihre Untersuchungen auf die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit und auf die HNO-ärztlichen Belange bezüglich des Unterdruckes.

Die Untersuchung erfolgte nach Zustimmung der Ethikkommission der Sächsischen Landesärztekammer.

Alle an der Studie teilnehmenden Probanden wurden schriftlich und mündlich ausführlich über das Prozedere, die Messungen und die Risiken der Untersuchung, insbesondere in einer Höhenklimasimulationsanlage (HKS), aufgeklärt. Die freiwillige, schriftliche Einwilligungserklärung aller Probanden wurde eingeholt (Einschlusskriterium 2). Unmittelbar vor der jeweiligen Kammerfahrt wurden alle Probanden durch den diensthabenden Kammerarzt erneut auf die wichtigsten flugphysiologischen Zusammenhänge hingewiesen. Akute Beeinträchtigungen der Gesundheit wurden mittels eines kurzen Anamnesegespräches und einer orientierenden körperlichen Untersuchung durch den diensthabenden Arzt ausgeschlossen. Jeder Proband wurde vor seiner Kammerfahrt mit folgendem Equipment ausgestattet: ein Dreikanal-EKG, Stirnsensor des Reflexionspulsoxymeters mit entsprechender Kabelverbindung zum aufzeichnenden Gerät am Handgelenk, Helm,



(a) Proband mit Stirnsensor



(b) Voll ausgestattete Probandin



(c) Probanden vor der HKS



(d) Probanden in der HKS

Abbildung 5: Ausstattung der Probanden

Maske mit Schlauchsystem zur Steuerung und Überwachung der Ventilation des Probanden, sowie die Sprechverbindung zur Kommunikation in der HKS (Abb. 5 (a)-(d)). Der Fingersensor des Criticare 504 ist fest in der HKS installiert und wurde dort angebracht. Nach Einnahme des Sitzplatzes wurden die Probanden an die zentrale Überwachungsanlage für das medizinische Monitoring angeschlossen und alle Signale einer Prüfung unterzogen. Alle verwendeten Geräte, Kabel und Verbindungen wurden vielfach in Höhe getestet und ihre Leistungsfähigkeit auf Höhe für uneingeschränkt befunden.

## 3.2 Versuchsaufbau und -ablauf

### 3.2.1 Höhenklimasimulationsanlage der Luftwaffe, Abteilung II - Flugphysiologie

Alle Untersuchungen wurden in der HKS der Abteilung für Flugphysiologie des Flugmedizinischen Institutes der Luftwaffe in Königsbrück durchgeführt (Abb. 6 (a)-(d)). Diese Anlage dient der möglichst realen Simulation von Höhenbedingungen. Es handelt sich hierbei um ein halbautomatisches System, das die jeweilige Höhe durch Druckminderung verwirklicht. Die Anlage besteht aus zwei Kammern, einer größeren Unterdruckkammer (UK) und einer kleineren Dekompressionskammer (DK). Das medizinische Monitoring der Kammer ermöglicht eine kontinuierliche Überwachung folgender Vitalparameter aller Probanden: Herzfrequenz, EKG, Sauerstoffsättigung mittels Pulsoxymeter ( $psO_2$ ) und Atemfrequenz. Die Ausstattung eines der möglichen sechs Sitzplätze beinhaltet eine zentrale Einheit, an der sich der Aufsatz mit Verbindung des Beatmungsschlauches, die Ausgänge für EKG, Transmissionspulsoxymetrie (Criticare 504), und Sprechverbindung befinden. Diese wird vom Probanden bei Sprechwunsch eingeschaltet, um kommunizieren zu können. Weiterhin ist jedem Sitzplatz ein Computerpaneel mit Bildschirm und Benutzerkeyboard zugeordnet, das der sitzende Proband bei der Bearbeitung der psychophysiologischen Leistungstests bequem bedienen kann. Die Überwachung des Probanden ist durch die Anwesenheit eines medizinisch ausgebildeten Innenbegleiters und eines Fliegerarztes außerhalb der Kammer bei jeder einzelnen Fahrt gewährleistet. Innenbegleiter und Fliegerarzt sind über eine dauernde Sprechverbindung gegenseitig und mit der Kammer verbunden.

Die Anlage wird neben der flugphysiologischen Ausbildung von Luftfahrzeugführern auch zu Forschungszwecken sowie für Gerätetestungen eingesetzt.

Die Erzeugung eines Unterdrucks wird durch zehn Drehschieber-Vakuumpumpen realisiert. Die Übertragung der Vitalparameter erfolgt durch ein vielkanaliges Messsystem, das vakuumdicht aus der Kammerwand herausführt und die Überwachung der Probanden sowie die Dokumentation aller wichtigen Daten gewährleistet.

Das gesamte System wird durch einen Rechner überwacht und gesteuert (Abb. 6 (a)-(d)). Eine genaue Einhaltung verschiedener Profilverläufe mit geringer Toleranzbreite (simulierte Höhe, Temperatur, Luftfeuchte) und zuverlässiger Reproduzierbarkeit, die für jede Art wissenschaftlicher Forschung von großer Wichtigkeit ist, wird somit garantiert.

Das hier beschriebene System, Tabelle 2 sind die Leistungskennziffern zu entnehmen, ist auf Grund der technischen Voraussetzungen zu den weltweit führenden zu zählen.



(a) UK Standardeinrichtung



(b) Steuerungsanlage der HKS



(c) Aufzeichnung der Vitalparameter



(d) Rechner zur Datenspeicherung

Abbildung 6: Höhenklimasimulationsanlage der Luftwaffe

### 3 METHODIK

Maximal simulierbare Höhe	25.000 m (82.000 ft )
Aufstiegs/Abstiegsgeschwindigkeit	
Unterdruckkammer (UK)	max. 100 m/s (20.000 ft/min )
Dekompressionskammer (DK)	max. 250 m/s (49.000 ft/min )
Klimatisierung in der HKS bis 7.500m (25.000 ft)	
Temperatur	stufenlos einstellbar von +15 °C bis +50°C
Umtemperierungsgeschwindigkeit	max. 16 K/h
relative Luftfeuchte	stufenlos einstellbar von 35% bis 80%
Umfeuchtegeschwindigkeit	max. 10%/h
Langzeitbetrieb	
Bis 5.000 m (16.400 ft) Höhe	mind. 21 Tage
Bis 7.000 m (23.000 ft) Höhe	mind. 7 Tage
Bis 25.000 m (82.000 ft) Höhe	mind. 8 Stunden
Innenraumabmessungen	
nutzbare Grundfläche	
UK	28,0 m <sup>2</sup>
DK	4,1 m <sup>2</sup>
Maximale Nutzhöhe	2,1 m
Einbringöffnung	0,9 m x 1,7 m

Tabelle 2: Leistungskennziffern HKS

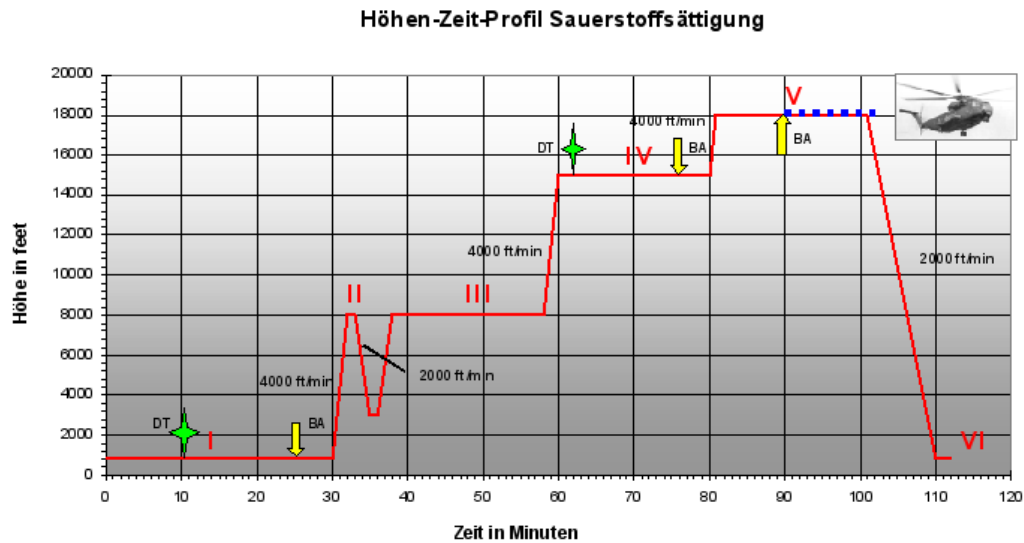


Abbildung 7: Schematische Darstellung des Höhen-Zeit-Profiles. x-Achse: Zeit in Minuten; y-Achse: Höhe in ft; Aufstiegs- und Abstiegs- geschwindigkeit 4000 ft/min, Abstiegsgeschwindigkeit 2000 ft/min. Legende: BA und gelber Pfeil: Blutabnahme; DT und grüner Stern: Determinationstest

### 3.2.2 Zeitlicher Versuchsablauf - standardisiertes Höhen-Zeit-Profil

In Analogie zu den speziell zugeschnittenen und vielfach erprobten Profilen der flugphysiologischen Lehrgänge in Königsbrück wurde speziell für die hier behandelte Fragestellung ein geeignetes Höhen-Zeit-Profil entwickelt. Der Versuchsablauf wurde in sechs verschiedene, definierte und nacheinander ablaufende Phasen gegliedert (Abb. 7). Die Dauer einer Höhenklimasimulation betrug etwa 110 Minuten.

Die HKS befindet sich auf einer Höhe von 1609,25 ft (490 m). Die folgenden Höhenangaben sind unter Einbezug der Ortshöhe zu betrachten. Auf Ausgangshöhe begann das Profil mit Phase I, die 30 min dauerte. In Phase II erfolgte ein Probeauf- und -Abstieg auf 8.000 ft und zurück auf 3.000 ft, (2438 m - 914 m), der 10 min dauerte. In Phase III wurde das erste Plateau von 8.000 ft (2438 m) erreicht und 20 min gehalten. Das nächste Plateau wurde in Phase IV auf 15.000 ft (4572 m) eingestellt, ein Kontinuum von 20 min folgte. In Phase V wurde die entgültige Höhe von 18.000 ft (5486 m) erreicht und ca. 15 - 20 min gehalten. Die Simulation endete mit Phase VI auf Ausgangshöhe. Die Aufstiegs-



geschwindigkeit wurde auf 4.000 ft/min (1219 m/min.), die Abstiegs geschwindigkeit auf 2.000 ft/min (610 m/min.) festgelegt.

Während des Höhenprofils wurde der Determinationstest einmal auf Ortshöhe und einmal auf 15.000 ft durchgeführt. Es erfolgten insgesamt drei Blutabnahmen in Phase I, IV und V, auf die weiter unten eingegangen wird.

Auf Ausgangshöhe (Phase I) wurde den Probanden eine Eingewöhnungsdauer von 10 min gewährt, in der die Akklimatisierung an Helm, Atemsystem und Umgebungsbedingungen der Unterdruckkammer erfolgen konnte. Nach dieser Latenzphase schloss sich die Einweisung in das Computerpaneel und den DT durch psychologisches Fachpersonal und die Durchführung des Tests auf Ortshöhe an. Nachdem alle Probanden den DT beendet hatten (circa 10 Minuten), erfolgte die erste Blutabnahme.

Anschließend wurde mittels Probeauf- (8000 ft) und -abstieg (3000 ft) der Druckausgleich demonstriert (Phase II). Jedem Probanden stand es frei, nach dieser Demonstration die Teilnahme an der Studie abzuberechnen.

Es folgte der erneute Aufstieg auf 8000 ft (Phase III). Das zwanzig minütige Plateau bei 8.000 ft diente der Entspannung und Lockerung der Probanden, zu diesem Zweck wurde Musik eingespielt.

Die zeitlich erste Hälfte des Plateaus bei 15.000 ft (Phase IV) wurde zur erneuten Durchführung des DT unter Höhenbedingungen verwendet. Im Anschluss erfolgte die Gewinnung der zweiten Blutprobe. Nach Beendigung dieser wurden die Probanden, die alle bis dahin den Höhenbedingungen ausgesetzt waren, zum ersten Mal im Versuchsablauf an die Sauerstoffversorgung (100% O<sub>2</sub>) angekoppelt. Dies erfolgte zur Schaffung möglichst gleicher Ausgangsbedingungen für den bevorstehenden Aufstieg auf 18.000 ft und die nachfolgende Blutabnahme.

Unmittelbar nachdem 18.000 ft erreicht waren (Phase V), wurden jeweils zwei Probanden (je Untersucher eine Proband) von der Sauerstoffversorgung abgekoppelt und atmeten somit erneut Umgebungsluft ein. Das Signal zur dritten Blutabnahme gab der aufsichtführende Fliegerarzt. Dieses erfolgte, wenn die Sauerstoffsättigung des jeweiligen Probanden die vorgeschriebene Mindestsättigung von 70% psO<sub>2</sub> erreichte oder nachdem 10 min auf 18.000 ft unter Umgebungsbedingungen für den Probanden verstrichen waren, ohne dass dieser die Sauerstoffsättigung von 70% unterschritten hatte. Nach Abschluss der jeweiligen Blutabnahme wurde dem entsprechenden Probanden sofort 100% Sauerstoff zugeführt. Waren alle Blutabnahmen auf dieser Höhe durchgeführt, wurde mit dem Abstieg begonnen, der auf Ausgangshöhe (Phase VI) endete.

Nachdem die Probanden aller Kabel entledigt waren, konnten sie die Unterdruckkammer verlassen und anschließend einen kurzen Fragebogen ausfüllen, der neben subjektiven Symptomen der Hypoxie auch den Tragekomfort der unterschiedlichen Pulsoxymetrie-sensoren erfasst hat.

#### **3.2.3 Technischer Versuchsablauf**

**3.2.3.1 Vorbereitungsphase** Um einen möglichst reibungslosen zeitlichen Ablauf der Höhen-Klima-Simulation gewährleisten zu können, waren eine Reihe von Vorbereitungen nötig, die außerhalb der Kammer stattfanden. Nach der erneuten Kurzeinweisung erfolgte bei jedem Proband eine Untersuchung durch den zuständigen Fliegerarzt. Dabei wurden die Vitalparameter (RR, Puls, EKG) erhoben und akute kardiologische und den Hals-Nasen-Ohrenbereich betreffende Erkrankungen ausgeschlossen. Zur Prophylaxe wurden abschwellende Nasentropfen angeboten.

Nach Beendigung des gesundheitlichen Checkup folgte die technische Ausstattung der Probanden. Zum medizinischen Monitoring gehörten EKG und Stirnsensor des Reflexionspulsoxymeters. Der Stirnsensor wurde individuell, je nach Passform des Helmes an der Stirn des Probanden mit speziell dafür produzierten und definierten Klebehütchen befestigt. Alle Geräte für den Reflexionssensor wurden gekennzeichnet, so dass eine eindeutige Zuordnung zum Probanden gesichert war. Den Fingersensor des Criticare 504 erhielt der Proband bei Einnahme des zugewiesenen Sitzplatzes. Das technische Equipment für jeden Probanden bestand aus Helm und Maske mit Schlauchsystem zur Ventilation und Sprechverbindung. An einem speziellen Prüfstand erhielten alle Probanden unmittelbar vor Betreten der HKS eine erneute Kurzeinweisung, Maske und Schlauchsystem wurden auf Dichtigkeit getestet, die Sprechverbindung wurde auf Verständlichkeit überprüft. Die Vorbereitungen außerhalb der HKS waren somit abgeschlossen.

In der Unterdruckkammer wurden Beatmungsschlauch, EKG-Konnektor, Sprechverbindung und der Fingerclipsensor des Criticare 504 nach Einnahme des zugewiesenen und nummerierten Sitzplatzes mit der Zentraleinheit verbunden und nochmals überprüft. Alle verwendeten Geräte, Kabel und Verbindungen waren vielfach in Höhe getestet und ihre Leistungsfähigkeit auf Höhe für uneingeschränkt befunden worden. Die Identität des Probanden, die Probandennummer sowie die Übereinstimmung der Sitzplatz- und Gerätenummer des Reflexionspulsoxymeters wurden erneut geprüft.

Es befanden sich pro Durchgang zwei bis maximal vier Probanden, zwei Untersucher

und ein Innenbegleiter zur zusätzlichen Überwachung des Gesundheitszustandes der Probanden in der HKS. Untersucher und Kammerassistent wurden ebenso wie die Probanden mit Helm, Maske und Sprechverbindung ausgestattet. Die nötige Mobilität dieser drei Personen wurde durch speziell verlängerte Schlauchsysteme und sog. Laufkatzenanlagen gewährleistet. Sowohl Untersucher als auch Innenbegleiter wurden im Gegensatz zu den Probanden über das Atemschlauchsystem während der gesamten Zeit der Höhenklima-Simulation mit 100% O<sub>2</sub> versorgt.

**3.2.3.2 Probengewinnung - Abnahme von Kapillarblut aus der Fingerbeere** Für die Blutabnahmen wurde pro Untersucher ein mobiler Rollltisch mit allen nötigen Utensilien vorbereitet. Zur Qualitätssicherung wurden je Proband zwei Blutproben abgenommen, deren Kennzeichnung mittels Zahlencode eine Verwechslung der Probanden sowie von erst- und zweiterfolgter Probe ausschloss. Um eine möglichst homogene Probenqualität zu ermöglichen, wurden spezielle mit Heparin beschichtete Glaskapillaren verwendet (Clinitubes K 35  $\mu$ l, Fa. Radiometer). Laut Hersteller sind gerade Glaskapillaren hier besonders geeignet, da sie eine luftdichte Lagerung der Probe erlauben und daher zuverlässige Oxymetrieparameter liefern. Bei dem Antikoagulans handelt es sich um Elektrolyt-kompensiertes Trockenheparin mit einer Endkonzentration von 70 IU/ml Blut. Mit dem Blutvolumen, das diese Art von Kapillare fasst, lassen sich Blutgas und Oxymetrieparameter, also pH, pCO<sub>2</sub>, pO<sub>2</sub>, Sauerstoffsättigung, Gesamthämoglobin-Konzentration und die einzelnen Fraktionen des Hämoglobins in der jeweiligen Blutprobe bestimmen [6]. Zur weiteren Qualitätssicherung wurde festgelegt, dass eine Blutentnahme nicht länger als 60 Sekunden dauern durfte, ansonsten wurde die Probe verworfen.

Die einzelnen Blutabnahmen am Probanden liefen folgendermaßen ab: Desinfektion des ausgewählten Fingers, Perforation der seitlichen Fingerkuppe mit einer Lanzette, Abwischen des ersten Bluttröpfens, Ansetzen der Kapillare in der Tropfenmitte (zweimal in unmittelbarer Abfolge zur Doppelbestimmung), Ausstreichen des Fingers und somit Füllung der Glaskapillare, ohne dabei zu quetschen.

Zur genauen Zuordnung auf der Zeitachse wurden Anfang und Ende der jeweiligen Blutabnahme durch Ansage des Untersuchers genau erfasst und per manueller Signaleingabe auf den studieneigenen PC übertragen.

In die befüllten Kapillaren wurden Metallstiftchen eingeführt, danach wurden sie verschlossen. Gesteuert durch das Hin- und Herbewegen eines Magneten (ca. 20 mal, nach Herstelleranweisung) auf der Außenseite der Probe, wurde für eine möglichst einheitliche

Mischung der Probe mit dem Heparin gesorgt. Die Prozedur der Durchmischung wurde jeweils unmittelbar vor Eingabe der Probe in das Blutgasanalysegerät wiederholt.

Nach jeder beendeten Blutabnahmerunde wurden die Proben auf Eis gelegt, aus der Unterdruckkammer ausgeschleust und sofort der Analyse zugeführt. Um die Arterialisierung des Kapillarblutes bei den Probanden zu gewährleisten und die wärmeabhängige Durchblutung der zur Blutentnahme verwendeten Finger möglichst konstant zu halten, erhielt jeder Proband wiederholt ein frisch erwärmtes (ca. 42°C) Gelkissen, in welches die jeweilige zur Blutentnahme benutzte Hand gebettet wurde.

#### **3.2.4 Aufbau, Vernetzung und Datenübermittlung**

Für die Auswertung mussten die am ABL 800 FLEX gemessenen  $saO_2$ -Blutwerte zeitlich den am Finger mit dem Criticare 504 erfassten  $psO_2$ -Werte zugeordnet werden.

Dazu wurde bei der Blutabnahme der Zeitpunkt des Beginns bzw. des Einstichs in die Fingerkuppe und der Zeitpunkt des Endes der Blutabnahme bei voller Kapillare notiert. Diese beiden Zeitpunkte bildeten die Referenz für die zeitliche Zuordnung der  $psO_2$ -Werte vom Criticare 504 zu den mit dem ABL 800 FLEX ermittelten Werten.

Die  $psO_2$ -Analogwerte wurden vom Criticare-eigenen Fingersensor an den in der Höhen-Klima-Simulationsanlage integrierten und für die dortige Datenverarbeitung vorgehaltenen DECT-Rechner übertragen, abgetastet sowie analog-digital gewandelt und mit den zugehörigen Zeitinformationen abgespeichert. Dann erfolgte eine Mittelung über 10 Sekunden mit der Angabe der zugehörigen Anfangs- und Endzeitpunkte.

Im dritten Schritt wurden die Mittelwerte der 10 Sekunden-Intervalle der  $psO_2$ -Werte, die in das Zeitintervall der Blutabnahme fielen, nochmals gemittelt.

Somit standen zu jedem am ABL 800 FLEX gemessenen  $saO_2$ -Blutwert ein zugehöriger gemittelter  $psO_2$ -Wert des Criticare 504 zur Verfügung. Da pro Plateau nach Studienprotokoll jeweils zwei Blutabnahmen erfolgten, wurde aus diesen doppelt bestimmten Blutwerten und den zugehörigen  $psO_2$ -Werten jeweils das arithmetische Mittel berechnet, welches die Grundlage für die weitere statistische Analyse bildete (Abb. 8).

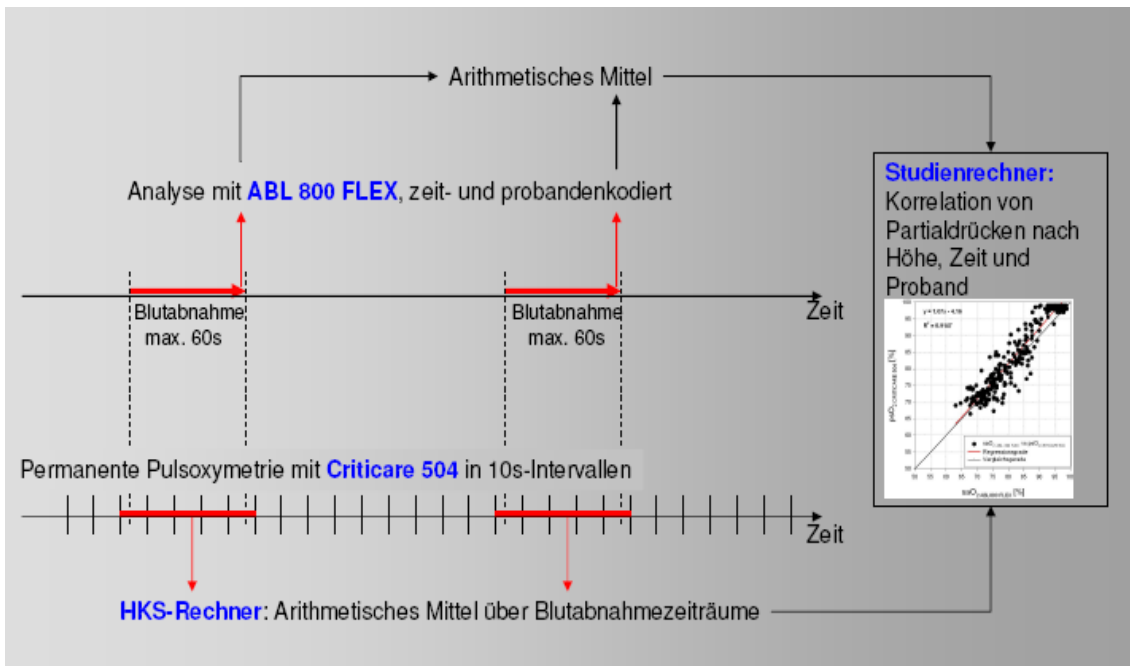


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Datenwege

### 3.3 Messmethoden

#### 3.3.1 ABL 800 FLEX (Radiometer, Copenhagen, Dänemark) - Blutgas-Oxymetrie- Elektrolyt- und Metabolit-Analysator

Der ABL 800 FLEX von Radiometer (Abb. 9) ist ein mikroprozessorgesteuertes Gerät zur Analyse von Blutgasen, Oxymetrieparametern, Elektrolyten und speziellen Metaboliten [6, 47]. Mit dieser Art Gerät ermittelte Messwerte gelten als Goldstandard für Messvergleiche der o.g. Werte [45]. Die entscheidenden Bauteile zur Messung der entsprechenden Parameter bestehen aus Elektroden wie der pH-Glaselektrode, der  $p\text{CO}_2$ -Elektrode nach Stow-Severinghaus und der  $p\text{O}_2$ -Elektrode nach Klark. Drei Messprinzipien kommen bei diesem Gerät zum Einsatz: das potentiometrische Prinzip zur pH-,  $p\text{CO}_2$ - und Elektrolytbestimmung, das amperometrische Prinzip zur Ermittlung des  $p\text{O}_2$  und der Konzentration der Metaboliten und das für die in dieser Dissertation behandelten Zusammenhänge essentielle optische Prinzip zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung sowie

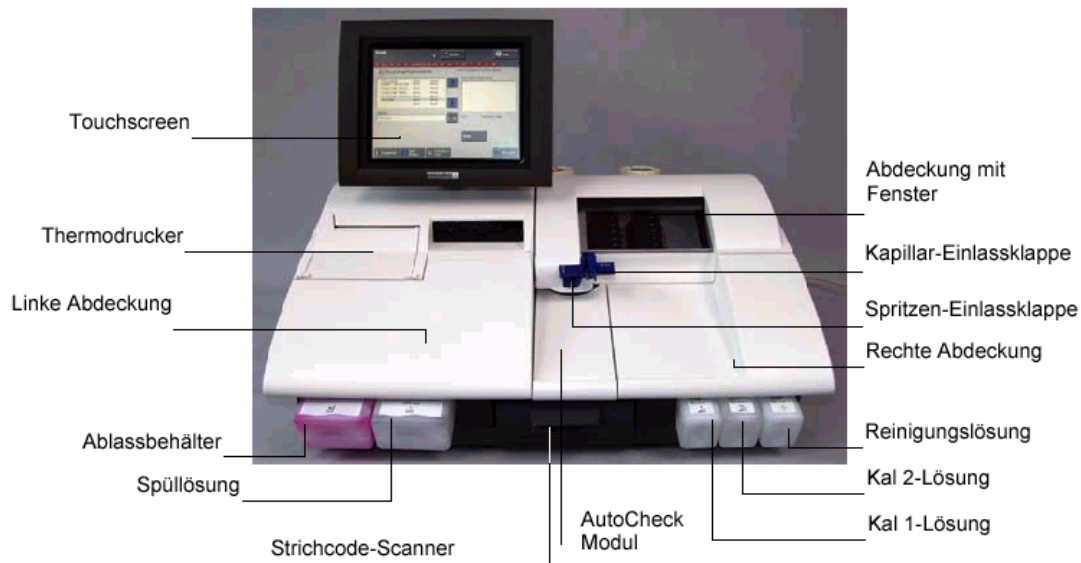


Abbildung 9: ABL 800 FLEX. Foto: Herstellerprospekt [6]

der Konzentration des Gesamt-Hämoglobins und der verschiedenen Hämoglobinfraktionen im Blut.

Die Basis des optischen Messsystems des ABL 800 FLEX ist ein 128-Wellenlängen Spektralphotometer. Die Messung der Proben wird durch Absorptionsspektroskopie im sichtbaren Spektralbereich [47] realisiert.  $1\mu\text{l}$  der Probe wird in die Küvette aspiriert, auf  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  stabilisiert und mittels Ultraschall (konstanter Druck von 2 bar zur Vermeidung von Luftblasen) hämolysiert. Mittels einer 4-Watt Halogenlampe, deren Lichtintensität durch Spannungsregulierung konstant bleibt, wird Licht durch die in der Küvette befindliche Probe geschickt und trifft auf einen Infrarotfilter und danach auf eine Bikonvexlinse. Dieses Licht wird mittels einer Faseroptik auf das Spektrometer geleitet und passiert dabei einen Schlitz, der es auf eine Spiegel- und Konkavgittereinheit wirft. Das Konkavgitter zerlegt das Licht in 128 Wellenlängen, der Spiegel fokussiert diese 128 Signale auf einen Photodioden-Array. Dieser wandelt das monochromatische Licht in Ströme, die der Intensität der Lichtsignale entsprechen. Jeder dieser 128 Ströme wird gemessen und bildet so den Ausgangspunkt der Absorptionsspektren der aktuellen Probe. Das Lichtspektrum wird als Signal an den Rechner des Gerätes gesendet, der die Berechnung der Parameter auf der Grundlage des Gesetzes nach Lambert - Beer vornimmt. Die Sauerstoffsättigung des Hämoglobins, die für die hier vorgestellten Untersuchungen von zentraler Bedeutung ist, wird anhand der Absorptionsspektren berechnet.

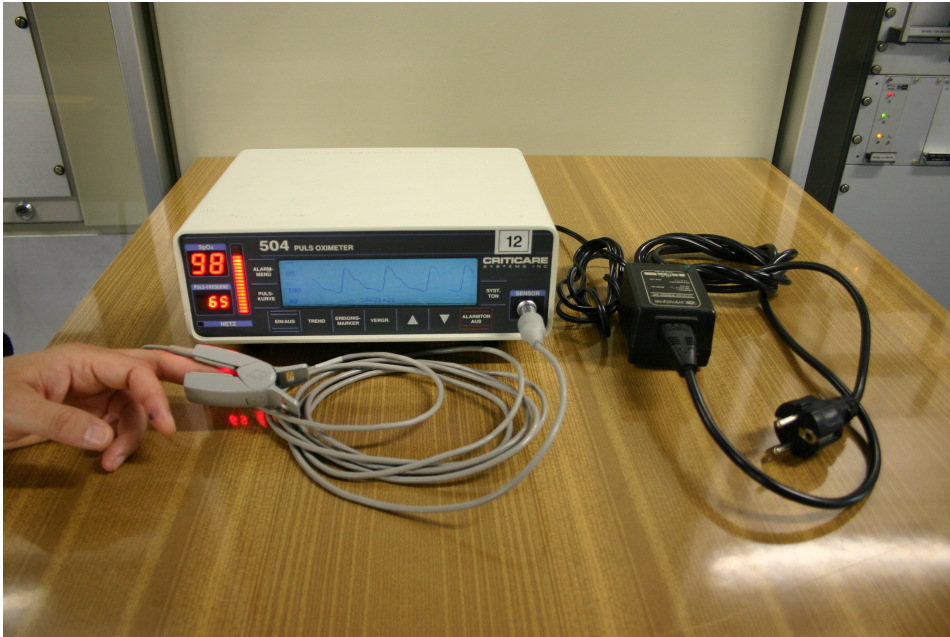


Abbildung 10: Criticare 504 mit zugehörigem Fingerclip

### 3.3.2 Criticare 504 (Criticare Systems Inc. Waukesha, USA) - Transmissionspulsoxymetrie

Es handelt sich hierbei um das Pulsoxymetrysystem Criticare 504 (Abb. 10) mit EKG-UltraSync™. Die Ultra-Sync Funktion dient laut Hersteller [24] der Korrelation des plethysmographischen Signals mit der EKG-Kurve und soll bei Minderdurchblutung und Bewegungsartefakten eine verlässliche Datenermittlung ermöglichen.

Die Messeinrichtung dieses Transmissionspulsoxymetrysystems ist der im Klinikalltag übliche Fingerclipsensor. In diesen integriert befinden sich auf der einen Seite des Fingers LEDs, gegenüber befindet sich der Detektor, der die eintreffende Lichtintensität misst. Durch Umwandlung des Lichtsignals in ein elektrisches wird der Messwert ermittelt und auf dem Display dargestellt. Nur die pulsierenden Absorptionsdaten gehen in die Messwertberechnung ein. Wie bei anderen handelsüblichen Pulsoxymetern dieser Bauart wird die funktionelle Sauerstoffsättigung in % wie in Kapitel 1.1.1, Gleichung (2) dargestellt, berechnet.

Der Hersteller gibt einen Messbereich für die  $psO_2$  von 0 - 100% an, bei einer Auflösung von 1%. Die Messgenauigkeit wird bei einer Sauerstoffsättigung von 100 - 70% mit  $\pm 2\%$ , bei 70 - 50% mit  $\pm 3\%$  angegeben. Unter 50% ist sie nicht spezifiziert. Der Messbereich

der Pulsfrequenz umfasst 20 - 250 Schläge/Minute, bei einer Genauigkeit von  $\pm 1\%$ , die ganze Skala umfassend.

Zur Übermittlung von erhobenen Daten an externe Geräte besitzt die 504 Baureihe Analog- und Digitalausgänge. Hier können Informationen an Streifenschreiber, externe Test- und Graphikdrucker und Computer übermittelt werden.

#### 3.3.3 Wiener Determinationstest

Die Dimensionierung eines sog. Warnschwellenwertes setzt eine Eingrenzung des Messwertes voraus, bei dem sich eine kognitive Leistungseinschränkung verifizieren lässt. Zur Evaluation von Leistungsgrenzen bieten sich psychophysiologische Testsysteme an, die entsprechende Leistungsgrenzen detektieren können. Der Wiener Determinationstest (DT) [55] ist einer der zahlreichen psychophysiologischen Testsysteme der Firma Schuhfried GmbH. Er dient zur Erfassung der „reaktiven Belastbarkeit“, Fähigkeit zur adäquaten Mehrfach-Wahl-Reaktion auf rasch wechselnd dargebotene Reize, sowie zur Detektion von Aufmerksamkeitsdefiziten [55]. Es wird die Fähigkeit getestet, auf schnell alternierende Reize adäquat zu reagieren. Als wichtige allgemeine Anwendungsbereiche gelten die Verkehrspsychologie, sowie die Sport- und Pharmakopsychologie.

Der DT umfasst die Überprüfung verschiedener kognitiver Leistungsbereiche. Es werden Farben und Töne als Signal dargeboten. Die jeweilige Reizform muss zugeordnet und mit dem dafür vorgesehenen Bedienelement richtig bestätigt werden. Der korrekte Wiedergabemodus (Reiz - Reaktion - Zuordnung) wird dem Probanden im Vorlauftest (Instruktionsphase) erläutert und von diesem in einem Probedurchlauf (Übungsphase) erlernt.

Der DT gehört zur feststehenden, standardisierten Testreihe des Lehrgangsbetriebes der HKS in Königsbrück und erfüllt nach Erfahrung des psychologischen Betreuerstabes der HKS alle wesentlichen Voraussetzungen, um Leistungseinbußen bei Sauerstoffmangel zu objektivieren. Daher wurde er für diese Untersuchungsreihe ausgewählt.

Der Test wird folgendermaßen durchgeführt: Dem Probanden werden optische Reize über den Bildschirm des sog. Universalpaneels bzw. akustische Reize über ein Kopfhörersystem dargeboten. Ziel ist es, auf die verschiedenen Reize mit einer jeweils definierten Taste oder einem Pedal zu reagieren. Für die optischen Reize sind dies farblich analoge Tasten auf dem Keyboard (Abb. 11), zur Prüfung der Koordinationsfähigkeit sind dies rechts - links getrennte Pedale. Auf die akustischen Reize müssen wiederum



Reizqualität	Spezifizierung	Reaktion
optisch	Weiß	Runde weiße Taste
	Gelb	Runde gelbe Taste
	Rot	Runde rote Taste
	Grün	Runde grüne Taste
	Blau	Runde blaue Taste
Koordination	Links	Linkes Pedal
	Rechts	Rechtes Pedal
akustisch	Tief	Schwarze rechteckige Taste
	Hoch	Graue rechteckige Taste

Tabelle 3: Reiz-Reaktionszuordnung beim DT

entsprechende Tasten auf dem Keyboard betätigt werden (Übersicht s. Tab. 3). Die Durchführungsdauer des DT beläuft sich auf circa 6 -15 Minuten.

Der DT besteht aus drei Grundformen, die sich im Zeitmanagement der Reizpräsentation unterscheiden. Diesen Grundformen können eine Vielzahl an Subformen zugeordnet werden, die bestimmte Reizdarbietungsformen besonders betonen.

Die drei grundsätzlichen Formen sind:

1. „Modus Reaktion“, jeder Reiz wird für eine bestimmte Zeitspanne dargeboten, der nächste Reiz folgt unabhängig davon, ob eine Reaktion auf den vorangegangenen Reiz erfolgte, oder nicht.
2. „Modus Aktion“, der Proband ist für die Geschwindigkeit der Reizabfolge selbst verantwortlich, indem der folgende Reiz erst erscheint, wenn auf den vorangegangenen eine richtige Reaktion erfolgte.
3. „Modus Adaptiv“, die Geschwindigkeit der Reizdarbietung bestimmt der Proband durch seine Bearbeitungsgeschwindigkeit. Der Mittelwert der letzten acht Reaktionszeiten ergibt jeweils die Zeitspanne für die Reizdarbietung. Die Reizaussendung ist so der Leistungsfähigkeit des Probanden angepasst.

Bei den hier vorgelegten Untersuchungen wurde für die Ausgangshöhe ein Testalgorithmus mit der internen Bezeichnung „S 31 adaptiv kurz“, für die Testreihe auf 15.000 ft die Form „S 30 adaptiv kurz“ durchgeführt. Letzterer unterscheidet sich lediglich durch die



Abbildung 11: Proband mit Universalpaneel

fehlende Einführungspräsentation von der auf Ausgangshöhe verwendeten Testkonfiguration. Ermittelt und ausgewertet wurden die Anzahl richtiger Reaktionen, die Anzahl falscher Reaktionen, die ausgelassenen Reize, die Anzahl der Reize, die Anzahl der Reaktionen, die Reaktionszeit und die verspäteten Reaktionen. Die Variable „Anzahl der Reize“, die ausschließlich im Modus „Adaptiv“ ermittelt wird, gibt Aufschluss über das Arbeitstempo des Probanden. Ist dieses hoch, werden die Reize entsprechend kürzer dargeboten und die absolute Anzahl der bearbeiteten Reize ist somit größer. Als vor dem Hintergrund der Leistungsdiagnostik zu interpretierende Variablen ergeben sich die Anzahl der richtigen, falschen und der ausgelassenen Reize. Mit der Menge der richtigen Antworten ist es möglich, die Leistungsfähigkeit des Probanden zu ermitteln. Sie gibt Antwort auf die Frage, wie rasch und korrekt ein Proband unter als „erhebliche Belastung“ definierten Bedingungen auf einen Reiz richtig reagieren kann. Die Anzahl der falschen Antworten ist ein Maß für die Aufmerksamkeit der Probanden. Es spiegelt die Fähigkeit des Probanden wieder, die relevanten Reaktionen von den irrelevanten zu unterscheiden. Die Anzahl der ausgelassenen Antworten zeigt Resignationstendenzen an. Die Normwerte des DT werden über die Bildung der mittleren Prozentränge  $PR(x)$  errechnet. Zum Vergleich der Testergebnisse des einzelnen Probanden stehen verschie-

dene Normstichproben zur Verfügung. Diese setzen sich aus einer definierten Anzahl von Frauen und Männern zusammen und sind nach Alter und Bildungsgrad eingeteilt. Weiterhin gibt es spezielle Normstichproben für Verkehrsauffällige und verschiedene Nationalitäten.

### 3.4 Auswertung und statistische Bearbeitung der Ergebnisse

Nach Beendigung der Experimente und Überführung der Rohdaten in analysfähige Gesamtmessreihen schloss sich die Umwandlung mittels MICROSOFT EXCEL 2000 (Microsoft Office 2000 Premium, Redmond, USA) in bearbeitungsfähige Datentabellen an.

Die Blutproben sind jeweils doppelt abgenommen und bestimmt worden. Für die weitere Auswertung wurden die Mittelwerte der doppelt bestimmten  $\text{saO}_2$ -Parameter des ABL 800 FLEX sowie der zugehörigen  $\text{psO}_2$ -Werte des Criticare 504 gebildet und herangezogen.

Für die detaillierte Ergebnisdarstellung der Daten wurde je nach Betrachtungsschwerpunkt (i.e. Höhe, Sättigungsintervalle von 5% und mittlerer Bias) der entsprechende Mittelwert der Parameter mit zugehöriger Standardabweichung ( $\bar{X} \pm \text{SD}$ ) errechnet und in Tabellen zusammengefasst.

Diese Zusammenhänge waren die Basis für die weiterführende statistische Bearbeitung der Daten. Letztere erfolgte mit Hilfe des Programms SIGMASTAT FOR WINDOWS (Jandel Scientific, Erkrath, Deutschland). Dieses Programm bietet in der Anwendung große Sicherheit, da es vor jeder Datenkalkulation neben der Normalverteilung der Daten noch weitere Vorbedingungen überprüft und einen geeigneten statistischen Test vorschlägt.

Um die Korrelation der Daten des Testgerätes Criticare 504 mit jenen des ABL 800 FLEX zu prüfen, wurden der Pearson'sche Korrelationskoeffizient und das Bestimmtheitsmaß herangezogen.

Um Signifikanzen zu errechnen und damit für die Fragestellung essentielle Differenzen überprüfen zu können, wurde bei vorhandener Normalverteilung der t-Test verwendet. Erwies sich die Stichprobe als nicht normalverteilt, erfolgten die Berechnungen mit dem Mann-Whitney Rangsummentest. Ein Unterschied galt als statistisch signifikant, wenn  $p < 0,05$  war.

Misst man Werte mit verschiedenen Geräten, wovon eines als Referenzgerät gilt, ist

es für den Vergleich der Daten besonders wichtig, die systematische Verzerrung, Bias genannt, der Messwerte des getesteten Gerätes zu den Standardwerten, die vom Referenzgerät stammen, zu errechnen. Um eine Aussage über die Messgenauigkeit bzw. die Präzision des Criticare 504 treffen zu können, wurde daher der mittlere Bias, also der Messfehler des Criticare 504 im Vergleich zu den Werten des ABL 800 FLEX im gesamten Messbereich sowie unter normoxischen (100 - 95% saO<sub>2</sub>) und hypoxischen (65 - 70% saO<sub>2</sub>) Bedingungen berechnet.

Die Abbildungen wurden mit dem Softwarepaket SIGMAPLOT FOR WINDOWS Version 11.0 (Systat Software Inc. Chicago, USA) angefertigt. Diese wurden so konzipiert, dass die Werte des Blutgasanalysators als Bezugspunkt für die Messungen der Pulsoxymetrie besonders hervorgehoben wurden.

Mittels eines Fragebogens für die Probanden wurde der Tragekomfort des Fingerclip-Sensors im Vergleich zum an der Stirn befindlichen Reflexionssensor erfragt.

Für die Auswertung des DT wurden mit einer im Testsystem integrierten Software die Normwerte über die Bildung der mittleren Prozenträge  $PR(X)$  errechnet. Für jeden Rohwert  $X$  wird der mittlere Prozentrang  $PR(X)$  gemäß der Formel

$$PR(X) = 100 \cdot \frac{\text{Cum}(f(X)) - \frac{f(X)}{2}}{N} \quad (5)$$

bestimmt [55].  $\text{Cum}(f(X))$  stellt die Anzahl der Probanden dar, die den Rohwert  $X$  oder einen kleineren Wert erzielt haben,  $f(X)$  entspricht der Anzahl der Probanden mit dem Rohwert  $X$  und  $N$  ist der Stichprobenumfang.

Zur Auswertung der Testergebnisse des einzelnen Probanden stehen im Softwarepaket des Testsystems verschiedene, definierte Normstichproben, geordnet nach Alter und Bildungsgrad, zur Verfügung.

Die weiterführenden statistischen Zusammenhänge wurden mit den Programmen SIGMASTAT und SIGMAPLOT wie oben aufgeführt, berechnet und dargestellt.





## 4 ERGEBNISSE

In dieser Studie wurden insgesamt 51 Probanden im Alter von  $30 \pm 9$  Jahren untersucht, darunter 6 Frauen und 45 Männer. Die Kammerfahrten für das Studienprofil dauerten durchschnittlich 110 Minuten. Ein Proband musste nach dem ersten Testdurchlauf des DT auf Ortshöhe, noch vor der ersten Blutabnahme, auf Grund plötzlich auftretender Kreislaufdysregulation mit Tachykardie und Kaltschweißigkeit von der Studie ausgeschlossen werden. Ein weiterer Proband synkopierte auf 18.000 ft, unmittelbar nach Abschluss der Blutabnahme und nach Aufhebung der Hypoxie. Der Proband wurde sofort in Schocklage verbracht und mit 100% Sauerstoff über den Beatmungsschlauch versorgt. Nachdem er nach ca. 20 Sekunden das volle Bewusstsein wieder erlangt hatte, konnte die Kammerfahrt ohne gesundheitliche Schäden für den Probanden beendet werden.

### 4.1 Vergleich der Transmissionspulsoxymetriemessungen (Criticare 504) mit den blutigen Sauerstoffsättigungsmessungen (ABL 800 FLEX)

#### 4.1.1 Übersicht über die erhobenen Sättigungswerte

Die bei den Probanden ermittelten Messwerte erstreckten sich mit einer breiten Häufigkeitsverteilung im gesamten Messbereich von 60 - 100%  $psO_2$  bzw.  $saO_2$ . Bei Betrachtung des Scatterplots und der Regressionsgeraden fällt auf, dass die Messwerte des Criticare 504 (maximal 99,0%  $psO_2$ , minimal 66,5%  $psO_2$ ) im gesamten Messbereich häufiger über jenen des Blutgasanalysegerätes ABL 800 FLEX (maximal 98,7%  $saO_2$  und minimal 63,1%  $saO_2$ ) liegen als umgekehrt. (Abb. 12).

Insgesamt sprechen die schmale Punktwolke entlang der Regressionsgeraden, der hohe Pearson'sche Korrelationskoeffizient von  $R = 0,956$  und das große Bestimmtheitsmaß ( $R^2 = 0.9147$ ) für eine enge positive Korrelation zwischen den beiden betrachteten Variablen.

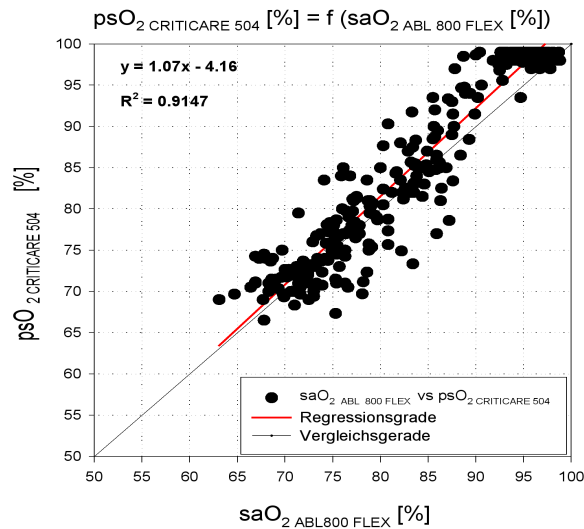


Abbildung 12: Darstellung der Messwerte des Criticare 504, psO<sub>2</sub> in% in Abhängigkeit von den Referenzwerten des ABL 800 FLEX, saO<sub>2</sub> in% über den gesamten Messbereich mit Vergleichsgerade, Regressionsgerade, Bestimmtheitsmaß und Gleichung der linearen Regressionsgerade.

#### 4.1.2 Verhalten der gemessenen Sättigungswerte auf den verschiedenen Höhen-Plateaus

Die Sättigungswerte der Probanden zeigten mit beiden Messmethoden eine Normalverteilung, wobei die Proben sehr unterschiedliche, im gesamten Messbereich liegende Sättigungen aufwiesen, was in einer hohen Standardabweichung (Tab. 4) und in einer breiten Glockenform der Häufigkeitsverteilung (Abb. 13) zum Ausdruck kommt. Zudem kam es mit zunehmender Höhe zu einer Verschiebung der Häufigkeitskurve in den niedrigen Sättigungsbereich.

Auffallend war weiterhin, dass sich die Sättigungswerte der Probanden im Scatterplot bei den einzelnen Plateaus des Höhen-Zeit-Profiles nicht in klar voneinander abgrenzbaren Punktwolken wiederfanden, sondern dass unabhängig von der verwendeten Messmethode insbesondere bei 15.000 ft und 18.000 ft eine breite Streuung der Sättigungswerte fast über das gesamte Messspektrum vorlag (Abb. 13;14). Auch in dieser nach Höhen getrennten Betrachtung zeigt sich das bereits unter 4.1.1 dargestellte Phänomen: auf allen drei Plateaus des Höhen-Zeit-Profiles überschätzte das Transmissionspulsoxymeter die mit der blutigen Messung ermittelten Referenzwerte der saO<sub>2</sub>. Auf Ortshöhe betrug



#### 4 ERGEBNISSE

Höhe	saO <sub>2</sub> ABL 800 FLEX $\bar{X} \pm SD$	pCO <sub>2</sub> ABL 800 FLEX $\bar{X} \pm SD$	psO <sub>2</sub> Criticare 504 $\bar{X} \pm SD$
Ortshöhe	95,4 ± 1,75	39,82 ± 3,5 <sup>b)</sup> p < 0.001	98,7 ± 0,53 <sup>a)</sup> p < 0.001
15.000ft	80,4 ± 6,07	33,01 ± 4,73 <sup>c)</sup> p < 0.001	81,6 ± 7,14
18.000ft	76,1 ± 6,94	30,32 ± 4,77 <sup>d)</sup> p < 0.001	77,1 ± 7,63

Tabelle 4: Mittelwert ± Standardabweichung ( $\bar{X} \pm SD$ ) der saO<sub>2</sub> und des pCO<sub>2</sub> ermittelt durch den ABL 800 FLEX, sowie psO<sub>2</sub> durch den Criticare 504.

<sup>a)</sup>signifikant gegenüber den auf Ortshöhe gemessenen Werten des ABL 800 FLEX

<sup>b)</sup>signifikante Differenz zu 15.000 und zu 18.000 ft

<sup>c)</sup>signifikante Differenz zur Ortshöhe und zu 18.000 ft

<sup>d)</sup>signifikante Differenz zu 15.000 ft und zur Ortshöhe

der über alle Probanden gemittelte psO<sub>2</sub> 98,7% ± 0,53 gegenüber einer saO<sub>2</sub> von 95,4% ± 1,75. Bei 15.000 ft betragen die Mittelwerte 81,6% ± 7,14 (Criticare 504) versus 80,4% ± 6,07 (ABL 800 FLEX) und 77,1% ± 7,63 (Criticare 504) versus 76,1% ± 6,94 (ABL 800 FLEX) für das abschließende Plateau bei 18.000 ft. Dieser Unterschied war nur auf Ortshöhe signifikant (p < 0.001, Rangsummentest nach Mann-Whitney). Im Gegensatz zur Ortshöhe zeigten die Criticare-Werte auf den beiden Höhenplateaus eine höhere Korrelation zu den Messwerten des Goldstandards (ABL 800 FLEX). Korrelationskoeffizient und Bestimmtheitsmaß betragen bei 15.000 ft R = 0.87 und R<sup>2</sup> = 0.751 sowie R = 0,873 und R<sup>2</sup> = 0.762 bei 18.000 ft (Abb. 14).

Neben den Mittelwerten der Sättigung auf den einzelnen Höhenstufen wurden mit dem ABL 800 FLEX auch die pCO<sub>2</sub>-Werte gemessen. Es zeigte sich, dass diese mit zunehmender Höhe kontinuierlich abnahmen. Auf Ausgangshöhe lag der pCO<sub>2</sub> mit 39,82 ± 3,49 mmHg im physiologischen Normbereich. Auf 15.000 ft betrug er noch 33,01 ± 4,73 mmHg und auf 18.000 ft 30,32 ± 4,77 mmHg.

## 4 ERGEBNISSE

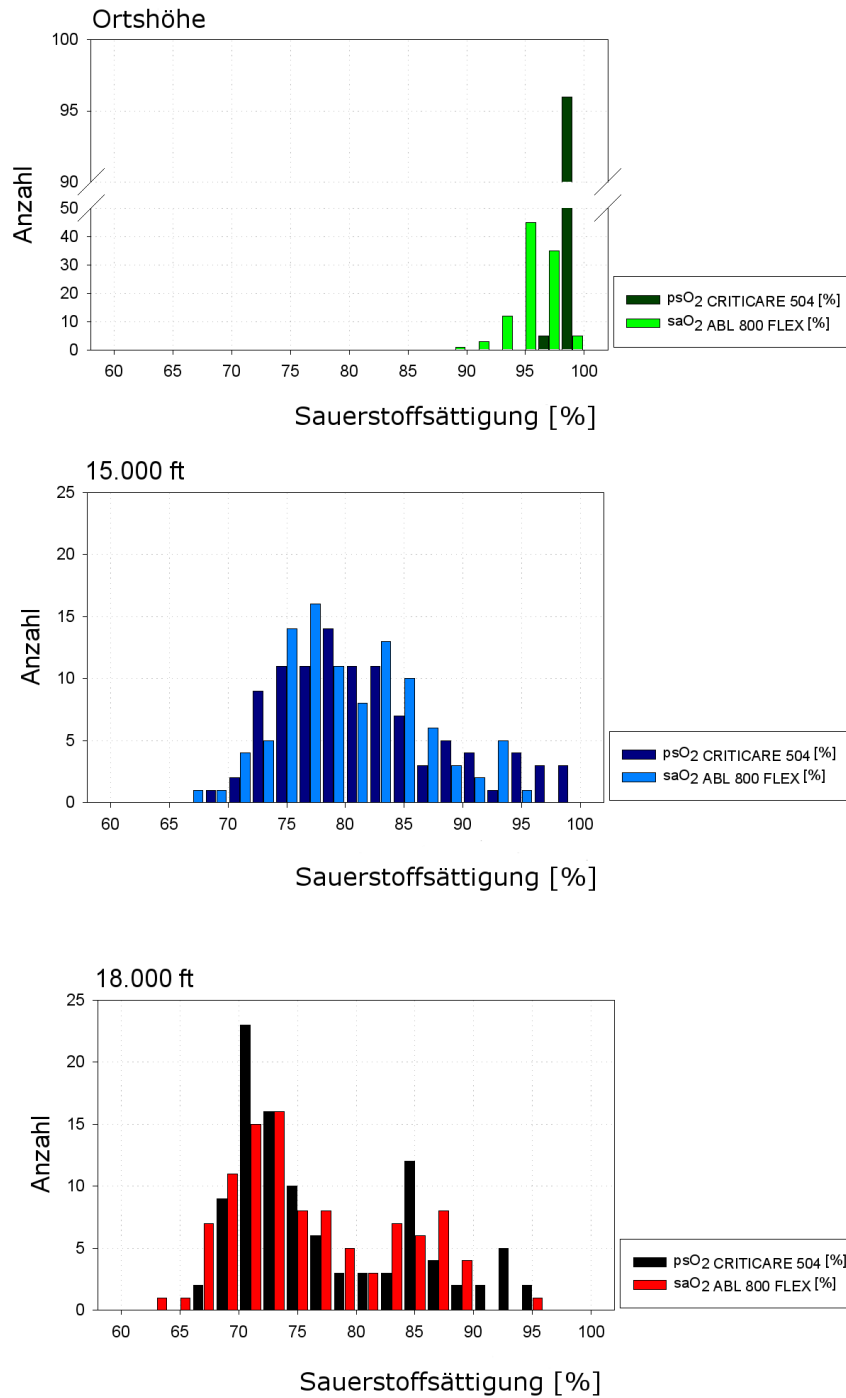


Abbildung 13: Darstellung der Häufigkeitsverteilung der gemessenen Sauerstoffsättigungen von Criticare 504 und ABL 800 FLEX auf Ortshöhe, 15.000 ft und 18.000 ft

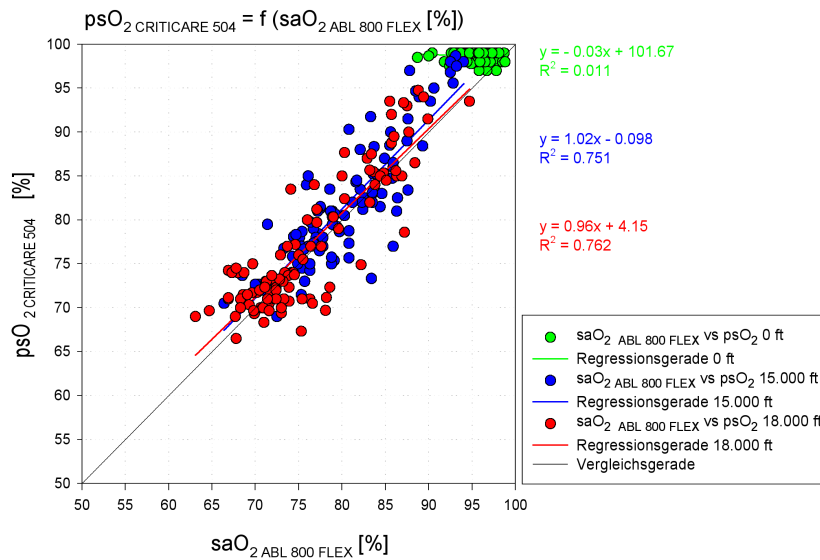


Abbildung 14: Darstellung der Messwerte des Criticare 504,  $psO_2$ , in%, in Abhängigkeit von den Werten des ABL 800 FLEX,  $saO_2$ , in% nach Höhen farblich gegliedert: Die Werte auf Ortshöhe grün, 15.000 ft blau, 18.000 ft rot.

#### 4.1.3 Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5%

Um Unterschiede in der pulsoxymetrisch und blutig bestimmten Sauerstoffsättigung detaillierter erfassen zu können, wurde der gesamte Messbereich, ausgehend von den Messwerten des ABL 800 FLEX, in 5% - Abschnitte eingeteilt. Dies entspricht im betrachteten Messbereich von 100 - 65% insgesamt sieben verschiedenen Sättigungsintervallen. Es zeigte sich eine Häufung der Messwerte in den hohen Sättigungsbereichen (Tab. 5). Bei beiden Messmethoden ergab sich in den mäßig hypoxischen Sättigungsbereichen die größte Streuung der Werte im Messintervall, wobei die Standardabweichung beim ABL 800 FLEX stets geringer ausfiel als beim Criticare 504. Unabhängig davon, ob der Unterschied zwischen den mit den beiden Geräten ermittelten Parameter in einem 5% - Intervall statistisch zu sichern war oder nicht (Irrtumswahrscheinlichkeit  $p < 0,05$ ), bestätigte sich auch bei dieser Form der Darstellung der bereits vorher gewonnene Eindruck, dass die vom Transmissionspulsoxymeter ermittelten Werte höher lagen als die mittels ABL 800 FLEX bestimmten. Dabei war der Unterschied zwischen den pulsoxymetrisch ermittelten und blutig gemessenen Werten in den hohen Sättigungsbereichen bis 90%  $saO_2$  (Bereich I und II) und im niedrigsten Segment zwischen  $< 70 - 65\%$   $saO_2$  (Bereich VII)

## 4 ERGEBNISSE

Sättigungsintervall	Anzahl der Messwerte	ABL 800 FLEX $\bar{X} \pm SD$	Criticare 504 $\bar{X} \pm SD$	Irrtumswahrscheinlichkeit
I ( $\leq 100 - 95\%$ )	68	96,31 $\pm$ 0,89	98,64 $\pm$ 0,57	0,00
II ( $< 95 - 90\%$ )	41	93,39 $\pm$ 1,35	98,21 $\pm$ 1,42	0,00
III ( $< 90 - 85\%$ )	32	87,08 $\pm$ 1,36	88,70 $\pm$ 5,20	0,06
IV ( $< 85 - 80\%$ )	36	82,61 $\pm$ 1,44	83,50 $\pm$ 4,03	0,19
V ( $< 80 - 75\%$ )	53	77,12 $\pm$ 1,41	77,32 $\pm$ 3,90	0,71
VI ( $< 75 - 70\%$ )	49	72,49 $\pm$ 1,35	73,11 $\pm$ 2,91	0,10
VII ( $< 70 - 65\%$ )	20	68,28 $\pm$ 1,07	71,63 $\pm$ 2,25	0,00

Tabelle 5: Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX zu je 5%, Dargestellt sind die Anzahl der Messwerte des jeweiligen Sättigungsintervalls, die Mittelwerte mit ihren Standardabweichungen sowie die mittels Rangsummentest nach Mann-Whitney ermittelten Signifikanzen ( $p < 0.05$ ).

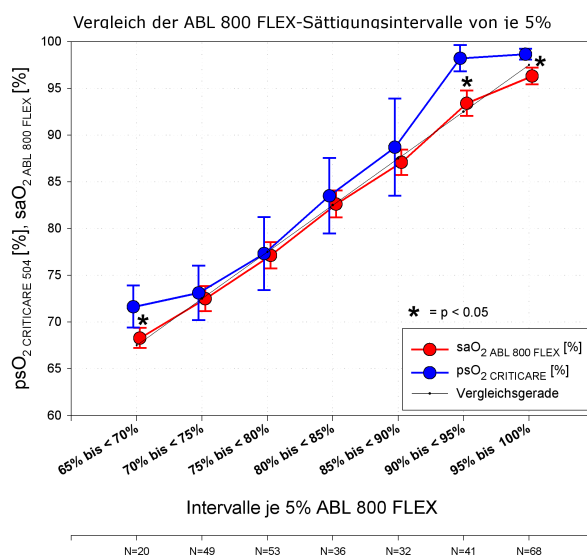


Abbildung 15: Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5%. \* = signifikanter Unterschied zwischen pulsoxymetrisch (blau) und den blutig gemessenen Werten (rot),  $p < 0,05$

auch hoch signifikant ( $p < 0,05$ , Abb. 15). Dagegen bestand im überwiegenden Teil des Messbereiches und bei der Mehrheit der Messwerte, nämlich in den Sättigungsbereichen von  $< 90\%$  -  $70\%$   $\text{saO}_2$  (Bereiche III - VI) zwischen den Messwerten von Test- (Criticare 504)- und Referenzgerät (ABL 800 FLEX) kein signifikanter Unterschied (Abb. 15).

### 4.1.4 Mittlerer Bias von Criticare 504 im Vergleich zum ABL 800 FLEX

Zur präziseren Aussage über die Messgenauigkeit des Criticare 504 wurde der Bias als Differenz aus dem pulsoxymetrisch bestimmten Wert und der zugehörigen blutig gemessenen Sauerstoffsättigung ( $\Delta = \text{psO}_2 - \text{saO}_2$  [%]) bestimmt. Für die Überwachung von Luftfahrzeugführern und die Festlegung einer möglichen Warnschwelle eines Überwachungssystems für kritische Abfälle der  $\text{psO}_2$  ist der Bias von großer Wichtigkeit, da seine Größe die Festlegung eines Warnschwellenwertes eines möglichen Überwachungssystems entscheidend beeinflussen würde.

Im gesamten Messbereich ergab sich ein positiver Bias, der aus den im Vergleich zum Goldstandard zu hoch liegenden Messwerten des Criticare 504 resultiert. (Abb. 16). Die größte Differenz der ermittelten Messwerte zeigte sich in Bereich von  $< 95 - 90\%$   $\text{saO}_2$  bzw.  $\text{psO}_2$ . Für den gesamten Messbereich von  $100 - 65\%$   $\text{saO}_2$  bzw.  $\text{psO}_2$  ergab sich für das Testgerät Criticare 504 im Vergleich zu den Messwerten des ABL 800 FLEX ein mittlerer Bias von  $2,1 \pm 5,4\%$ .

**4.1.4.1 Mittlerer Bias unter Normoxie** Normoxie wurde in dieser Untersuchungsreihe für Werte von  $100 - 95\%$   $\text{saO}_2$  angenommen. Hier konnte für das Criticare 504 verglichen mit den Referenzwerten des ABL 800 FLEX ein mittlerer Bias von  $2,3 \pm 1,1\%$  errechnet werden. Zwischen dem unter normoxischen Bedingungen und dem im gesamten Messbereich bestimmten mittleren Bias gab es nur geringe Unterschiede. Die größere Anzahl Messwerte in einem breiteren Intervall kommt in einer größeren Standardabweichung im gesamten Messbereich zum Ausdruck (Tab. 6).

## 4 ERGEBNISSE

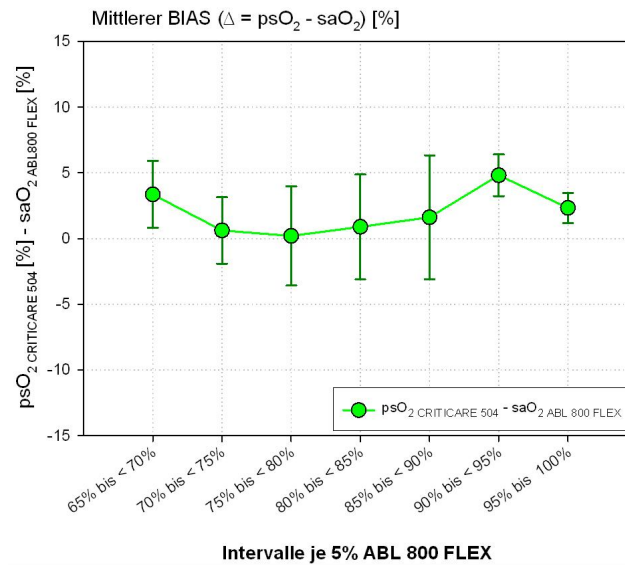


Abbildung 16: Verhalten des Bias der Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5%. Dargestellt sind die Mittelwerte mit ihrer Standardabweichung.

**4.1.4.2 Mittlerer Bias im stark hypoxischen Bereich** In der vorliegenden Studie wurde der Bereich der Sauerstoffsättigung saO<sub>2</sub> zwischen 70 - 65% als stark hypoxischer Bereich definiert. In den unteren Messwertbereichen zeigte sich ein Anstieg des Messfehlers (Tab. 6, Abb. 16). Für das Criticare 504 im Vergleich zu den mit dem ABL 800 FLEX ermittelten Werten ließ sich unter diesen Bedingungen ein mittlerer Bias von  $3,3 \pm 2,5\%$  ermitteln.

Messbereich nach ABL 800 FLEX (saO <sub>2</sub> [%])	Mittlerer Bias ( $\Delta = \text{psO}_2 - \text{saO}_2$ [%])
Gesamter Messbereich 100 - 65%	$2,1 \pm 5,4\%$
Normoxie 100 - 95%	$2,3 \pm 1,1\%$
Hypoxie 70 - 65%	$3,3 \pm 2,5\%$

Tabelle 6: Mittlerer Bias des Criticare 504 ( $\Delta = \text{psO}_2 - \text{saO}_2$  [%]) im Vergleich zu den Messwerten des ABL 800 FLEX im gesamten Messbereich, unter Normoxie und unter Hypoxie

Beurteilung	Transmissionssensor	Reflexionssensor
Positiv	8 (15,7%)	45 (88,2%)
Negativ	38 (74,5%)	1 (1,9%)
keine Beurteilung	5 (9,8%)	5 (9,8%)

Tabelle 7: Darstellung der Beurteilung der unterschiedlichen Pulsoxymetriesensoren nach Tragekomfort durch die Probanden (N = 51) in absoluten Zahlen und in %

## 4.2 Vergleich der unterschiedlichen Pulsoxymetriesensoren nach Tragekomfort

Unmittelbar nach Ende der jeweiligen Kammerfahrt wurde den Probanden ein Fragebogen ausgehändigt, in welchem nach dem Tragekomfort des Transmissionssensors „Fingerclip“ (Criticare 504) im Vergleich zu einem Reflexionssensor (vgl. weitere Dissertation im Rahmen dieses Projektes) an der Stirn gefragt wurde.

Es zeigte sich, dass die Mehrheit der Probanden den Fingerclip im Vergleich zum Stirnsensor beim Tragekomfort schlechter beurteilte. 9,8 % der Probanden enthielten sich einer Beurteilung, die Mehrheit, nämlich 74,5% der Probanden, schätzten den Transmissionssensor als negativ in Bezug auf den Tragekomfort ein, 15,7% gaben eine positive Beurteilung ab (Tab. 7).

## 4.3 Vergleich der Doppelbestimmungen

Um die Abweichung der pro Plateau jeweils doppelt bestimmten Messwerte voneinander zu untersuchen, wurden die Mittelwerte der Differenzen der jeweils ersten und zweiten Messung aller Probanden berechnet. Dazu wurde der gesamte Messbereich der  $psO_2$ -Werte und der  $saO_2$ -Werte in 5%-Abschnitte eingeteilt.

Im gesamten Messbereich der  $psO_2$ -Werte zeigte sich keine große Abweichung der Einzelmesswerte verglichen mit dem Mittelwert im jeweiligen Intervall. Im Bereich von 100 - 95% mit der größten Messwertanzahl ergaben sich die geringste Standardabweichung und die kleinste Abweichung der Einzelmesswerte vom Mittelwert. In den Bereichen <95 - 85%  $psO_2$  errechneten sich etwas größere, negative Abweichungen der in diesen Intervallen ermittelten Messwerte vom entsprechenden Mittelwert, das heißt, dass der jeweils zweite Messwert in der Tendenz geringer war als der erste. Die Streuung um den

## 4 ERGEBNISSE

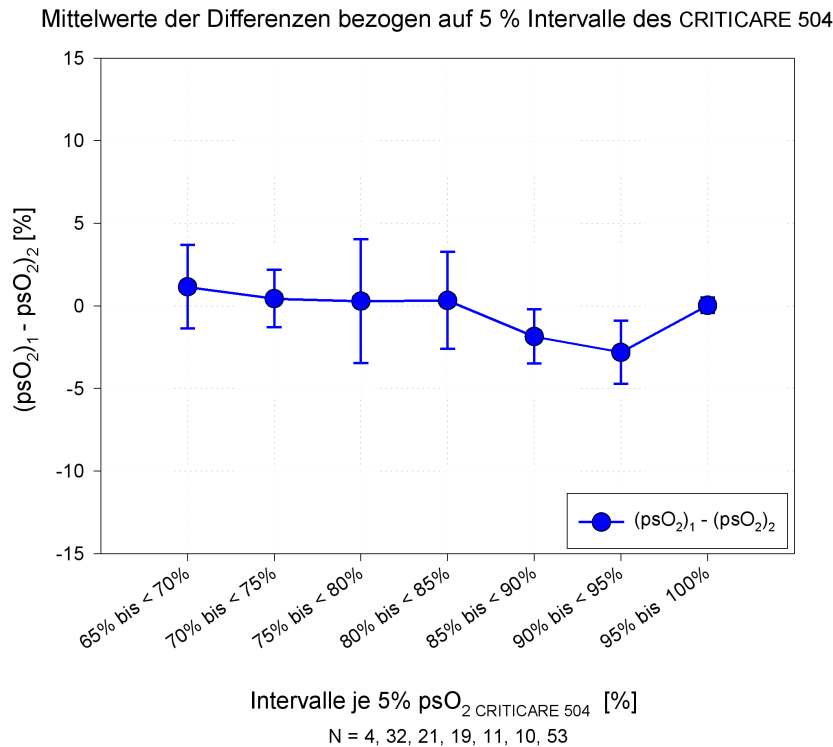


Abbildung 17: Differenz der Einzelmesswerte des Criticare 504 bezogen auf den Mittelwert aller Messwerte in einem 5%-Intervall, N = Anzahl der Messwerte in einem bestimmten Intervall

Mittelwert nahm in den niedrigen Sättigungsbereichen geringfügig zu, wobei sich die größte Varianz in den Intervallen von < 80 - 75% und < 85 - 80%  $psO_2$  zeigte (Abb. 17).

Auch beim ABL 800 FLEX zeigten die Berechnungen der Differenzen der jeweiligen Messwerte verglichen mit dem Mittelwert im jeweiligen 5%-Intervall nur geringe Abweichungen. Die geringste Abweichung errechnete sich auch hier im Intervall von 100 - 95%  $saO_2$ . Analog zum Criticare 504 zeigten sich in diesem Intervall die größte Anzahl der Messwerte und die geringste Standardabweichung. In den Abschnitten < 95 - 75%  $saO_2$  wichen die einzelnen Messwerte vom Mittelwert in den negativen Bereich ab, im Intervall < 70 - 65% hingegen in den Positiven. Auch hier ließ sich eine Zunahme der Standardabweichungen in den niedrigen Sättigungsbereichen als Trend verfolgen (Abb. 18).



Mittelwerte der Differenzen bezogen auf 5 %- Intervalle des ABL 800 FLEX

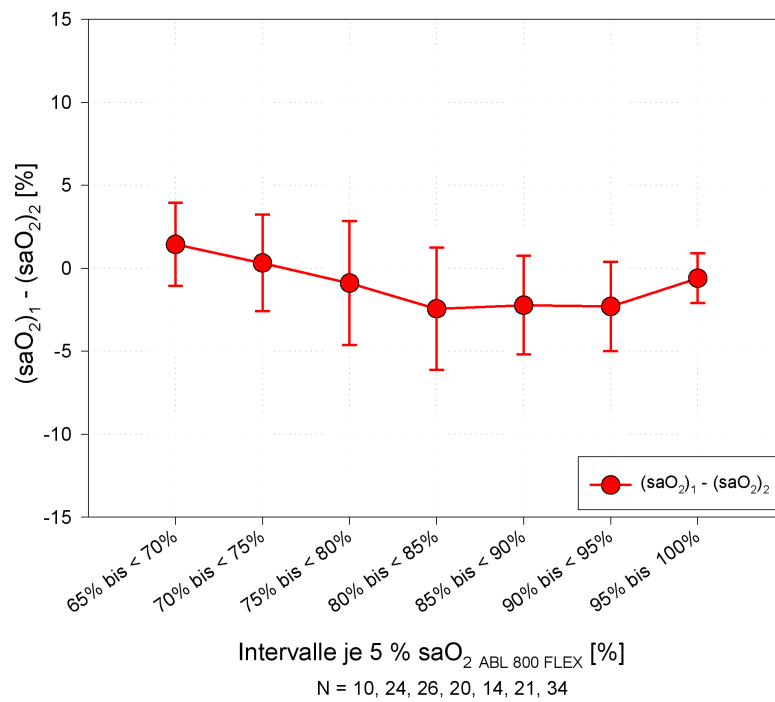


Abbildung 18: Differenz der Einzelmesswerte des ABL 800 FLEX bezogen auf den Mittelwert aller Messwerte in einem 5%-Intervall, N = Anzahl der Messwerte in einem bestimmten Intervall

## 4.4 Ergebnisse des Wiener Determinationstests

### 4.4.1 Ergebnisse der einzelnen Reizqualitäten

Bei der Auswertung des DT ergaben sich bezüglich der untersuchten Reizqualitäten z.T. deutliche Unterschiede zwischen Ortshöhe und 15.000 ft (Tab. 8). Die teilweise große Standardabweichung unterstreicht interindividuelle Messwertunterschiede.

Die absolute Anzahl der bearbeiteten Reize sowie in Folge die Anzahl der Reaktionen war unter Hypoxie statistisch gesichert größer als unter Normoxie. Die Probanden ließen bei signifikant kürzerer Reaktionszeit unter Höhenbedingungen weniger Reizantworten aus. Darüber hinaus reagierten die Probanden auf 15.000 ft signifikant häufiger richtig auf den dargebotenen Reiz als auf Ortshöhe ( $262,43 \pm 30,04$  richtige Reaktionen unter Hypoxie im Vergleich zu  $247,94 \pm 25,68$  richtigen Reaktionen unter Normoxie). Dagegen fiel die Anzahl der falschen Reaktionen auf 15.000 ft mit  $18,08 \pm 8,98$  hoch signifikant höher aus als die Anzahl der „Falschen“ auf Ortshöhe, die  $12,84 \pm 6,7$  betrug.

Im hier verwendeten Algorithmus des DT („Modus adaptiv“ s. Kapitel 3.3.3) bestimmt der Proband mit seiner Bearbeitungsgeschwindigkeit die Geschwindigkeit der Reizdarbietung. Je mehr Reize dargeboten werden, desto höher ist die potentiell mögliche Anzahl der Reaktionen. Dieser Wert diente als Grundlage der Berechnung des Quotienten aus richtigen, falschen und ausgelassenen Antworten und der Anzahl der Reaktionen jeweils für Ortshöhe und für 15.000 ft (Tab. 8). Somit war eine relative Darstellung der Leistungsparameter abhängig von der jeweiligen Gesamtanzahl der Reaktionen möglich. Bezogen auf die Anzahl der Reaktionen wurden auf Ortshöhe mit 95,05% mehr richtige Antworten gezeigt als auf 15.000 ft, wo es 93,55% waren. Der prozentuale Anteil falscher Reaktionen im Bezug auf die Anzahl der Reaktionen war mit 4,92% auf Ortshöhe geringer als auf 15.000 ft, wo 6,44% falsche Reaktionen resultierten. Mit 5,79% wurden auf Ortshöhe bezogen auf die Anzahl der Reaktionen mehr Reize ausgelassen als auf 15.000 ft, wo es 4,92% waren.

### 4.4.2 Ergebnisse des DT in Abhängigkeit von der individuell erreichten Sättigung

Zur fokussierteren Betrachtung der Resultate der einzelnen Reaktionsqualitäten in Abhängigkeit von der individuellen Sauerstoffsättigung auf 15.000 ft erfolgte die Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle von 5% eingeteilt nach den Messwerten des ABL 800 FLEX (Abb. 19). Es zeigte sich, dass die Probanden mit hohen Sauer-

#### 4 ERGEBNISSE

Reaktionen	$\bar{X} \pm SD$ Ortshöhe	Anteil bezogen auf die Anzahl der Reaktionen in[%] Ortshöhe	$\bar{X} \pm SD$ 15.000 ft	Anteil bezogen auf die Anzahl der Reaktionen in[%] 15.000 ft
Anzahl der Reize	267 ± 20,94		282,37 ± 26,75 <sup>b)</sup>	
Anzahl der Reaktionen	260,85 ± 27,31		280,51 ± 31,84 <sup>c)</sup>	
Median der Reaktionszeit in Sekunden	0,77 ± 0,06		0,73 ± 0,07 <sup>c)</sup>	
Richtige	247,94 ± 25,68	95,05%	262,43 ± 30,04 <sup>a)</sup>	93,55%
Falsche	12,84 ± 6,7	4,92%	18,08 ± 8,98 <sup>c)</sup>	6,44%
Ausgelassene	15,12 ± 10,42	5,79%	13,82 ± 8,73	4,92%

Tabelle 8: Ergebnisse des DT auf Ortshöhe und auf 15.000 ft. Angegeben sind Mittelwert und zugehörige Standardabweichung, Anzahl der Probanden  $N = 51$ . Grau unterlegte Anteile zeigen den prozentualen Anteil der richtigen, falschen und ausgelassenen Reaktionen bezogen auf deren jeweilige Gesamtanzahl auf Ortshöhe und auf 15.000 ft.

<sup>a)</sup>statistisch signifikant mit  $p < 0,05$

<sup>b)</sup>statistisch signifikant mit  $p < 0,01$

<sup>c)</sup>statistisch signifikant mit  $p < 0.001$

stoffsättigungen  $> 90\%$  in allen untersuchten Qualitäten besser abschnitten. Von diesen Probanden wurden bei kürzerer Reaktionszeit weniger Antworten ausgelassen als von Probanden mit einer  $saO_2 < 90\%$ . Bei einer  $saO_2 > 90\%$  bearbeiteten die Probanden mit einer größeren Anzahl Reaktionen eine größere Anzahl Reize als bei einer  $saO_2 < 90\%$ . Insbesondere zeigten die Probanden mit einer  $saO_2 > 90\%$  mehr richtige und weniger falsche Antworten als jene mit einer niedrigeren Sauerstoffsättigung. Die o.g. Zusammenhänge ergaben sich ebenfalls, wenn auch weniger deutlich, in den Intervallen von 89 - 75%  $saO_2$  (Abb. 19). Zusammenfassend lässt sich bezüglich der drei wichtigsten Eckpunkte des DT festhalten: Je höher die Sauerstoffsättigung der jeweiligen Versuchspersonen war, umso mehr richtige und weniger falsche Antworten wurden bei weniger ausgelassenen Reizantworten von den hier untersuchten Probanden gezeigt.

## 4 ERGEBNISSE

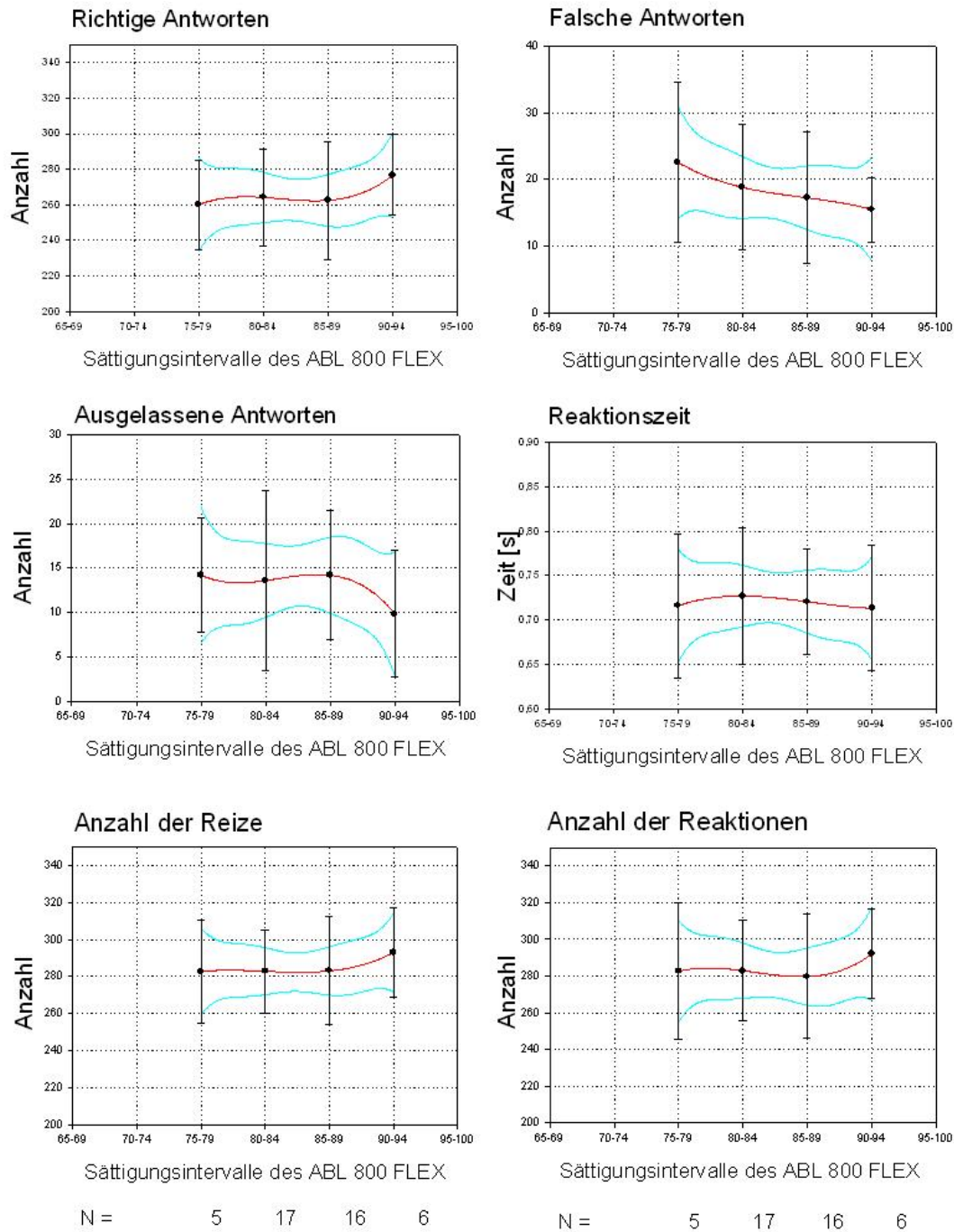


Abbildung 19: Ergebnisse des DT auf 15.000 ft (Resultate mit 95% Konfidenzintervall) in Abhängigkeit von den individuell erreichten Sauerstoffsättigungen ( $saO_2$ ) und nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5%. N = Anzahl der Messwerte in dem entsprechenden Intervall. Auf Grund der geringen Anzahl der Messwerte wurde auf eine Darstellung der Sättigungsbereiche  $< 70\%$  und  $> 95\%$  verzichtet.

#### 4.4.3 Vergleich der einzelnen Reize

Zur Einschätzung der Reaktionsmuster der Probanden erfolgte die Darstellung der Reizformen nach o.g. Beurteilungskriterien für beide Testdurchläufe (Abb. 20 - 24).

Der Vergleich der Anzahl der falschen Reaktionen ergab, dass auf 15.000 ft auf alle Reize bis auf „Hochton“ häufiger falsch reagiert wurde als auf Ausgangshöhe (Abb. 20). Bei den optischen Reizen war dieser Zusammenhang für „Gelb“ und „Blau“, bei den koordinativen Reizen für den rechten Fuß signifikant, wohingegen der umgekehrte Zusammenhang bei „Hochton“ nicht statistisch zu belegen war.

Beim Vergleich der Anzahl der ausgelassenen Reaktionen ließ sich feststellen, dass die optischen Reize „Gelb“ und „Grün“ unter Höhenbedingungen häufiger ausgelassen wurden. Dieser Zusammenhang gilt gleichermaßen für beide koordinativen Reize. Gegenteiliges zeigte sich bei den akustischen Reizen, bei welchen mehr Reaktionen im ersten Testdurchlauf auf Ortshöhe ausgelassen wurden. Bei keiner Reizqualität waren die Unterschiede zwischen Ausgangshöhe und 15.000 ft signifikant (Abb. 21).

Bei Betrachtung der Anzahl der geforderten Reaktionen (Abb. 22) wird evident, dass im zweiten Testdurchlauf unter Hypoxie in allen Reizqualitäten signifikant mehr Reaktionen gefordert wurden als im Testdurchlauf auf Ortshöhe. Dieser Zusammenhang ergab sich auch bezüglich der tatsächlichen Anzahl der gezeigten Reaktionen in Höhe (Abb. 23). Hier war ebenfalls bei allen Reizformen die tatsächliche Anzahl der Reize höher als im ersten Testdurchlauf auf Ortshöhe. Im Fall von „Weiß“, „Gelb“ und „Rot“ sowie „Hochton“ und „Tiefton“ bestand ein signifikanter Unterschied.

Der Vergleich der Anzahl der tatsächlichen Reaktionen als prozentualer Anteil der geforderten Reaktionen der einzelnen Reizformen ergab folgende Zusammenhänge (Abb. 24): Bis auf „Weiß“, auf das prozentual auf 15.000 ft geringfügig besser reagiert wurde, war der prozentuale Anteil der tatsächlichen Reaktionen an den geforderten Reaktionen bei allen optischen und koordinativen Reizen unter Hypoxie geringer, in keinem Fall jedoch statistisch zu sichern. Bei den akustischen Reizen zeigten sich gegenteilige Zusammenhänge. Auf 15.000 ft war der prozentuale Anteil der tatsächlichen Reaktionen als Anteil der geforderten jeweils deutlich höher als auf Ausgangshöhe, für den Hochtonbereich sogar statistisch belegbar höher.

## 4 ERGEBNISSE

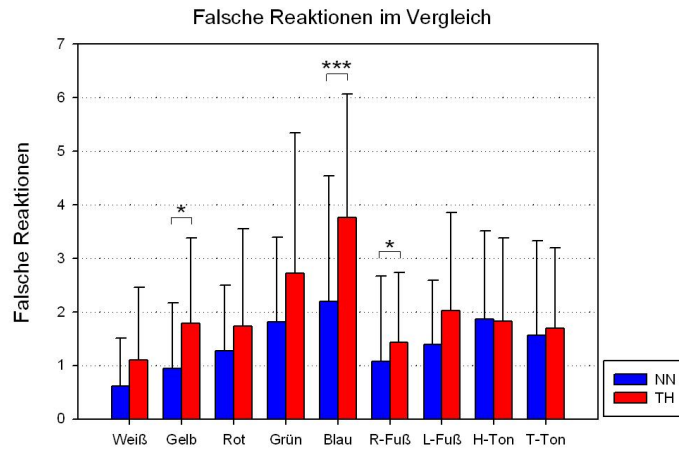


Abbildung 20: Vergleich der falschen Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe (NN, blau) und auf 15.000 ft (TH, rot)  
 \* =  $p < 0.05$ , \*\* =  $p < 0,01$ , \*\*\* =  $p < 0.001$

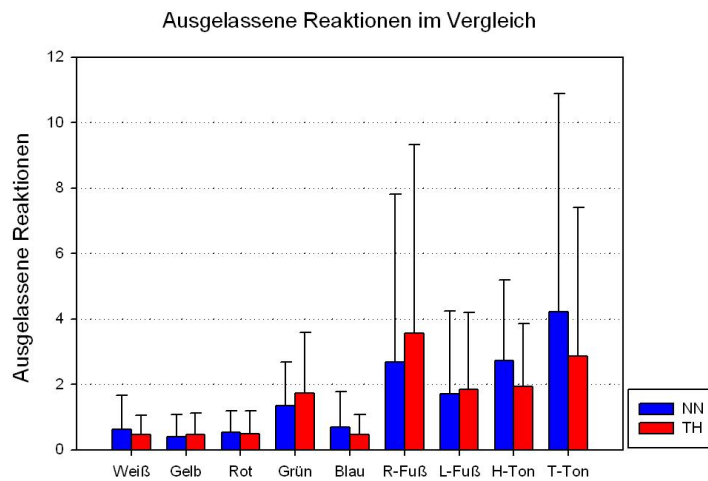


Abbildung 21: Vergleich der ausgelassenen Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe (NN, blau) und auf 15.000 ft (TH, rot)  
 \* =  $p < 0.05$  , \*\* =  $p < 0,01$ , \*\*\* =  $p < 0.001$

## 4 ERGEBNISSE

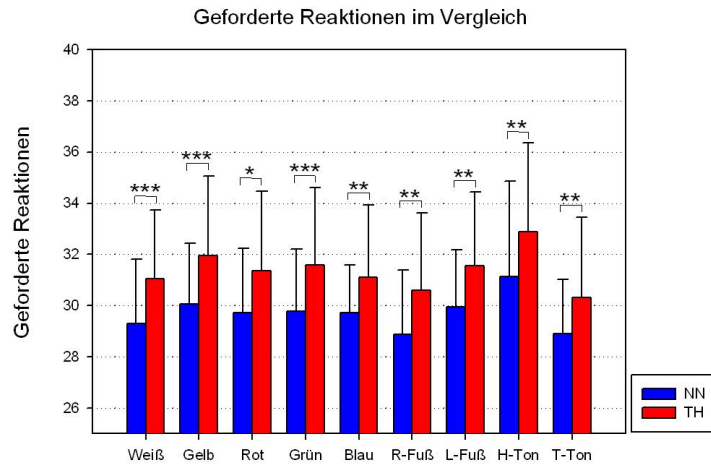


Abbildung 22: Vergleich der geforderten Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe (NN, blau) und auf 15.000 ft (TH, rot)  
 \* =  $p < 0.05$  , \*\* =  $p < 0,01$  , \*\*\* =  $p < 0.001$

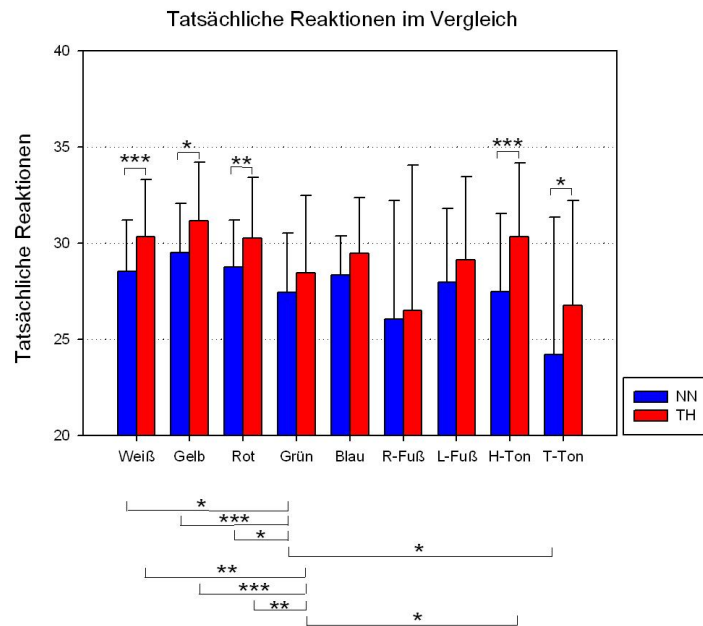


Abbildung 23: Vergleich der Anzahl der tatsächlichen Reaktionen der einzelnen Reizqualitäten auf Ortshöhe (NN, blau) und auf 15.000 ft (TH, rot)  
 \* =  $p < 0.05$  , \*\* =  $p < 0,01$  , \*\*\* =  $p < 0.001$

## 4 ERGEBNISSE

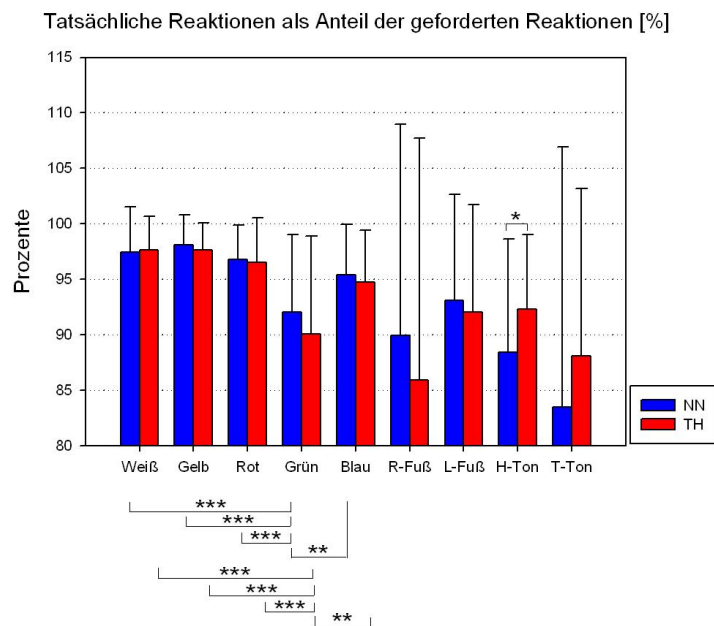


Abbildung 24: Vergleich der Anzahl der tatsächlichen Reaktionen als Anteil der geforderten Reaktionen der einzelnen Reizformen in [%], auf Ortshöhe (NN, blau) und auf 15.000 ft (TH, rot)

\* =  $p < 0.05$  , \*\* =  $p < 0,01$ , \*\*\* =  $p < 0.001$







## 5 DISKUSSION

### 5.1 Methodenkritische Betrachtung des Vorgehens und der Messverfahren

Ziel dieser Arbeit war es, die während standardisierter Höhen-Klima-Simulation erhobenen Messwerte eines Transmissionspulsometers, nämlich des Criticare 504, mit den zugehörigen  $\text{saO}_2$ -Werten des Blutgasanalysators ABL 800 FLEX zu vergleichen. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Genauigkeit der Messwerte des Criticare 504 im hypoxischen Bereich gelegt bzw. auf die Frage, ob die ermittelten Werte des Transmissionspulsometers in Hypoxie ungenauer sind als in Normoxie. Mit Hilfe eines psychophysiologischen Testsystems - des Wiener Determinationstests der Firma Schuhfried GmbH - sollte geprüft werden, ob die Ergebnisse dieser Messung es grundsätzlich gestatten, für Luftfahrzeugführer einen Warnschwellenwert bezüglich einer kritischen Sauerstoffsättigung festzulegen. Über die reinen Messparameter der Geräte hinaus wurde angestrebt, durch den Einsatz des Determinationstests diesen möglichen Warnschwellenwert zu präzisieren.

Als methodische Grundlage der Probandenrekrutierung wurde eine gültige WFV bzw. für die zivilen Teilnehmer eine Unterdruckkammertauglichkeit vorausgesetzt. Da die Aussage dieser Untersuchungsreihe im Besonderen für Luftfahrzeugführer und deren Besatzungen Gültigkeit besitzen sollte, war es wichtig, dass die Probanden die Voraussetzungen für eine fliegerische Tätigkeit bzw. die Berechtigung zum Mitfliegen als Eingangsbedingung für die hier vorgestellte Studie mitbrachten. Es handelte sich bei den Probanden also um gesunde, mindestens zum Mitfliegen berechnigte Personen, bzw. Piloten und fliegerisches Personal der Bundeswehr, eben jene Personengruppe, für die die Ergebnisse der Studie von besonderer Aussagekraft sein sollten.

Für die Schaffung möglichst realitätsnaher Untersuchungsbedingungen war die Erzeugung des Sauerstoffmangels mittels Unterdruck von zentraler Bedeutung. Denn die hypobare Hypoxie ist die Form des  $\text{O}_2$ -Mangels, der Luftfahrzeugführer ausgesetzt sind und sie zeigt im Vergleich zur normobaren Hypoxie symptomatische Besonderheiten, wie ausgeprägtere Hypoxie, Hypokapnie, Blutalkalose und eine niedrigere Sauerstoffsättigung [53].

Eine derartige Untersuchungsreihe fordert weiterhin größtmögliche Konstanz und Kontinuität bei der Erzeugung der Umgebungsbedingungen. Diese Bedingungen waren durch

die Höhen-Klima-Simulationsanlage, deren Betreuung und Steuerung gleichermaßen leistungsstarken Computern und routiniertem, erfahrenem Personal unterliegt, voll erfüllt. Die Systemsteuerung sichert Profilverläufe mit geringer Toleranzbreite für verschiedene, voreingestellte Parameter, wie beispielsweise Temperatur, Luftfeuchte sowie Auf- und Abstiegsgeschwindigkeit. Das medizinische Überwachungsequipment in der Anlage, Pulsoxymetrie und EKG sind fest installiert und vielfach erprobt. Die technischen Voraussetzungen liefern die Grundlage für eine genaue Erfassung und Dokumentation der ermittelten Messparameter. Die Voraussetzungen für wissenschaftliche Datenerhebung waren somit gegeben.

Neben den technischen Voraussetzungen, die die Anlage für derartige Untersuchungen bot, hatten alle Beteiligten große Erfahrung und Routine bei der Durchführung von sog. Höhen-Zeit-Profilen. So werden in der Anlage fast täglich Höhenbedingungen wie sie in der Fliegerei üblich sind, hauptsächlich für Schulungszwecke, simuliert. Besonders wichtig bei dieser flugphysiologischen Ausbildung von Luftfahrzeugbesatzungen ist die Demonstration von körperlichen und mentalen Leistungseinbußen bei Sauerstoffmangel. Die Umsetzung dieses Ausbildungszieles geschieht für verschiedene Flughöhen und Besatzungen mittels standardisierter Höhen-Zeit-Profile. Das hier verwendete Studienprofil wurde in Analogie zu diesen täglich verwendeten Profilen entwickelt. Methode sowie Modalitäten und mögliche kritische Punkte des zeitlichen Versuchsablaufs waren daher bekannt und für das Kammerpersonal nichts Ungewöhnliches. Die Plateaudauer der Profile war darauf ausgerichtet, möglichst ein steady state bei der Sauerstoffsättigung zu erreichen, um große Messwertschwankungen und damit verbundene Schwierigkeiten bei der Messwerterhebung mit dem Pulsoxymeter und dem Blutgasanalysator [59] zu verhindern.

Zur Wahrung konstanter Versuchsbedingungen wurde der Modus der Eingangsvorbereitungen sowie des technischen Versuchsablaufs für alle Probanden so identisch wie möglich gestaltet. Das bedeutet, dass die Einweisung, Vorbereitung und Ausstattung mit Messgeräten für die Probanden so individuell wie nötig und so einheitlich wie möglich durchgeführt wurde, für den Ablauf des Höhen-Zeit-Profils galt dasselbe.

Damit die Methode der Probengewinnung ebenso wie alle anderen Abläufe dieser Untersuchungsreihe möglichst einheitlich und standardisiert ablaufen konnte, gab es bestimmte zeitliche und technische Vorgaben. Je Proband wurden auf jedem Plateau die Messwerte zweimal bestimmt und bei der statistischen Analyse die Mittelwerte daraus zu Grunde gelegt. Die Differenzen der Einzelwerte bezogen auf den Mittelwert aller

Messwerte in einem 5% Intervall zeigten sich im gesamten Messbereich sowohl beim Criticare 504 als auch beim ABL 800 FLEX gering. Insbesondere bei hoher Messwertanzahl im normoxischen Sättigungsbereich ergaben sich eine geringe Streuung und eine deutliche Messwertstabilität. Diese Konstanz in den Messwerten rechtfertigt die Verwendung der Mittelwerte aus der Doppelbestimmung bei Berechnung der statistischen Zusammenhänge.

Zur weiteren Qualitätssicherung musste die Probengewinnung innerhalb von 60 Sekunden erfolgen, im anderen Falle wurde die Probe verworfen.

Zur Blutprobengewinnung wurde arterialisiertes Kapillarblut aus der Fingerbeere der Probanden verwendet, da sich diese Methode der Probengewinnung unter den Bedingungen der HKS als die praktikabelste herauskristallisiert hatte und allgemein als eine mögliche Methode zur Bestimmung der arteriellen Sauerstoffsättigung und der Parameter des Säure-Basenhaushaltes angesehen wird [27, 72]. Sie ist einerseits die am wenigsten invasive Methode eine arterialisierte Blutprobe zu erhalten, andererseits hätten die notwendige Ausrüstung für den fachgerechten Aufbau des arteriellen Katheters und der Katheter selbst für die Probanden ein wesentlich größeres gesundheitliches Risiko bedeutet und sie bei der Bedienung des Computerpaneels erheblich eingeschränkt. Auch das Prozedere für die Untersucher in der HKS hätte sich erheblich komplizierter gestaltet. Zudem hat die arterielle Katheterisierung häufig eine Hämatombildung und anhaltende Schmerzen an der Einstichstelle zur Folge [52, 60], die bei dem hier gewählten Vorgehen vermieden wurden.

Essentiell für die exakte Probengewinnung war die Arterialisierung der Punktionsstelle [72] durch konsequente Erwärmung, die hier durch erwärmte Gelkissen gewährleistet wurde. Bei der Abnahmetechnik wurde auf kontinuierlichen Blutfluss ohne Quetschung des Gewebes und ohne Luftblaseneinschluss in der Kapillare, welcher eine häufige Fehlerquelle bei der Blutgasanalyse darstellt [72], besonders geachtet.

Zur Stabilität der gewonnen Proben wurden heparinbeschichtete Glaskapillaren verwendet, die Proben mittels eines Metallstiftchens durchmischt, die Kühlung und rasche Analysierung der Probe garantiert sowie allen weiteren methodischen Herstellerangaben und -forderungen akribisch Folge geleistet.

Trotz der Einhaltung geforderter Bedingungen zur Gewinnung von Kapillarblutproben ist die Verwendung von arterialisiertem Kapillarblut anstelle einer arteriellen Blutprobe beispielsweise aus der Arteria radialis diskussionswürdig. In der Literatur wird die Vergleichbarkeit der Proben von arterialisiertem Kapillarblut mit einer arteriellen Blutprobe

daher auch kontrovers diskutiert. Einerseits werden diese unterschiedlichen Proben als vergleichbar beschrieben [27], andererseits konnte in Untersuchungen aus arterialisier-tem Kapillarblut nicht gut genug auf die  $saO_2$  rückgeschlossen werden [74]. Eine 2006 publizierte Untersuchung [52] zeigt, dass bei richtiger Technik die Messwerte aus arteria-lisiertem Kapillarblut eng mit den entsprechenden Ergebnissen der Blutgasanalyse aus arteriellem Blut korrelieren. Es lässt sich also resümieren, dass bei exakter Abnahme-technik, deren zentrale Punkte die gründliche Arterialisierung des Kapillarblutes und die Kontinuität der Probengewinnung sind, das Blut aus der Fingerbeere durchaus im Stande ist, valide mit der arteriellen Blutprobe vergleichbare Messparameter zu liefern.

Auch die Art des Aufbaus sowie die Vernetzung der Messgeräte miteinander spielt bei einer solchen Untersuchungsreihe eine große Rolle. Dies war bei der hier vorgestellten Studie wesentlich von den räumlichen und technischen Vorgaben der HKS abhängig. Die mit dem ABL 800 FLEX ermittelten Sättigungswerte entstammten jeweils einer Blut-probe, deren Gewinnung eine bestimmte, wenn auch nach oben begrenzte und exakt gemessene, Zeit (von nicht mehr als einer Minute) in Anspruch genommen hat. Ände-rungen der  $saO_2$  während der Zeit der Blutabnahme wurden dabei nicht erfasst. Diesem Zeitraum der Blutabnahme wurden dann die Daten des Criticare 504 zugeordnet, die zwar sekundlich ermittelt, jedoch über die analoge Datenübertragung nur alle zehn Se-kunden, als Mittelwert aus den pro Sekunde erhaltenen Werten aus der HKS-Anlage herausgegeben wurden. Mit diesen über zehn Sekunden gemittelten Werten konnte dem ABL 800 FLEX, exakt betrachtet, kein direkter Äquivalenzwert des Criticare 504 zuge-ordnet werden. Ob dieser Umstand das Ergebnis jedoch tatsächlich nennenswert beein-flusst hat, ist fraglich, da sich die Zielparameter ( $psO_2$  und  $saO_2$ ) auf ein und derselben Höhe und damit bei gleichen Umgebungsbedingungen und jeweils nach Einpendlung eines steady-states beim einzelnen Probanden (i.e. Blutabnahme und Zuordnung der zu vergleichenden Parameter jeweils am Ende des Plateaus nach Erreichen einer Sta-bilisierungsphase), innerhalb des Blutabnahmezeitraums von maximal 60 Sekunden nur unwesentlich verändert haben dürften.

Die drei bei den Untersuchungen zu dieser Dissertation eingesetzten Messmethoden waren die Blutgasanalyse (ABL 800 FLEX), die Transmissionspulsoxymetrie (Criticare 504) und der Wiener Determinationstest der Firma Schuhfried GmbH.

Mit einer Messmethode, die verlässliche und reproduzierbare Ergebnisse [31, 45] lie-fert, „revolutionierte“ [56] die Blutgasanalyse viele Bereiche der Medizin. Der ABL 800 FLEX ist ein modernes Gerät, dem zur Qualitätskontrolle vier Reihen an Kontrolllö-

sungen jeweils für hohe, mittlere und niedrige Messbereiche zur Verfügung stehen. Drei unterschiedliche Kalibrierungsverfahren sind die Voraussetzung für zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse. Der mögliche, systematische Fehler wird somit bei regelmäßigen Kontrollverfahren so gering wie möglich gehalten.

Beim Umgang mit Blutgasanalytoren sind insbesondere Fehler, die primär nicht die Messung der einzelnen Parameter betreffen, nicht zu vernachlässigen. Dabei handelt es sich um Fehler bei der Probengewinnung und Probeneingabe ins Gerät. Wie schon bei der Diskussion der Blutabnahme erläutert, wurde auf die Exaktheit der Probengewinnung großes Augenmerk gelegt. Die Probeneingabe wurde, um sie möglichst einheitlich zu gestalten, durch zwei fachlich versierte und mit der Bedienung des ABL 800 FLEX vertraute Medizinisch Technische Assistentinnen vorgenommen.

Die Pulsoxymetrie ist in den letzten zwei Dekaden zu einer klinisch etablierten und zuverlässigen Messmethode geworden [36, 58]. Mit einer angegebenen Messgenauigkeit von  $\pm 2\%$  im Sättigungsbereich von 70 - 100% liegt das Criticare 504 im Leistungsbereich der im klinischen Einsatz befindlichen Pulsoxymetriesysteme [39, 43, 58]. Die Messwerte des Criticare 504 werden EKG-synchronisiert ermittelt, was die Stabilität bei der Ermittlung der Parameter erhöht [20].

Die Fehlerquellen der Messtechnik in der Pulsoxymetrie sind gut untersucht [58].

Mögliche Hauptgründe für falsche Messungen der  $psO_2$  mittels Pulsoxymeter sind: Bewegungsartefakte (v.a. auch passive, nicht vom Patienten verursachte) [16, 19], Verutschen des Sensors vom Applikationsort [19], mangelnde Durchblutung [7, 16, 19], Vasokonstriktion und Hypotension [58, 64], sowie Streustrahlung [19] und das Vorhandensein von Dyshämoglobinen [58, 65, 67].

Gerade in Hypoxie hat die mangelhafte Anbringung des Sensors großen Einfluss auf die Messgenauigkeit von Pulsoxymetern [4]. Anämie und geringer Hämatokrit verringern die Präzision von Pulsoxymetriesystemen [58, 64]. Die unterschiedliche Lichtintensität der eingesetzten LED-Leuchten kann die Messgenauigkeit von Pulsoxymetern im Niedersättigungsbereich beeinflussen [13]. Als mögliche Fehlerquellen der Pulsoxymetrie in der Fliegerei verdienen Bewegungsartefakte, insbesondere auch Vibrationen, die schlechte Sensorapplikation und evtl. auftretende Streustrahlung besondere Beachtung und gesonderte Untersuchung. Severinghaus resümiert allerdings, dass die Vibration als Störquelle der Messpräzision von Pulsoxymetern während eines Hubschrauberfluges unproblematisch sei [58].

Seit längerem gibt es im Pulsoxymetriebereich neben Transmissionssystemen auch Re-

flexionssysteme auf dem Markt. Unter fliegerischen Gesichtspunkten bietet die Transmissionspulsoxymetrie bestimmte Nachteile. Für den Transmissionsensor gibt es nur wenige Applikationsorte wie z.B. Finger, Zehen oder Ohr. Diese Applikationsorte sind beim Flugzeugführer primär ungünstig, da die Hand zur Bedienung und Steuerung des Fluggerätes reserviert ist, Zehen während des Flugbetriebes nicht zugänglich sind und das Ohr im Helm verborgen ist bzw. durch den Helm starke Druckstellen am Applikationsort nicht sicher ausgeschlossen werden könnten. Als Überwachungsmethode bietet sich daher die Reflexionspulsoxymetrie, die in einer weiteren, im Rahmen dieses Forschungsprojektes entstandenen Dissertation näher erläutert wird, an. Nach Überwindung messtechnischer Probleme [25] zu Entwicklungsbeginn erscheint dieses Verfahren auf Grund der vielfachen Applikationsmöglichkeiten (in diesem Projekt die Stirn) für Luftfahrzeugführer und deren Besatzungen besonders geeignet.

Betrachtet man neueste Entwicklungen auf dem Gebiet der Pulsoxymetrie ist als Ausblick zu erwähnen, dass es seit einiger Zeit ein sog. CO-Pulsoxymeter auf dem Markt gibt. Das Pulsoxymeter, dem acht Wellenlängen für die Messungen zur Verfügung stehen, ist in der Lage, neben dem COHb auch den Gehalt an Methämoglobin im Blut von Probanden zu bestimmen (Rainbow-SET Rad-57 eight-wavelength CO-Oximeter von Masimo Corporation, Irvine, USA). Erste Untersuchungen an Freiwilligen waren erfolgversprechend [3]. Damit könnte eine ganz wesentliche Schwachstelle der Messtechnik der Pulsoxymetrie, die in der vorliegenden Dissertation noch keine Berücksichtigung finden konnte, nämlich die zu hohe Berechnung der Sauerstoffsättigung bei überhöhtem COHb im Körper, wie sie z.B. bei Rauchern vorkommen kann, bald der Vergangenheit angehören, ebenso wie die verfälschte Ermittlung der Sauerstoffsättigung bei einem erhöhten Methämoglobinspiegel im Blut. Daneben werden in der Pulsoxymetrie zunehmend erfolgreich neue Messalgorithmen bei der Auswertung der plethysmographischen Kurvenform zur Berechnung der Atemfrequenzen von Patienten eingesetzt [61].

Als dritte Messmethode kam als Bestandteil des Wiener Testsystems der Firma Schuhfried GmbH der Determinationstest zum Einsatz. Es handelt sich hierbei um einen für die Diagnostik von Aufmerksamkeitsstörungen und Störungen in der kognitiven Verarbeitungsgeschwindigkeit konzipierten psychophysiologischen Leistungstest [10, 48], der sich insbesondere als ein „messgenaues Verfahren zur Erfassung der reaktiven Belastbarkeit“ [48, 55] eignen soll. Dieser Test wurde vor allem deswegen gewählt, weil gerade diese beiden Leistungseinschränkungen bei Luftfahrzeugführern besonders wichtig sind, da sie, bedingt durch einen eventuell auftretenden Sauerstoffmangel, beispielsweise zu



Navigationsfehlern und falscher Einschätzung von Gefahrensituationen führen können. Als Anforderungen an Testsysteme zur Detektion von Aufmerksamkeitsstörungen sind, nach Reimann-Bernhardt [48] eine geringe Komplexität, einfache Reaktionsschemata und sprachfreie, gut diskriminierbare Reize zu nennen. Dies alles trifft für den Wiener Determinationstest zu. Allerdings können motorische Einschränkungen und visuelle Defizite die Ergebnisse des DT verfälschen [10]. Diese Art von Verfälschungen konnte, da die in diesem Projekt untersuchten Probanden gesund waren, von vornherein ausgeschlossen werden. Der Herausgeber des DT [55] (G. Schuhfried GmbH) gibt für die Zuverlässigkeit dieses Tests an, dass die inneren Konsistenzen für die Hauptvariablen in allen Testformen zwischen  $r = 0,98$  und  $r = 0,99$  liegen, was den Test sehr zuverlässig macht. In Kenntnis dieser Bedingungen und Voraussetzungen, und nach Prüfung und Empfehlung dieses Leistungstests seitens des psychologischen Betreuerstabes der HKS, konnte dieses Testsystem für die hier vorgestellten Untersuchungsziele in der Höhen-Klima-Simulationsanlage als geeignet und praktikabel betrachtet werden.

Im Hinblick auf die statistische Analyse der Sauerstoffsättigungswerte bleibt festzustellen, dass in den meisten Studien zur Pulsoxymetrie (wie auch in den hier präsentierten Untersuchungen) die Qualität der Korrelation als statistischer Zusammenhang einer zu untersuchenden Messmethode mit einer Standardmessmethode berechnet wird. Da prinzipiell dieselben bzw. ähnliche Werte gemessen werden, sind diese Messwerte mit höchster Wahrscheinlichkeit miteinander assoziiert [58, 67]. Deshalb gilt in der Fachwelt als gesichert, dass der sog. Bias, d.h. die Differenz zwischen den jeweiligen Messwerten der zu untersuchenden Methode und denen der Standardmethode sowie die dazugehörige Standardabweichung, als Parameter für die Messpräzision angesehen werden kann [58, 67]. Die Messgenauigkeit des Criticare 504 wurde in Kapitel 4.1.4 dargestellt. Die Berechnung des Bias diente einer besseren Beurteilbarkeit der Messwerte vor dem Hintergrund der angestrebten Festlegung eines Warnschwellenwertes für kritische Sättigungsabfälle. Um Unterschiede zwischen den Messmethoden quantifizieren zu können, wurden die Resultate auf Signifikanzen geprüft: Bezüglich Unterschieden der Messwerte zwischen Testgerät (Criticare 504) und Goldstandard (ABL 800 FLEX) segmentiert in 5%- Intervalle des ABL 800 FLEX, sowie bezüglich der Ergebnisse des DT je nach Orts- und Höhenbedingungen.

Die hier vorgestellten Daten wurden demzufolge mit von der Fachwelt anerkannten statistischen Methoden ausgewertet.

## 5.2 Diskussion und Interpretation der Ergebnisse

Es war ein Ziel dieser Arbeit, herauszufinden, wie gut die Messwerte des Transmissionspulsoxymeters Criticare 504 mit den durch das Blutgasanalysegerät ABL 800 FLEX gemessenen Werten der Sauerstoffsättigung korrelieren, auch vor dem Hintergrund des regelhaften Einsatzes dieses Pulsoxymeters zur Überwachung der Probanden bei den flugphysiologischen Lehrgängen in der HKS. Dazu wurden drei verschiedene Blickwinkel gewählt: Die Vergleichbarkeit aller Werte im gesamten Messwertbereich und auf den drei Plateaus der Untersuchungsreihe (Ortshöhe, 15.000 ft und 18.000 ft) sowie die detailliertere Betrachtung nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5%. Aus allen drei Blickwinkeln lässt sich eine gemeinsame Aussage bezüglich der Vergleichbarkeit der Messwerte treffen: Die Qualität der Korrelation der Messparameter des Criticare 504 mit jenen des Blutgasanalysators ABL 800 FLEX war gut (Pearson'scher Korrelationskoeffizient, hohes Bestimmtheitsmaß), auch wenn sich in allen Sättigungsbereichen ein Trend zur Überschätzung der tatsächlichen Sauerstoffsättigung abzeichnete, der im Bereich von  $< 95 - 90\%$   $psO_2$  besonders deutlich war. De Jarnette et al. [15] zeigten in ihren Untersuchungen ebenfalls eine gute Korrelation der an Patienten gemessenen Sauerstoffsättigung mittels Pulsoxymetrie mit den Parametern der Blutgasanalyse. Bei tiefer  $psO_2$  bzw. hier insbesondere im Bereich  $< 95 - 90\%$   $psO_2$  muss man feststellen, dass (auch) das Pulsoxymeter Criticare 504 die Sauerstoffsättigung tendenziell als zu hoch errechnet. Ursachen hierfür können in der Messtechnik liegen, wie beispielsweise einer schwankenden Exaktheit der Kalibrationskurve des Pulsoxymeters, was sich auch in hohen Sättigungsbereichen an Messwertabweichungen vom Goldstandard widerspiegelt. In der Literatur werden als Hauptgründe für eine falsch zu hohe Berechnung der Sauerstoffsättigung das vermehrte Auftreten von pathologischen Dyshämoglobinen wie COHb und MetHb genannt [58, 65, 67]. Zu hohes COHb findet sich teilweise im Blut von Rauchern. In der hier vorgestellten Studie waren zehn der insgesamt 51 Probanden Raucher. Um eine genaue Aussage über die Verfälschung von Sättigungswerten durch Rauchgewohnheiten mit dem Resultat einer falsch zu hohen  $psO_2$ -Anzeige bei erhöhtem COHb treffen zu können, müsste eine größere Anzahl von Rauchern versus Nichtrauchern gegenübergestellt und mit dieser speziellen Fragestellung untersucht werden.

Severinghaus fand zudem heraus, dass eine falsch zu hohe Berechnung der Sauerstoffsättigung resultieren kann, wenn die LEDs in den Sensoren einen zu geringen Ab-

stand zu den Photozellen haben [60].

Die hier vorgestellten Untersuchungsergebnisse stimmen also mit anderen Untersuchungen überein, die auf dem Gebiet der Korrelation von Messdaten von Pulsoxymetriensystemen und Blutgasanalytoren durchgeführt worden sind.

Neben der allgemeinen Tendenz zur Überschätzung des tatsächlichen Messparameters durch das Pulsoxymeter, ließ sich bei dem nach Höhen aufgeschlüsselten Vergleich der Messwerte eine weitere interessante Beobachtung machen: Die Sauerstoffsättigungen der Probanden wiesen unter Höhenbedingungen große interindividuelle Differenzen auf. So gab es Probanden, die auf 15.000 ft eine  $psO_2$  von über 90% hatten, während andere schon den Grenzwert von 70% unterschritten hatten. Ein ähnlicher Effekt zeigte sich bei 18.000 ft, auch wenn bei einem Großteil der Probanden hier deutlich erniedrigte  $psO_2$ -Werte gemessen wurden. Dabei war es durchaus möglich, dass gerade die Probanden, die schnell eine sehr niedrige Sauerstoffsättigung erreicht hatten, keine Symptome des Sauerstoffmangels spürten. Auch wenn sich bei zunehmender Höhe eine Verschiebung der Häufigkeitskurve in den Niedrigsättigungsbereich beobachten lässt, verdeutlichen diese Ergebnisse die großen Unterschiede, die sich bei der Einwirkung von Unterdruck und damit abnehmendem Sauerstoffpartialdruck auf Individuen ergeben. Gerade vor diesem Hintergrund scheint eine objektive, leicht applizierbare und kontinuierliche Überwachung der Sauerstoffsättigung bei Luftfahrzeugführern wie auch Besatzungsmitgliedern besonders sinnvoll.

Nicht zu vernachlässigen bleibt zudem eine weitere Beobachtung, die gleichermaßen für beide Messgeräte gilt, und die die physiologischen Auswirkungen von Höhe auf den Körper demonstriert: Die peripheren arteriellen Chemorezeptoren gelten nach wie vor als die einzigen bekannten Messfühler, die das ZNS über einen Abfall des  $pO_2$  im arteriellen Blut informieren können [44, 21]. Der in der Abnahme des Sauerstoffpartialdruckes begründete Abfall des  $paO_2$  in Höhe führt zu einer kompensatorisch, neuroregulatorisch vermittelten Steigerung der Atemfrequenz, woraus ein Abfall des  $pCO_2$  resultiert. Die Sauerstoffdiffusionskapazität nimmt auf Grund des verminderten Druckgradienten zwischen  $pAO_2$  (alveolärer Sauerstoffpartialdruck) und  $paO_2$  ab [40, 44]. Zusätzlich führt der Abfall des Sauerstoffpartialdruckes in der Umgebungsluft und konsekutiv auch in den Alveolen direkt zu einer Stimulation der Atmung, um den resultierenden Sauerstoffmangel auszugleichen [54, 21]. Die Hyperventilation, die in dieser Untersuchungsreihe durch die Probanden eindrücklich bestätigt wurde, ist einer der ersten sich schnell einstellenden Kompensationsmechanismen des Organismus unter Höhenbedingungen [40]. Die  $pCO_2$ -

Werte der Probanden der vorliegenden Studie korrelieren mit  $39,82 \pm 3,5$  mmHg auf Ortshöhe,  $33,31 \pm 5,41$  mmHg auf 15.000 ft und  $30,30 \pm 4,78$  mmHg auf 18.000 ft eng mit jenen in der Fachliteratur, die für 15.000 ft bzw. 18.000 ft einen durchschnittlichen arteriellen  $p\text{CO}_2$ -Wert von 32 bzw. 30,4 mmHg angibt [14].

Bei der Betrachtung des Verhaltens der pulsoxymetrisch bestimmten Sauerstoffsättigung nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5% (Abb. 15, Tab. 5, Ergebnisteil) stellt sich dieser Zusammenhang am eindrucklichsten dar: Das Criticare 504 überschätzt in allen dargestellten Intervallen von 100% bis 65%  $\text{psO}_2$  die tatsächlichen Werte des ABL 800 FLEX. Fokussiert man genauer, zeigen sich im Vergleich zum ABL 800 FLEX signifikant unterschiedliche Werte in den Bereichen  $>90\%$   $\text{psO}_2$  und  $<70\%$   $\text{psO}_2$ . Auch wenn die klinische Relevanz der großen Abweichung in den hohen Sättigungsbereichen gering erscheint, muss die Qualität der Kalibrationskurve des Pulsoxymeters hier möglicherweise hinterfragt werden. Unter Einbeziehung dieser Ergebnisse und vor dem Hintergrund der Präzisierung eines Warnschwellenwertes für kritische Sättigungsabfälle bei Luftfahrzeugführern wäre eine Festlegung des Warnschwellenwertes bei Unterschreiten der 90%  $\text{psO}_2$ -Grenze überlegenswert, auch wenn hierzu noch weiter reichende Untersuchungen von Nöten wären.

Ein weiterer Fokus dieser Untersuchungen war darauf gerichtet, die Abweichungen der Messwerte des Criticare 504 von jenen des ABL 800 FLEX im ausgeprägt hypoxischen Bereich im Vergleich zur Normoxie (i.e.  $<70 - 65\%$   $\text{saO}_2$  bzw.  $\text{psO}_2$ ) zu quantifizieren. Die Tatsache, dass die Messgenauigkeiten von Pulsoxymetriesystemen im hypoxischen Bereich gravierender sind als unter normoxischen Bedingungen ist in Studien häufig gezeigt worden [46, 58, 59, 60, 70, 75]. Daher ging es in dieser Studie nicht so sehr um die Tatsache ob, als vielmehr um die Beantwortung der Frage um wie viel größer der vermutete Messfehler sein würde, um damit auch eine Aussage über die grundsätzliche Einsetzbarkeit des Criticare 504 zur Überwachung von Lehrgangsteilnehmern in der Höhenklimasimulationskammer des Flugmedizinischen Institutes der Luftwaffe treffen zu können. In der Tat war der mittlere Bias des Criticare 504 bei ausgeprägter Hypoxie mit  $3,3 \pm 2,5\%$  größer als in Normoxie ( $2,3 \pm 1,1\%$ ). Das Transmissionspulsoxymeter Criticare 504 lag damit im Bereich der in seinem Handbuch angegebenen Messgenauigkeit von  $\pm 2\%$  im Bereich von 70 - 100%  $\text{psO}_2$  und  $\pm 3\%$  im Bereich von 70 - 50%  $\text{psO}_2$ . Es liegt damit auch im Rahmen der Messgenauigkeit von handelsüblichen Pulsoxymetriesystemen [39, 58, 70].

Es ist bekannt, dass Pulsoxymeter in Hypoxie ungenauer messen [46, 58, 60, 67, 70],

was sowohl als Über- als auch Unterschätzung des tatsächlichen Wertes vorkommen kann [4, 12, 60]. Es ist allerdings zu bedenken, dass die Ungenauigkeiten bei der Messung nicht immer allein auf den Modus der Messwertermittlung des Gerätes zurückzuführen sind. Denn gerade bei etwas älteren Modellen, wie es das Criticare 504 mit einem Herstellungsdatum von 1993 heute ist, haben die sog. Sensorfehlpositionierung und Bewegungsartefakte einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Genauigkeit bei der Messwertermittlung [4]. Es ist durchaus denkbar, dass durch die Bedienung des Computerpaneels der Sensor bei etlichen Probanden verrutscht ist und so seine optimale Messposition verlassen hat. Barker et.al. [2] zeigten 2002, wie durch Optimierung des Messalgorithmus in neuen Geräten gerade diese Art von Störanfälligkeit reduziert werden kann. Allerdings liefert eine andere Publikation Hinweise darauf, dass die Pulsoxymeter der dritten Generation trotz neuester Mikroprozessortechnik und reduzierter Störanfälligkeit bezüglich Bewegungsartefakten und Perfusionsdefiziten nicht genauer messen als die der ersten und zweiten Generation [8].

Auch wenn im Kopf-Hals-Bereich einer ausgeprägteren, venösen Pulsation Rechnung getragen werden muss [62], ließ sich in weiteren Studien demonstrieren, dass die Anbringung des Sensors an einer zentralen Position, z.B. an der Stirn möglicherweise eine stabilere und weniger störanfällige Messwertermittlung ermöglicht [12, 59]. Bei Luftfahrzeugführern und deren Besatzungsmitgliedern wäre diese Art der Anbringung eines Überwachungssensors ohnehin deutlich günstiger, da die Hände unbehindert steuern, bedienen und einstellen können sollten. Unter Gesichtspunkten des Tragekomforts bewerteten die Probanden anhand eines nach der Kammerfahrt ausgehändigten Fragebogens den Transmissionssensor, der offensichtlich bei der Bedienung des Computerpaneels mehrheitlich hinderlich war, auch deutlich schlechter als den Stirnsensor des Reflexionsgerätes. Mit fast 90% positiver Beurteilung des Reflexionssensors, versus nahezu 75% negativer Beurteilung des Transmissionssensors fiel das Ergebnis doch recht eindeutig aus.

Zusammenfassend lässt sich also feststellen, dass die Messwerte des Criticare 504 zwar mit der  $\text{saO}_2$ , gemessen durch das ABL 800 FLEX, korrelieren, bei der Dimensionierung eines möglichen Warnschwellenwertes aber bestimmten Messungenauigkeiten Rechnung getragen werden muss. Da das Pulsoxymeter die tatsächlichen Werte tendenziell überschätzt, müsste ein Warnschwellenwert entsprechend hoch gewählt werden, um die Luftfahrzeugführer adäquat und rechtzeitig vor drohendem Sauerstoffmangel warnen zu können. Unter mess- und anwendertechnischen Gesichtspunkten wäre es erstrebenswert,

einen Pulsoxymetriesensor im Kopf-Hals-Bereich anzubringen, wobei sich beispielsweise ein Stirnsensor anbieten würde. Dessen Messkopf müsste derart in den Helm des Luftfahrzeugführers integriert werden, dass sich optimale Mess- und Pässeigenschaften kombinieren ließen, damit für den Anwender ein größtes Maß an Sicherheit bei uneingeschränktem Bewegungsradius und Komfort sowie freier Sicht gewährleistet sein könnte.

Die Studie führt also zu dem Ergebnis, dass die Pulsoxymetrie, hier im Besonderen die Transmissionspulsoxymetrie, ein geeignetes Verfahren darstellt, um den in zunehmender Höhe auftretenden Sauerstoffmangel zu detektieren. Um einen möglichen Warnschwellenwert genauer eingrenzen zu können, sollten weitere Untersuchungen mit standardisierten Testbatterien zu verschiedenen Aspekten der Leistungsfähigkeit und Beanspruchung von Probanden unter Hypoxie durchgeführt werden.

Ein weiteres Ziel dieser Untersuchungen bestand darin, herauszufinden, ob der Wiener Determinationstest unter den hier erzeugten Bedingungen des Sauerstoffmangels einen Abfall der psychophysiologischen Leistungsfähigkeit zu zeigen vermag. Besonders betrachtenswert erscheinen in diesem Zusammenhang die Anzahl der richtig und die Anzahl der falsch beantworteten Reize und additiv auch der ausgelassenen Reizantworten. Die Anzahl der Richtigen zeigt die Leistungsfähigkeit des Probanden an. Nimmt diese ab, spricht das laut Angaben der Entwickler des Testsystems für eine „erhebliche Belastung“ des Probanden [55]. Die Anzahl der falschen Reaktionen korreliert eng mit der Aufmerksamkeit des Probanden, und mit seiner Fähigkeit, wichtige von weniger wichtigen Reizen zu unterscheiden [55]. Die Anzahl der ausgelassenen Reize offenbart Resignationstendenzen [55].

Bei der Auswertung fiel zunächst auf, dass auf 15.000 ft im Durchschnitt signifikant mehr Reize in einer signifikant kürzeren Reaktionszeit bearbeitet wurden. Da der „Modus adaptiv“ verwendet wurde - also Darbietung der Reize angepasst an die Bearbeitungsgeschwindigkeit des Probanden - könnte man hier den Einfluss eines gewissen Lerneffekts annehmen - zumal in Fachkreisen unbestritten ist, dass Höhenbedingungen die Reaktionszeit von Menschen auf bestimmte Reize verlängern [68, 69]. Unter der Erwartung einer nachlassenden Leistungsfähigkeit bei Sauerstoffmangel erscheint es verwunderlich, dass die absolute Anzahl der Richtigen auf 15.000 ft, also unter mäßiger Hypoxie, im Probandenkollektiv deutlich höher war als auf Ortshöhe. Auch hier entsteht der Eindruck, dass sich durch den kurzen Zeitabstand zwischen dem Test auf Ortshöhe und jenem auf 15.000 ft ein gewisser Lerneffekt für die Probanden ergeben haben könnte und die Leistungseinbuße auf 15.000 ft wiederum noch nicht so groß war, dass sie den

Lerneffekt aufgehoben hätte. Untermauert wird die Vermutung eines Lerneffektes beim Lesen von Fachliteratur, die Leistungseinbußen schon in Höhen ab 8200 ft beschreibt [69].

Um die Ergebnisse der Probanden diesbezüglich besser einordnen zu können, griffen wir auf eine Normstichprobe aus dem regulären Lehrgangsbetrieb zurück. Diese Normierungsstichprobe wurde auf Ausgangshöhe Königsbrück zweimal hintereinander durchgeführt, um den dabei möglicherweise auftretenden Lerneffekt, der sich an der erhöhten Anzahl „Richtiger“ im zweiten Durchgang bemerkbar macht zu quantifizieren. Für diese Studie machten wir uns dies insofern zu Nutze, als dass wir den Quotienten aus  $\text{Richtig}_2 / \text{Richtig}_1$  errechneten, um ihn als „Lerneffektfaktor“ mit dem Ergebnis der „Richtigen“ der vorliegenden Studie auf Ausgangshöhe zu multiplizieren. Dabei errechnete sich ein „Lerneffektfaktor“ von  $t = 1,025$ . Bezog man nun einen Lerneffekt in die Betrachtungen ein, so errechnete sich als „Lerneffekt-korrigierte“ Anzahl der „Richtigen“ für die Ausgangshöhe ein Wert von 254,14, anstatt der tatsächlichen Anzahl 247,94. Dieser liegt trotz der Quantifizierung eines möglichen Lerneffektes unter der Anzahl der „Richtigen“ der Probanden auf 15.000 ft (262,43 siehe Tabelle 8, Kapitel 4.4.1). Die Anzahl der richtigen Reaktionen war also zunächst auch nach Berücksichtigung eines möglichen Lerneffektes, anders als in der Normstichprobe des regulären Lehrgangsbetriebes, höher als auf Ausgangshöhe.

Da die Anzahl der Reize und damit die Anzahl der Reaktionen im „Modus adaptiv“ unterschiedlich waren, diente dies als Grundlage einer weiteren Berechnung. Durch Bildung des Quotienten aus richtigen, falschen und ausgelassenen Antworten mit der Anzahl der Reaktionen jeweils auf Ortshöhe und auf 15.000 ft relativierte sich das Ergebnis bei den richtigen Antworten: als prozentualer Anteil der gezeigten Reaktionen wurden auf Ortshöhe mehr richtige Antworten gegeben als unter mäßiger Hypoxie auf 15.000 ft. Auch wenn die höhere Gesamtanzahl der bearbeiteten Reize auf 15.000 ft einen Lerneffekt impliziert bzw. einen möglicherweise zeitlich zu geringen Abstand zwischen der Durchführung der zwei Testdurchläufe, schien das Probandenkollektiv unter Höhenbedingungen zumindest an der Schwelle zu einer deutlichen mentalen Belastung zu stehen.

Betrachtet man das für die psychophysiologische Leistungsfähigkeit zweite wichtige Kriterium, nämlich die absolute Anzahl der falschen Reaktionen auf einen Reiz, tritt ein eindeutiger Effekt zu Tage: Die Probanden reagierten bei 15.000 ft auf signifikant mehr Reize falsch, als auf Ortshöhe. Dieses Ergebnis lässt schlussfolgern, dass die Aufmerk-

samkeit der Probanden [55], und damit die Fähigkeit Relevantes von Irrelevantem zu unterscheiden, und möglicherweise auch ihre Kritikfähigkeit auf 15.000 ft bereits messbar reduziert war. Auch der prozentuale Anteil falscher Reaktionen bezogen auf der Anzahl der Reaktionen offenbarte mehr falsche Reaktionen auf 15.000 ft. Für die Fliegerei ist diese Beobachtung sehr wichtig, da es gerade hier auf die möglichst uneingeschränkte Aufmerksamkeit und situationsbedingt schnelle und adäquate Reaktion ankommt. Bartholomew et al. [5] beschreiben, dass bereits mittlere Höhen von 12.500 - 15.000 ft sich auf das Kurzzeitgedächtnis negativ auswirken. Bei einem hohen Informationsgehalt eines Reizmusters zeigten Probanden jener Studie Defizite bei der Wiederholung des Musters. Obwohl die Anzeichen des Sauerstoffmangels mit kognitiven und motorischen Defiziten bereits in der ersten Stunde nach Exposition von hypobarer Hypoxie beginnt [18], benötigt man laut Literatur einige Stunden, um das Vollbild der Auswirkungen des Sauerstoffmangels dezidiert untersuchen zu können [5, 63]. Sowohl bei der absoluten Anzahl der ausgelassenen Antworten als auch bei deren prozentualen Anteil bezogen auf die Anzahl der Reaktionen offenbarten sich mehr ausgelassene Antworten auf Ortshöhe.

Es ist sicher zunächst zu diskutieren, ob die Plateaus in dem hier angewendeten Profil eventuell zeitlich zu kurz bemessen waren, um tatsächlich eine eindeutige „erhebliche Beanspruchung“, und damit eventuell eine Reduktion der absoluten Anzahl der richtigen Antworten beim DT auf 15.000 ft bei den hier untersuchten Probanden aufzuzeigen. Weiterhin steht die Frage im Raum weshalb im ersten Testdurchlauf definitiv mehr Reizantworten ausgelassen wurden, was die Theorie eines Lerneffektes unterstützt.

Um eine präzisere Einschätzung abgeben zu können, wurden unter 4.4.2 die Ergebnisse des DT in Abhängigkeit von der individuell erreichten  $psO_2$  bei 15.000 ft dargestellt. Hier konnte eindeutig belegt werden, dass je niedriger die Sauerstoffsättigung bei den einzelnen Probanden war, desto geringer fiel die Anzahl der richtigen Reizantworten aus und desto mehr Antworten waren falsch bzw. wurden ausgelassen. Zudem wurden von Probanden mit niedrigerer Sauerstoffsättigung weniger Reize bearbeitet und damit weniger Reaktionen gezeigt. Interessant ist, dass die Reaktionszeit bei hohen und deutlich hypoxischen  $psO_2$ - Werten fast gleich war, wohingegen sie unter milder Hypoxie eher zugenommen hat. Auch wenn das unter deutlicher Hypoxie ( $psO_2 = 75 - 79\%$ ) agierende Probandenkollektiv mit  $N = 5$  recht gering war, lässt die beobachtete kürzere Reaktionszeit möglicherweise Rückschlüsse auf eine unreflektiertere, automatisierte und deshalb schnellere Bearbeitung zu, die ebenfalls für eine nachlassende Kritikfähigkeit sprechen könnte. Trotz dieser Ergebnisse ist eine eindeutige Aussage darüber, ob die Resultate



des Wiener Determinationstests die Festlegung eines kritischen  $psO_2$ -Schwellenwertes möglich machen, schwierig. Es ließ sich jedoch objektivieren, dass bei Sauerstoffsättigungen  $> 90\%$  die psychophysiologische Leistungsfähigkeit - und damit geistige Beanspruchung und Aufmerksamkeitsfunktion - messbar besser war, als bei geringeren Sättigungen. Die hier aufgeführten Ergebnisse des Wiener Determinationstests untermauern damit die mögliche Festlegung eines Warnschwellenwertes für kritische Sättigungsabfälle bei  $90\% psO_2$ .

Da es ebenfalls von Interesse war, die einzelnen Reizformen bzw. deren Erkennen durch die Probanden vergleichen und einschätzen zu können, erfolgte die Aufschlüsselung unter 4.4.3. Unter Höhenbedingungen wurde, bis auf den hohen Ton, auf alle Reize häufiger falsch reagiert als auf Ausgangshöhe. Dies war zum Teil auch statistisch belegbar. Bei den ausgelassenen Reaktionen - ebenfalls ein Kriterium für ein Aufmerksamkeitsdefizit - ergab sich ein etwas inhomogenes Bild bei den optischen Reizen, bei welchen nur auf „gelb“ und „grün“ häufiger eine Reaktion ausblieb. Bei den koordinativen Reizen wurden auf 15.000 ft mehr Reaktionen ausgelassen. Bei beiden akustischen Reizen wurden dagegen bei Ausgangshöhe deutlich häufiger, wenn auch nicht signifikant, Reaktionen ausgelassen. Die Betrachtung der tatsächlichen Anzahl der Reaktionen als prozentualer Anteil der geforderten Reaktionen unterstreicht die in diesem Zusammenhang gewonnenen Eindrücke. Beide akustischen Reize wurden auf 15.000 ft von den Probanden häufiger richtig erkannt als auf Ausgangshöhe. Bei der Reizform „Hochton“ ließ sich dieser Eindruck sogar statistisch belegen. Das Ergebnis verwundert insofern, als in früheren Untersuchungen gezeigt werden konnte, dass bereits ab Höhen von 15.000 ft die Latenzzeiten akustisch evozierter Potentiale bei Probanden zunehmen, wohingegen die Amplituden abnehmen [18, 68].

Unter Einbeziehung der vorangegangenen Zusammenhänge ist die Vermutung, dass bei den akustischen Reizen ein Lerneffekt aufgetreten ist, naheliegend. Eventuell gestaltete sich die Erkennung und richtige Reaktion auf einen akustischen Reiz im ersten Testdurchlauf auf Ortshöhe schwierig und musste erst erlernt werden, um sie dann auf 15.000 ft besser umsetzen zu können. Inwieweit die Resultate bei der Reizerkennung der Töne das Abschlussergebnis des Wiener Determinationstests beeinflusst haben, lässt sich im Nachhinein schwer beurteilen.

Das Gesamtergebnis des Wiener Determinationstests lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Leistungsfähigkeit des gesamten Probandenkollektivs auf 15.000 ft noch nicht eindeutig genug verringert war und die untersuchten Personen auch (noch) nicht erheb-

lich belastet waren. Jedoch zeigten sich Leistungseinbußen mit einer deutlichen Abnahme der psychophysiologischen Leistungsfähigkeit bei Sauerstoffsättigungen insbesondere unterhalb 90%  $p\text{O}_2$ . Einer potentiellen Veränderung des Gesamtergebnisses durch einen besonders ausgeprägten Lerneffekt bei den akustischen Reizen ist möglicherweise Rechnung zu tragen.





## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen eines Großforschungsprojektes, das die Entwicklung eines Frühwarnsensors zur Erkennung eines plötzlich und unerwartet auftretenden Sauerstoffmangels im Flugbetrieb zum Ziel hatte, ging es zunächst um die Frage, ob die Pulsoxymetrie als geeignetes Messverfahren zur Erkennung eines Sauerstoffmangels im Flugbetrieb dienen könnte.

Dazu wurde an 51 gesunden Probanden während standardisierter Höhen-Klima-Simulation in der Unterdruckkammer des Flugmedizinischen Institutes der Luftwaffe die Messgenauigkeit eines Transmissionspulsoxymeters (Criticare 504, Criticare Systems Inc. Waukesha, USA) im Vergleich zur blutigen  $\text{saO}_2$ - Messung (ABL 800 FLEX, Radiometer Copenhagen, Dänemark) mittels Blutgasanalyse aus arterialisiertem Kapillarblut untersucht.

Auf drei Höhen-Plateaus (Ortshöhe, 15.000 ft, 18.000 ft) wurden Blutproben aus der Fingerbeere der Probanden abgenommen. Diese blutig gemessenen und als Goldstandard geltenden Messwerte des ABL 800 FLEX wurden mit den entsprechenden Werten des Criticare 504 verglichen. Auf zwei Plateaus (Ortshöhe und 15.000 ft) wurde zusätzlich ein psychophysiologischer Leistungstest (Wiener Determinationstest) durchgeführt, um eine mögliche Minderung der Aufmerksamkeitsfunktion der Testpersonen unter Sauerstoffmangel zu objektivieren.

Als für die Fragestellung essentiell konnte eine gute Korrelation im Sinne eines engen statistischen Zusammenhangs der Messwerte der Transmissionspulsoxymetrie mit den Parametern der Blutgasanalyse im Sättigungsbereich von 100 - 65% gezeigt werden. Die Pulsoxymetrie kann daher, auch unter den Bedingungen der hypobaren Hypoxie als geeignetes Messverfahren zur Erkennung eines Sauerstoffmangels betrachtet werden.

Der mittlere Bias der Pulsoxymetrie war unter stark ausgeprägter Hypoxie (70 - 65%  $\text{saO}_2$ ) größer als unter Normoxie (100 - 95%  $\text{saO}_2$ ). Signifikante Messwertunterschiede gab es bei stark ausgeprägter Hypoxie, aber auch in den hohen Sättigungsbereichen >90%  $\text{saO}_2$ .

Bezüglich der Praktikabilität im Flugbetrieb stellte sich die Transmissionspulsoxymetrie als nachteilig dar.

Die Ergebnisse des Wiener Determinationstests ließen, ohne dass erhebliche Einschränkungen der psychophysiologischen Leistungsfähigkeit bei den Probanden eindeutig nachzuweisen waren, Hinweise auf eine mentale Belastung im Sinne einer nachlassenden Aufmerksamkeit auf 15.000 ft erkennen. Der Zusammenhang zwischen hoher

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

---

Sauerstoffsättigung und besserer Leistungsfähigkeit ließ sich eindeutig objektivieren.

Unter Beachtung dieser Ergebnisse und vorbehaltlich weiterer Untersuchungen sollte bei einem im realen Flugbetrieb operierenden Warnsystem der Schwellenwert für kritische Sättigungsabfälle ausreichend hoch - bei etwa 90%  $psO_2$  - dimensioniert werden.







## 7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

1	Gesetz von Lambert-Beer . . . . .	4
2	Absorptionsspektren von Hämoglobin und Oxyhämoglobin . . . . .	5
3	Darstellung der pulsierenden Komponente und der konstanten Komponente des transmittierten Lichtes . . . . .	6
4	Übersicht über wichtige Charakteristika der einzelnen Zonen der hypobaren Hypoxie . . . . .	10
5	Ausstattung der Probanden . . . . .	15
6	Höhenklimasimulationsanlage der Luftwaffe . . . . .	17
7	Schematische Darstellung des Höhen-Zeit-Profiles . . . . .	19
8	Schematische Darstellung der Datenwege . . . . .	24
9	Foto ABL 800 FLEX . . . . .	25
10	Criticare 504 mit zugehörigem Fingerclip . . . . .	26
11	Proband mit Universalpaneel . . . . .	29
12	Darstellung der Messwerte des Criticare 504 in Abhängigkeit von den Referenzwerten des ABL 800 FLEX . . . . .	33
13	Darstellung der Häufigkeitsverteilung der gemessenen Sauerstoffsättigungen von Criticare 504 und ABL 800 FLEX . . . . .	35
14	Darstellung der Messwerte des Criticare 504 in Abhängigkeit von den Werten des ABL 800 FLEX nach Höhen farblich gegliedert . . . . .	36
15	Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5% . . .	37
16	Verhalten des Bias der Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX von je 5% . . .	39
17	Differenz der Einzelmesswerte des Criticare 504 bezogen auf den Mittelwert aller Messwerte in einem 5%-Intervall . . . . .	41
18	Differenz der Einzelmesswerte des ABL 800 FLEX bezogen auf den Mittelwert aller Messwerte in einem 5%-Intervall . . . . .	42
19	Ergebnisse des DT auf 15.000 ft . . . . .	45
20	Vergleich der falschen Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe	47
21	Vergleich der ausgelassenen Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe . . . . .	47
22	Vergleich der geforderten Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe	48

23	Vergleich der Anzahl der tatsächlichen Reaktionen der einzelnen Reizqualitäten auf Ortshöhe . . . . .	48
24	Vergleich der Anzahl der tatsächlichen Reaktionen als Anteil der geforderten Reaktionen der einzelnen Reizformen auf Ortshöhe . . . . .	49

## 8 TABELLENVERZEICHNIS

1	Zusammenhänge von Höhe, Umgebungsluftdruck und relevanten Gasdrücken . . . . .	10
2	Leistungskennziffern HKS . . . . .	18
3	Reiz-Reaktionszuordnung beim DT . . . . .	28
4	Mittelwert $\pm$ Standardabweichung der $saO_2$ und des $pCO_2$ ermittelt durch den ABL 800 FLEX, sowie $psO_2$ durch den Criticare 504. . . . .	34
5	Verhalten der mittleren Sauerstoffsättigungen nach Segmentierung des Messbereiches in Sättigungsintervalle des ABL 800 FLEX zu je 5% . . . .	37
6	Mittlerer Bias des Criticare 504 im Vergleich zu den Messwerten des ABL 800 FLEX im gesamten Messbereich, unter Normoxie und unter Hypoxie	39
7	Darstellung der Beurteilung der unterschiedlichen Pulsoxymetriesensoren nach Tragekomfort durch die Probanden . . . . .	40
8	Ergebnisse des DT auf Ortshöhe und auf 15.000 ft . . . . .	44

## 9 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] AOYAGI, T. ; MIYASAKA, K.: Pulse oximetry: its invention, contribution to medicine, and future tasks. In: *Anesth Analg* 94 (2002), Nr. 1, S. S1–S3
- [2] BARKER, S.J.: “Motion-resistant” pulse oximetry: a comparison of new and old models. In: *Anesth Analg* 95 (2002), Nr. 4, S. 967–72
- [3] BARKER, S.J. ; CURRY, J. ; REDFORD, D. ; MORGAN, S.: Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry: a human volunteer study. In: *Anesthesiology* 105 (2006), Nr. 5, S. 892–897
- [4] BARKER, S.J. ; HYATT, J. ; SHAH, N.K. ; KAO, Y.J.: The effect of sensor malpositioning on pulse oximeter accuracy during hypoxemia. In: *Anesthesiology* 79 (1993), Nr. 2, S. 248–254
- [5] BARTHOLOMEW, C.J. ; JENSEN, W. ; PETROS, T.V. ; FERRARO, F.R. ; BIBERDORF, D. ; ET, al.: The effect of moderate levels of simulated altitude on sustained cognitive performance. In: *Int J Aviat Psychol* 9 (1999), Nr. 4, S. 351–359
- [6] BEDIENERHANDBUCH: *Radiometer Copenhagen. ABL 800 FLEX*. Artikel-Nr. 990-292, 2004
- [7] BERKENBOSCH, J.W. ; TOBIAS, J.D.: Comparison of new forehead reflectance pulse oximeter sensor with a conventional digit sensor in paediatric patients. In: *Respir Care* 51 (2006), Nr. 7, S. 726–731
- [8] BURNS, P.M. ; DRIESSEN, B. ; BOSTON, R. ; GUNTHER, R.A.: Accuracy of a third (Dolphin Voyager) versus first generation pulse oximeter (Nellcor N-180) in predicting arterial oxygen saturation and pulse rate in the anesthetized dog. In: *Vet Anaesth Analg* 33 (2006), Nr. 5, S. 281–295
- [9] CABLE, G.G.: In-flight hypoxia incidents in military aircraft: causes and implications for training. In: *Aviat Space Environ Med* 74 (2003), Nr. 2, S. 169–172
- [10] CAZZOLI, D. ; GERGELY, M. ; REBER, T.: *Philosophische und Psychologische Analysen der Aufmerksamkeit*. <http://visor.unibe.ch>, WS 04/05

- [11] CHENG, EJ. ; HOPWOOD, MB. ; KAY, J.: Forehead pulse oximetry compared with finger pulse oximetry and arterial blood gas measurement. In: *J Clin Monit* (1988), Nr. 3, S. 223–226
- [12] CLAYTON, DG. ; WEBB, RK. ; RALSTON, AC. ; DUTHIE, D. ; RUNCIMAN, WB.: A comparison of the performance of 20 pulse oximeters under conditions of poor perfusion. In: *Anaesthesia* 46 (1991), Nr. 1, S. 3–10
- [13] DE KOCK, JP. ; REYNOLDS, KJ. ; TARASSENKO, L. ; MOYLE, JT.: The effect of varying LED intensity on pulse oximeter accuracy. In: *J Med Eng Technol* 15 (1991), Nr. 3, S. 111–115
- [14] DEHART, RL. ; DAVIS, JR.: Fundamentals of Aerospace Medicine. (2002)
- [15] DEJARNETTE, R. ; HOLLERAN, R. ; VON ROTZ, NP. ; DOWNING, C. ; WILLHITE, J. ; STORER, D.: Pulse oximetry during helicopter transport. In: *Air Med J* 1 (1993), Nr. 4, S. 93–96
- [16] GEHRING, H. ; HORNBERGER, C. ; MATZ, H. ; KONECNY, E. ; SCHMUCKER, P.: The effects of motion artifact and low perfusion on the performance of a new generation of pulse oximeters in volunteers undergoing hypoxemia. In: *Respir Care* 47 (2002), Nr. 1, S. 48–60
- [17] GNAMM, C.: *Physiologischer Sauerstofftransport, Pulsoxymetrie und Vergiftungen, die direkt die Atmung betreffen*. Seminarvortrag im Rahmen des anorganisch-chemischen Forschungspraktikums betreut von Prof. Dr. G. Huttner. Heidelberg, 2004
- [18] HAYASHI, R. ; MATSUZAWA, Y. ; KUBO, K. ; KOBAYASHI, T.: Effects of simulated high altitude on event-related potential (P300) and auditory brain-stem responses. In: *Clinical Neurophysiology* 116 (2005), S. 1471–1476
- [19] HELM, M. ; FORSTNER, K. ; LAMPL, L. ; BOCK, KH.: Pulse oximetry in the air rescue service. 1: Quantitative detection of interfering factors on the method. In: *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 28 (1993), Nr. 2, S. 86–90
- [20] HELM, M. ; FORSTNER, K. ; LAMPL, L. ; BOCK, KH.: Pulse oximetry in the air rescue service. 2: Methods of increasing the stability of pulse oximetry measurements—ECG-synchronized pulse oximetry and adhesive sensors. In: *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 28 (1993), Nr. 2, S. 174–178

- [21] HONIG, A.: Peripheral arterial chemoreceptors and reflex control of sodium and water homeostasis. In: *Am J Physiol.* 257 (1989), Dec, Nr. 6P+2 R Review, S. 1282–302
- [22] HORNBERGER, C. ; KNOOP, P. ; MATZ, H. ; DORRIES, F. ; KONECNY, E. ; GEHRING, H. ; ET, al.: A prototype device for standardized calibration of pulse oximeters II. In: *J Clin Monit Comput* 17 (2002), Nr. 3-4, S. 203–209
- [23] HORNBERGER, C. ; KNOOP, P. ; NAHM, W. ; MATZ, H. ; KONECNY, E. ; GEHRING, H. ; ET, al.: A prototype device for standardized calibration of pulse oximeters. In: *J Clin Monit Comput* 16 (2000), Nr. 3, S. 161–169
- [24] INC, Criticare S.: *Gebrauchsanweisung 504/504-US, 504P/504-USP.* Criticare Systems inc., 1993
- [25] JORGENSEN, JS. ; SCHMID, ER. ; KÖNIG, V. ; FAISST, K. ; HUCH, A. ; HUCH, R.: Limitations of forehead pulse oximetry. In: *J Clin Monit* 11 (1995), Nr. 4, S. 253–256
- [26] KAMAL, AAR. ; HARNESS, JB. ; IRVING, G. ; MEARN, AJ.: Skin photoplethysmography - a review. In: *Comp. Meth. Progr. Biomed.* 28 (1989), S. 257–269
- [27] KIRUBAKARAN, C. ; GNANANAYAGAM, JE. ; SUNDARAVALLI, EK.: Comparison of blood gas values in arterial and venous blood. In: *Indian J Pediatr* 70 (2003), Nr. 10, S. 781–785
- [28] KNITZA, R. ; RALL, G. ; MAINZ, S.: *Hypoxische Gefährdung des Feten sub partu. Klinik und neue Überwachungsverfahren.* Darmstadt : Reinhold Knitza, Hrsg., Steinkopff, 1994. – ISBN 3–7985–0999–9
- [29] KNITZA, R. ; RALL, G. ; SCHALLER, N. ; KOLBEN, M.: Erste Ergebnisse einer Pilotstudie mit dem FetalSAT Pulsoxymetrysystem. In: *Geburtshilfe Frauenheilkunde* 64 (2004), S. 600–604
- [30] KOPOTIC, RJ. ; LINDNER, W.: Assessing high-risk infants in the delivery room with pulse oximetry. In: *Anesth Analg* 94 (2002), Nr. 1Suppl, S. S31–S36
- [31] KOZLOWSKI-TEMPLIN, R.: Blood gas analyzers. In: *Respir Care Clin N Am* 1 (1995), Nr. 1, S. 35–46

- [32] *Kapitel Hypoxie (Sauerstoffmangel)*. In: LEDDERHOS, C.: *Flugmedizin*. Bremen - London - Boston : Uni-Med Verlag AG, 2007, S. 91–97
- [33] LINDBERG, LG. ; LENNMARKEN, C. ; VEGFORS, M.: Pulse oximetry - clinical implications and recent technical developments. In: *Acta Anaesthesiol Scand* 39 (1995), Nr. 3, S. 279–287
- [34] LUTTKUS, AK. ; STUPIN, JH. ; CALLSEN, TA. ; DUDENHAUSEN, JW.: Feasibility of simultaneous application of fetal electrocardiography and fetal pulse oximetry. In: *Acta Obstet Gynecol Scand* 82 (2003), Nr. 5, S. 443–448
- [35] MANNHEIMER, PD. ; O'NEIL, M. ; KONECNY, E.: The influence of larger subcutaneous blood vessels on pulse oximetry. In: *J Clin Monit Comput* 18 (2004), Nr. 3, S. 179–188
- [36] MENDELSON, Y.: Pulse Oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring. In: *Clin Chem* 38 (1992), Nr. 9, S. 1601–1607
- [37] MENDELSON, Y. ; OCHS, BD.: Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography. In: *IEEE Trans Biomed Eng* 35 (1988), Nr. 10, S. 798–805
- [38] MIDDLETON, PM. ; HENRY, JA.: Pulse oximetry: evolution and directions. In: *Int J Clin Pract* 54 (2000), Nr. 7, S. 438–444
- [39] MOLLER, JT. ; PEDERSEN, T. ; RASMUSSEN, LS. ; JENSEN, PF. ; PEDERSEN, BD. ; RAVLO, O. ; ET, al.: Randomized evaluation of pulse oximetry in 20,802 patients: I. Design, demography, pulse oximetry failure rate, and overall complication rate. In: *Anesthesiology* 78 (1993), Nr. 3, S. 436–444
- [40] MORTAZAVI, A. ; EISENBERG, MJ. ; LANGLEBEN, D. ; ERNST, P. ; SCHIFF, RL.: Altitude-related hypoxia: risk assessment and management for passengers on commercial aircraft. In: *Aviat Space Environ Med* 74 (2003), Nr. 9, S. 922–927
- [41] PEDERSEN, T. ; MOLLER, AM. ; PEDERSEN, BD.: Pulse oximetry for perioperative monitoring: systematic review of randomized, controlled trials. In: *Anesth Analg* 96 (2003), Nr. 2, S. 426–31
- [42] PONGRATZ, H.: *Kompendium der Flugmedizin*. 2002

- [43] POTGER, KC.: Instrumentation & Measurement, Operation of Oximeters during red/infrared densitometry. (2003)
- [44] PRABHAKAR, NR. ; OVERHOLT, JL.: Cellular mechanisms of oxygen sensing at the carotid body: heme proteins and ion channels. In: *Respir Physiol*. 122 (2000), Nr. 2-3, S. 209–221
- [45] RAFF, H.: The significance of the blood gas analyzer. In: *J Appl Physiol* 97 (2004), Nr. 5, S. 1597–1598
- [46] RALSTON, AC. ; WEBB, RK. ; RUNCIMAN, WB.: Potential errors in pulse oximetry. I. Pulse oximeter evaluation. In: *Anaesthesia* 46 (1991), Nr. 3, S. 202–206
- [47] REFERENZHANDBUCH: *Radiometer Copenhagen. ABL 800 FLEX*. Artikel-Nr. 990-293, 2004
- [48] REIMANN-BERNHARDT, B.: *Diagnostik von Aufmerksamkeit*.  
<http://www.psychologie.tu-dresden.de/allgpsy/Reimann/SS2004/Diagnostik-%20von%20Aufmerksamkeit.pdf>, 2004
- [49] REMBERG: *Grundlagen der Spektrophotometrie*. [www.ruhr-uni.bochum.de](http://www.ruhr-uni.bochum.de), 2006
- [50] REYNOLDS, KJ. ; MOYLE, JT. ; GALE, LB. ; SYKES, MK. ; CE., Hahn: In vitro performance test system for pulse oximeters. In: *Med Biol Eng Comput* 30 (1992), Nr. 6, S. 629–635
- [51] REYNOLDS, KJ. ; MOYLE, JT. ; SYKES, MK. ; HAHN, CE.: Response of 10 pulse oximeters to an in vitro test system. In: *Br J Anaesth* 68 (1992), Nr. 4, S. 365–369
- [52] RUSSOMANO, T. ; EVETTS, SN. ; CASTRO, J. ; DOS SANTOS, MA. ; GAVILLON, J. ; AZEVEDO, DF. ; ET, al.: A device for sampling arterialized earlobe blood in austere environments. In: *Aviat Space Environ Med* 77 (2006), Nr. 4, S. 453–455
- [53] SAVOUREY, G. ; LAUNAY, JC. ; BESNARD, Y. ; GUINET, A. ; TRAVERS, S.: Normo- and hypobaric hypoxia: are there any physiological differences? In: *Eur J Appl Physiol* 89 (2003), Nr. 2, S. 122–126
- [54] SCHOENE, RB.: Limits of human lung function at high altitude. In: *J Exp Biol*. 204 (2001), Nr. Pt 18, S. 3121–3127

- [55] SCHUHFRIED, G.: Wiener Testsystem, Wiener Determinationstest, Version 29.00. (2006)
- [56] SEVERINGHAUS, JW.: The invention and development of blood gas analysis apparatus. In: *Anesthesiology* 97 (2002), Nr. 1, S. 253–256
- [57] SEVERINGHAUS, JW. ; ASTRUP, PB.: History of blood gas analysis, VI. Oximetry. In: *J Clin Monit* 2 (1986), Nr. 4, S. 270–288
- [58] SEVERINGHAUS, JW. ; KELLEHER, JF.: Recent developments in pulse oximetry. In: *Anesthesiology* 76 (1992), Nr. 6, S. 1018–1038
- [59] SEVERINGHAUS, JW. ; NAIFEH, KH.: Accuracy of response of six pulse oximeters to profound hypoxia. In: *Anesthesiology* 67 (1987), Nr. 4, S. 551–558
- [60] SEVERINGHAUS, JW. ; NAIFEH, KH. ; KOH, SO.: Errors in 14 pulse oximeters during profound hypoxia. In: *J Clin Monit* 5 (1989), Nr. 2, S. 72–81
- [61] SHELLEY, KH. ; AWAD, AA. ; STOUT, RG. ; SILVERMAN, DG.: The use of joint time frequency analysis to quantify the effect of ventilation on the pulse oximeter waveform. In: *J Clin Monit Comput* 20, Nr. 2, S. 81–87
- [62] 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. In: *Anesth Analg* 100 (2005), Nr. 3, S. 743–1
- [63] SHUKITT-HALE, B. ; BANDERET, LE. ; LIEBERMAN, HR.: Elevation-dependent symptom, mood, and performance changes produced by exposure to hypobaric hypoxia. In: *Int J Aviat Psychol* 8 (1998), Nr. 4, S. 319–334
- [64] SINEX, JE.: Pulse oximetry. Principles and limitations. In: *Am J Emerg Med* 17 (1999), Nr. 1, S. 59–67
- [65] STRIEBEL, HW. ; KRETZ, FJ.: The functional principle, reliability and limitations of pulse oximetry. In: *Anaesthesist* 38 (1989), Nr. 12, S. 649–657
- [66] SUGINO, S. ; KANAYA, N. ; MIZUUCHI, M. ; NAKAYAMA, M. ; NAMIKI, A.: Forehead is as sensitive as finger pulse oximetry during general anesthesia. In: *Can J Anaesth* 51 (2004), Nr. 5, S. 432–436



- [67] TREMPER, KK. ; BARKER, SJ.: Pulse Oximetry. In: *Anesthesiology* 70 (1989), Nr. 1, S. 98–108
- [68] VIRUÉS-ORTEGA, J. ; BUELA-CASAL, G. ; GARRIDO, E. ; ALCÁZAR, B.: Neuro-psychological Functioning Associated with High-Altitude Exposure. In: *Neuropsychology Review* 14 (2004), Nr. 4, S. 197–224
- [69] VIRUÉS-ORTEGA, J. ; GARRIDO, E. ; JAVIERRE, C. ; KLOEZEMAN, KC.: Human behaviour and development under high-altitude conditions. In: *Dev Sci* 9 (2006), Nr. 4, S. 400–410
- [70] WABNITZ, H. ; KLEIN, KD.: *Pulsoximeter - Messtechnische Prüfung von Medizinprodukten mit Messfunktion*. Physikalisch Technische Bundesanstalt. – ISBN ISBN:3–89701–442–4
- [71] WIKIPEDIA, DIE FREIE ENZYKLOPÄDIE.: *Lambert-Beer* .  
 Bearbeitungsstand: 02.07.2009. <http://de.wikipedia.org/wiki/Lambert-Beer>,
- [72] WIMPRESS, S. ; VARA, DD. ; BRIGHTLING, CE.: Improving the sampling technique of arterialized capillary samples to obtain more accurate  $paO_2$  measurements. In: *Chron Respir Dis* 2 (2005), Nr. 1, S. 47–50
- [73] ZANDER, R. ; MERTZLUFFT, F.: Oxygen parameters of blood: definitions and symbols. In: *Scand J Clin Lab Invest* 50 (1990), Nr. Suppl. 203, S. 177–185
- [74] ZAVORSKY, GS. ; LANDS, LC. ; SCHNEIDER, W. ; CARLI, F.: Comparison of fingertip to arterial blood samples at rest and during exercise. In: *Clin J Sport Med* 15 (2005), Nr. 4, S. 263–270
- [75] ZONIOS, G. ; SHANKAR, U. ; IYER, VK.: Pulse oximetry theory and calibration for low saturations. In: *IEEE Trans Biomed Eng* 51 (2004), Nr. 5, S. 818–822

## 10 VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN

Abb.	Abbildung
AC	Alternating current „Wechselspannung“
AF	Atemfrequenz
BA	Blutabnahme
CO	Kohlenmonoxyd
COHb	Carboxyhämoglobin
DC	Direct current „Gleichspannung“
DK	Dekompressionskammer
DT	Wiener Determinationstest
EKG	Elektrokardiogramm
Hb	Hämoglobin, desoxygeniert
HKS	Höhen - Klima - Simulationsanlage
HZV	Herzzeitvolumen
Kap.	Kapitel
LED	Light emitting diods
MetHb	Methämoglobin
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
O <sub>2</sub> Hb	Oxygeniertes Hämoglobin
paCO <sub>2</sub>	Arterieller Kohlendioxydpartialdruck
paO <sub>2</sub>	Arterieller Sauerstoffpartialdruck
pAO <sub>2</sub>	Alveolärer Sauerstoffpartialdruck
pCO <sub>2</sub>	Kohlendioxydpartialdruck, allgemein
pO <sub>2</sub>	Sauerstoffpartialdruck allgemein
psO <sub>2</sub>	(arterielle) Sauerstoffsättigung gemessen mittels Pulsoxymeter
RR	arterieller Blutdruck, oszillometrisch gemessen
saO <sub>2</sub>	Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes bzw. des arterialisierten Kapillarblutes
Tab.	Tabelle
TUC	Time of useful consciousness

## 10 VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN

---

UK	Unterdruckkammer
WFV	Wehrfliegerverwendungsfähigkeit
$\bar{X} \pm SD$	Mittelwert mit zugehöriger Standardabweichung

## 11 DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. med. Reinhold Knitza danke ich für die freundliche Überlassung des überaus interessanten Dissertationsthemas und für die stetige Diskussionsbereitschaft.

Frau PD Dr. med. Carla Ledderhos danke ich für die außerordentlich kompetente und freundliche Leitung und Organisation des Projektes, sowie für die geduldige und anregende Betreuung während der Durchführung der Experimente und der Niederschrift der Dissertation. Für Ihre persönlichen Worte und Ihr stetiges Interesse bin ich sehr dankbar.

Herrn Dipl. Ing. André Gens bin ich für die technische Unterstützung und die geduldige Anleitung und Betreuung bei der Datenverarbeitung und -auswertung sehr dankbar. Danke auch für all die kleinen Weisheiten, die im alltäglichen Leben so wichtig sind.

Allen Mitarbeitern der Abteilung II Flugphysiologie der Luftwaffe - unter Leitung von Oberstarzt Dr. med. Welsch - bin ich für das Engagement und die unkomplizierte Kooperation bei der Durchführung der Experimente zu Dank verpflichtet.

Ich danke den Probanden des Lufttransportgeschwaders 62 in Holzdorf, der Offizierschule der Luftwaffe in Fürstenfeldbruck, der Offizierschule des Heeres in Dresden, den Mitarbeitern der Abteilung II Flugphysiologie der Luftwaffe, und den zivilen Probanden.

Frau Isabell Krimmer, meiner Doktorandenkollegin danke ich für die fruchtbare Zusammenarbeit und für unvergessliche Momente in der Unterdruckkammer.

Meiner Familie, meinen Eltern und Brüdern bin ich sehr dankbar dafür, dass sie grundsätzlich und unerschütterlich an mich glauben.

Herrn Kai Labusch, bin ich sehr dankbar; ohne ihn und seine fachliche Kompetenz wäre eine Fertigstellung der Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

## 13 ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe, und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

München, den

Anja Schneider